



HAL
open science

Analyse biomécanique du swing de golf

Maxime Bourgain

► **To cite this version:**

Maxime Bourgain. Analyse biomécanique du swing de golf. Biomécanique [physics.med-ph]. Ecole nationale supérieure d'arts et métiers - ENSAM, 2018. Français. NNT : 2018ENAM0010 . tel-02069423

HAL Id: tel-02069423

<https://pastel.hal.science/tel-02069423>

Submitted on 15 Mar 2019

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

École doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'ingénieur

Doctorat ParisTech

T H È S E

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité " Biomécanique et ingénierie pour la santé "

présentée et soutenue publiquement par

Maxime BOURGAIN

21 février 2018

Analyse biomécanique du swing de golf

Directeur de thèse : **Philippe ROUCH**

Co-encadrement de la thèse : **Olivier ROUILLON**

Co-encadrement de la thèse : **Christophe SAURET**

Co-encadrement de la thèse : **Patricia THOREUX**

Jury

M. Benoît BIDEAU, Professeur des Universités, laboratoire mouvement sport santé, université de Rennes 2

Président

M. Gaël GUILHEM, Directeur du Laboratoire Sport, Expertise et Performance, INSEP

Rapporteur

M. Nasser REZZOUG, Maître de Conférences, Laboratoire de Biomodélisation et Ingénierie des Handicaps, Université de Toulon

Rapporteur

M. Floren COLLOUD, Maître de Conférences, Institut P', Université de Poitiers

Examineur

M. Philippe ROUCH, Professeur des Universités, directeur de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, ENSAM Paris

Examineur

Mme Patricia THOREUX, Professeur des Universités, Praticienne hospitalière, Hôpital Avicenne et Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech

Examineur

M. Christophe SAURET, Maître de Conférence, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, ENSAM Paris

Examineur

M. Olivier ROUILLON, Docteur en médecine, Médecin des équipes de France et médecin de la fédération française de golf.

Examineur

Remerciements

Ce projet de thèse a avant tout été possible grâce à la collaboration de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak avec la Fédération Française de Golf. Leur volonté commune de produire et de diffuser la connaissance se concrétise par des actions de plus en plus nombreuses et cela a été un vrai plaisir d'y contribuer. Merci aussi aux volontaires ainsi qu'aux financeurs (Ministère de l'Education nationale, de l'Enseignement supérieur et de la Recherche, la chaire BiomécAM, l'Institut Fédératif de Recherche Biomédicale de l'Université Paris 13, la Fédération Française de Golf, TrackMan, Titleist, BSN), sans qui cette recherche n'aurait pas été possible.

Je tiens tout d'abord à remercier mes encadrants pour m'avoir proposé ce projet puis pour m'avoir guidé pendant ces années de doctorat. Leur complémentarité a été cruciale pour mener à bien ce projet. Christophe Sauret a notamment eu la lourde tâche de me suivre au quotidien ainsi que de me conseiller sur les orientations techniques de mon travail, particulièrement concernant l'analyse du mouvement et OpenSim. Philippe Rouch et Patricia Thoreux qui m'ont proposé ce sujet de recherche, qui l'ont supervisé et qui m'ont donné de nombreux conseils avisés. Olivier Rouillon, élément moteur de la collaboration avec la fédération, qui m'a permis de comprendre le golf et les problématiques associées, domaine dans lequel j'avais tout à apprendre. Mais aussi pour sa disponibilité et son enthousiasme à l'égard de ce projet de recherche.

Je tiens aussi à remercier tous les membres du jury pour leurs interventions qui ont permis d'effectuer une discussion riche. Benoît Bideau pour avoir présidé le jury, Gaël Guilhem et Nasser Rezzoug pour avoir rapporté ce document et Floren Colloud pour avoir participé à ce jury. Leurs remarques et conseils ont permis d'enrichir ce travail.

Je tiens aussi à remercier tous les membres du laboratoire avec qui j'ai pu passer ces 3 années de doctorat dans de bonnes conditions. Très loin des clichés véhiculés sur les doctorants et chercheurs, l'ambiance conviviale résidant à l'Institut participe au bon déroulement de la recherche et de l'enseignement. Et j'en profite pour remercier Marine pour sa contribution en ce sens.

Je pense tout particulièrement à la CSRT et notamment Samuel Hybois avec qui j'ai pu travailler sur les thématiques de modélisation. Mais aussi à Thibault Marsan et Grégoire Prum qui, en plus d'avoir participé à ce travail, vont aussi continuer à faire vivre la recherche sur ces thématiques au travers de leurs projets de recherche. Ainsi que Kévin Cépissul avec qui nous avons pu poser quelques bases de l'analyse des EMG.

J'aimerais aussi remercier Léo Benouaich qui a su me mettre le pied à l'étrier en me donnant les bases nécessaires pour mener à bien la partie expérimentale de l'analyse du mouvement.

Merci aussi à tous les enseignants que j'ai eu au fil des années et qui ont su me motiver pour en arriver jusqu'au doctorat. Et plus particulièrement, j'aimerais remercier Dominique Bonneau pour ses cours d'anatomie remarquables qu'il effectue avec une pédagogie et un enthousiasme exceptionnels. Ainsi que François Germain, avec qui j'ai commencé à apprendre l'anatomie et qui a la compétence rare de savoir l'enseigner à des mécaniciens.

Merci aussi à mes parents qui ont relu le manuscrit pour en limiter le nombre de coquilles et qui, ainsi que mes frères, belles-soeurs, et neveux, m'ont apporté leur soutien sans faille.

Merci aussi à mes colocataires, Thomas et Benoit, avec qui nous nous sommes épaulés mutuellement pour franchir le cap que constitue le doctorat. Merci aussi à Laura qui a été ma co-bureau pendant deux années.

Merci à tous ceux qui m'ont agréablement corrompu pendant ces années de thèse ainsi que mes longues semaines de rédaction : Thomas, Benoit, Lucile, Lucie, Solène, Olivia, Vanessa, Elsa, Thibault, Paul, Blanchard, François, Laureen, Julien, Etienne, Camille, Alexis, Mathieu, Alizée, Aurélien, Manon, Julie, Morgane, Julia, Germain, Simona, Claire, Rémy, Rémi, Boris, Maxim, Louis, Alice, Carla, Jérémy, Camille, Céline, Justin, Paul, Fatima, Hélène, Daphné, Baptiste, Grégoire, Piwi,...

Merci à la KULTTE de me faire passer toujours autant de bons moments : les nouvelles générations apportent tous les ans leurs nouvelles idées et leur énergie mais l'état d'esprit reste le même. Et faire un entraînement après une journée bien remplie est toujours un plaisir.

Et pour finir, merci à toi qui a entrepris la lecture de cette thèse.

Table des matières

Remerciements	ii
Partie I Etat de l'art	ix
I Introduction Générale	1
I.1 Le golf	2
I.2 La performance	3
I.3 Santé par le golf et pathologies liées au golf	5
I.4 Analyse biomécanique	7
I.5 Bilan et objectifs de la thèse	7
II Revue de littérature	9
II.1 Introduction	10
II.2 Méthode	10
II.3 Résultats, Analyse et Discussion	12
II.4 Conclusion de la revue de littérature	39
Partie II Travail personnel	41
III Protocole Expérimental	43
III.1 Population de l'étude	44
III.2 Protocole	44
III.3 Capture du mouvement	46
III.4 Mesure des structures osseuses	53
III.5 Conclusion et perspective du protocole expérimental	55
IV Traitement des données	56
IV.1 Cinématique	57
IV.2 Dynamique	68
IV.3 Activations musculaires	69
IV.4 Efforts intra-articulaires	70
IV.5 Résumé de l'approche et positionnement de la thèse	70
V Performance et paramètres spatio-temporels	73
V.1 Catégorisation des golfeurs	74

V.2	Phases du swing	79
V.3	Plan de swing	81
V.4	Longueur de la trajectoire de la tête de club	87
V.5	Conclusion du chapitre	90
VI	Cinématique du swing	91
VI.1	Population du chapitre	92
VI.2	X-factor	92
VI.3	Cinématique articulaire corps complet	96
VI.4	Normes des vitesses	111
VI.5	Séquence cinématique	114
VI.6	Centre de masse	118
VI.7	Conclusion et perspectives sur la cinématique	124
VII	Dynamique du swing	125
VII.1	Introduction	126
VII.2	Actions mécaniques extérieures	126
VII.3	Centre de Pression	132
VII.4	Dynamique articulaire des membres inférieurs	134
VII.5	Moment moteur	140
VII.6	Conclusion sur la dynamique	146
VIII	Energétique et cinétique du swing	147
VIII.1	Energie cinétique segmentaire	148
VIII.2	Moment cinétique moteur	151
VIII.3	Inertie apparente	152
VIII.4	Puissance articulaire	154
VIII.5	Conclusion et perspectives de l'énergétique	157
IX	Conclusion, perspectives et ouvertures	158
Partie III	Annexes	163
A	Tableaux de la revue de littérature	166
A.1	Abréviations spécifiques aux tableaux de revue de littérature	167
A.2	Facteurs empiriques	169
A.3	Cinématique	179
A.4	Efforts	193
A.5	Dynamique	208
A.6	Divers	219
B	Eléments complémentaires du protocole expérimental	220
B.1	Autorisation du comité de protection des personnes	221

B.2	Autorisation de l'ANSM	222
B.3	Autorisation de la CNIL	223
B.4	Questionnaire	225
B.5	Echauffement	231
B.6	Note d'information	238
B.7	Formulaire de recueil de consentement	248
B.8	Caractéristiques générales de la cohorte : performance, physiologie, santé . . .	253
B.9	Comparaison des vitesses du radar de vol	258
C	Plan de swing : étude de convergence	261
C.1	Introduction	262
C.2	Matériel et méthode	262
C.3	Résultats et Discussion	263
C.4	Conclusion	263
D	Résultats supplémentaires de la cinématique	266
D.1	Evolution du X-factor dans le plan de swing	267
D.2	Degrés de liberté	268
D.3	CoM	272
E	Les études de sensibilité	273
E.1	Introduction	274
E.2	Personnalisation EOS	274
E.3	Influence de la séquence sur la cinématique et dynamique du rachis lombaire	279
F	Données supplémentaires du chapitre cinématique	282
G	Données additionnelles du chapitre de dynamique inverse	285
G.1	Efforts	286
G.2	Moments articulaires	287
H	Etude de cas : sujet avec prothèse totale de hanche	291
H.1	Introduction	292
H.2	Matériel et méthode	292
H.3	Résultats	293
H.4	Discussion	298
H.5	Conclusion	298
I	Douleurs lombaires	299
I.1	Caractéristiques de la cohorte	300
I.2	Comparaison de la cinématique articulaire du swing	301
I.3	Comparaison de la dynamique articulaire du swing	306
I.4	Puissances articulaires	314
I.5	Conclusion	315

J	Diffusion du travail et implications scientifiques	316
J.1	Implications scientifiques et prix	317
J.2	Articles scientifiques	317
J.3	Articles de congrès publiés, avec comité de relecture	345
J.4	Communications internationales	357
J.5	Communications nationales	373
J.6	Ouverture et vulgarisation	387
	Liste des figures	393
	Liste des tableaux	404
	Bibliographie	408

Première partie

Etat de l'art

Chapitre I

Introduction Générale



source : porthelio.fr

Sommaire

I.1	Le golf	2
I.2	La performance	3
I.3	Santé par le golf et pathologies liées au golf	5
I.4	Analyse biomécanique	7
I.5	Bilan et objectifs de la thèse	7

I.1 Le golf

Le golf est un sport qui consiste à réaliser un parcours (généralement 18 trous) en un minimum de coups, en envoyant la balle à l'aide de clubs. Très ancienne, sa pratique s'est structurée à partir de 1754 avec la création du Royal & Ancient Golf Club (Saint-Andrews, Ecosse), mettant en place les règles du jeu moderne. Depuis, le golf s'est très largement démocratisé et compte actuellement plus de 60 millions de joueurs réguliers dans le monde (55 millions en 2003 [FCC⁺03]), dont 8 millions en Europe. La Fédération Française de Golf (FFGolf) comptait quant à elle 408 000 licenciés en 2016 dont 113 000 femmes, une moyenne d'âge mixte à 52 ans, et 156 000 licenciés qui participaient à des compétitions [ffg15].

Il existe différentes tailles de parcours mais la référence est le 18 trous. Pour chaque trou le but consiste à faire parcourir à la balle une distance de plusieurs centaines de mètres (de 160 à 555m pour le Golf National français) en un minimum de coups. Chaque trou se caractérise par un nombre de coups de référence appelé *par*, et qui varie en fonction de sa longueur. Le déplacement entre chaque coup se fait à pied (ou en voiturette par exemple pour les handigolfeurs). Les joueurs parcourent ainsi entre 5 et 10 kilomètres sur un parcours de 18 trous. Chaque portion est constituée de plusieurs zones caractéristiques, en particulier : l'*aire de départ*, le *fairway* et le *green*. L'*aire de départ* est constituée d'une surface rase et est la seule zone où le joueur peut placer sa balle sur un *tee* (pièce de bois ou de plastique destinée à surélever la balle). Le *fairway* est la zone comprise entre l'aire de départ et le *green* et est constituée d'herbe tondue. Plusieurs obstacles peuvent y être disposés tels que des *bunkers* (obstacles creux remplis de sable), des arbres ou des étendues d'eau. La zone autour du trou s'appelle le *green* et est constituée d'herbe rase. Les zones les plus extérieures du parcours s'appellent le *rough*, avec de l'herbe plus haute.



FIGURE I.1 – Série de têtes de clubs Titleist : putters à gauche, fer au milieu et driver à droite [Tit17].

Pour effectuer son parcours, le golfeur dispose de *clubs*. Ils sont tous constitués d'un manche (aussi appelé *shaft*), dont la longueur varie en fonction du type de club et de la taille du joueur, d'un *grip* permettant la saisie du club, et d'une tête qui permet d'impacter la balle et dont la géométrie et les caractéristiques varient suivant le type de club (*c.f.* Figure I.1). Il existe trois catégories de clubs : les bois, les fers et les *putters*. Les bois, dont le nom vient du matériau qui le composait initialement, sont des clubs longs avec une tête en forme d'ellipsoïde tronqué. Ils sont préférés pour faire parcourir de longues distances à la balle. Le bois permettant de parcourir les plus longues distances est le *driver*, souvent utilisé pour effectuer le premier coup d'un trou. Les

fers, plus courts que les bois, ont une tête constituée d'une lame d'inclinaison variable définie par deux angles : le **lie** (angle entre le *shaft* et l'horizontale lorsque la tête repose à plat sur le sol) et le **loft** (angle entre le plan vertical incluant le **shaft** lorsque la tête repose sur le sol et le plan de la tête qui impacte la balle). Les fers possèdent un numéro, plus il est élevé, plus le **loft** est important (fer-4 ; fer-5 ; fer-6 ; ... ; fer-9 ; fer-10, aussi appelé *pitching-wedge* ; fer-11, aussi appelé *sand-wedge* et utilisé dans les *bunkers* ou pour de très courtes approches). Ces deux derniers clubs permettent de créer les trajectoires les plus hautes. Ces clubs sont utilisés pour des distances plus courtes ou lorsque la précision est primordiale. Enfin le **putter** est un club utilisé pour faire rouler la balle sur le *green* (sans vol de la balle) pour finir le trou. Les *putters* ont des géométries très variables avec des têtes très fines ou au contraire très imposantes (c.f. Figure I.1).

Pour envoyer la balle avec le club, le joueur effectue un mouvement de **swing**, pour la plupart des coups, ou de **putt**, pour les derniers coups sur le *green*. Le **swing** est un mouvement complexe et rapide dans lequel le joueur va amener le club au-dessus de sa tête (mouvement vers l'arrière et le haut du club) puis venir frapper la balle avec un mouvement du club vers le bas et l'avant. La durée du swing est inférieure à 2s avec une durée de l'ordre de 0.3s entre les instants où le club atteint sa position la plus haute et l'impact avec la balle [EDWC04b, HEMK10]. C'est un mouvement asymétrique, très rapide et mettant un jeu l'ensemble du corps du joueur.



FIGURE I.2 – Tête de driver avec masse amovible [Tit17]

I.2 La performance

L'objectif du jeu étant de réaliser le parcours avec le moins de coups possibles, la performance au golf se traduit par la capacité à organiser son jeu pour minimiser le nombre de coups. Ainsi, si la capacité à réaliser un swing permettant d'envoyer la balle loin est évidente, il existe également des facteurs de précision (une erreur de 5° sur un swing à 200m résulte en un écart latéral de 17 m par rapport à l'objectif) et de stratégie tels que le choix des clubs ou la prise en compte des conditions climatiques (vent, herbe humide, etc).

Au golf, le niveau des joueurs est défini par un handicap (aussi appelé index). Ce handicap est défini à partir de la différence entre le nombre de coups réalisés et le nombre de coups de référence pour chaque parcours, lors des compétitions officielles. Ainsi, plus le handicap du joueur

est faible, meilleur il est. Etant donné la dimension stratégique du jeu, l'alternance entre les phases de swing et de petit jeu (*i.e.* lorsque la balle est proche du trou et que le jeu s'effectue avec le *putter*), la qualité du swing pour des joueurs de même handicap peut significativement varier, même s'il a été noté une corrélation entre la vitesse de tête de club à l'impact et le handicap [FSF04]. De plus, cet indicateur peut être biaisé pour des joueurs qui ne participent que peu à des compétitions officielles.



FIGURE I.3 – Illustration de la composition d'une balle de golf [Tit17]

Pour améliorer les performances, le matériel a cependant suscité beaucoup d'intérêt. En particulier, la technologie des balles a notamment beaucoup évolué et, désormais, son développement a quasiment convergé vers une balle en trois couches : un noyau central en polymère, un manteau en élastomère et une coque recouverte d'alvéoles, couramment appelées «*dimples*» (voir Figure I.3). Ces alvéoles ont un rôle aérodynamique qui, combinées à la rotation de la balle sur elle-même (*spin*), permettent à la fois de limiter la traînée et d'augmenter la portance. En effet, les études menées sur la balle de golf ont montré que les alvéoles permettent de limiter le phénomène de décollement de la couche limite, néfaste en termes de traînée, en minimisant la zone de recirculation à l'arrière de la balle, à haut nombre de Reynolds [SBB⁺10, CJC06, BJSK12]. Toutefois les efforts des industriels pour améliorer les balles sont limités par les normes dictées par le Royal & Ancient qui impose le poids (au maximum 45.93g), la taille (diamètre inférieur à 42.67mm), la sphéricité de la balle et le coefficient de restitution entre la balle et la tête de club [R&b].

Les clubs ont aussi connu des développements importants vis-à-vis des matériaux utilisés (acier, aluminium, matériau composite) pour le manche, modifiant sa raideur. Pour mettre à profit la raideur du club, qui dépend de la dynamique et du timing du swing du golfeur, les fabricants proposent une gamme de manches avec des raideurs différentes : du plus souple (*lady*) au plus raide (*extra-stiff*). Jusqu'à présent, aucune norme ne vient contraindre la raideur du *shaft* et seule la géométrie du club est soumise à des conditions : longueur de club (de 0.457m à 1.219m); angle de *lie* [R&a] et le déport de la tête. Depuis peu, les industriels proposent d'utiliser des masses variables pour modifier le centre de gravité de la tête de club (*c.f.* Figure I.2). La disposition de cette masse modifie l'inertie du club ce qui est censée modifier le *spin* de la balle. Ceci est toléré tant que l'ajustement ne peut pas se modifier pendant le swing. La forme du *grip* est elle aussi normalisée (pas de grande variation de section, coaxiale au manche, section inférieure à 44.45mm).

La règle la plus contraignante vis-à-vis du matériel concerne la limitation du coefficient de restitution entre la balle et la tête de club. Cette règle a mis fin à la course à l'optimisation de la restitution d'énergie et désormais les améliorations portent sur l'agrandissement de la zone

optimale d'impact (*sweet spot*). Cette caractéristique est appelée tolérance du club (*forgiveness*).

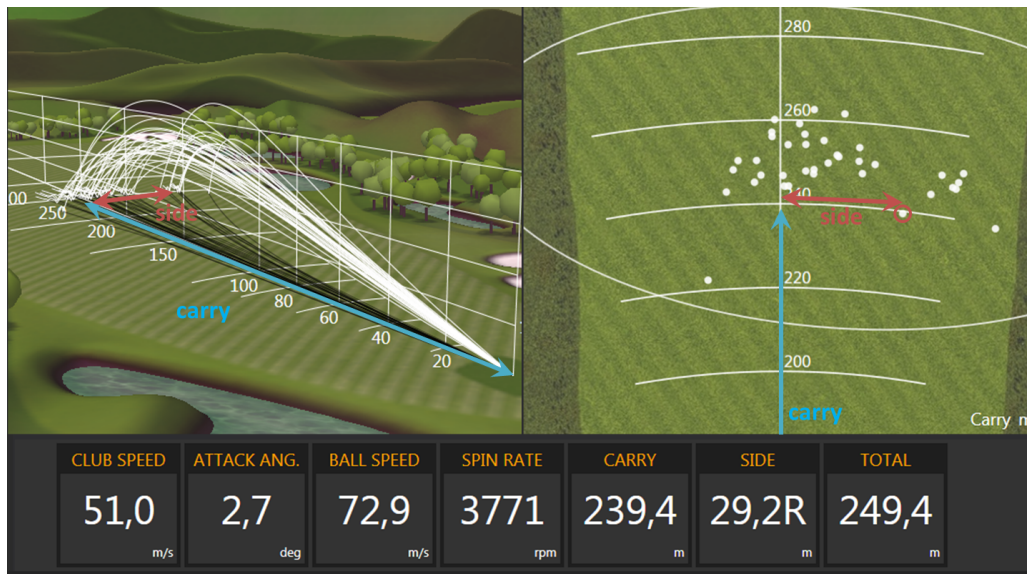


FIGURE I.4 – Exemple de valeurs indiquées par un radar de vol (ici TrackMan, logiciel TPS) et illustration de la définition du carry (bleu) et du side (rouge)

En termes de matériel, beaucoup d'éléments ont déjà été étudiés et les règles de jeu se sont adaptées pour limiter les disparités entre le matériel des différents joueurs. De plus, la maîtrise du comportement des balles a permis le développement de matériels de suivi de trajectoire de plus en plus performants tels que le système TrackMan ou le système FlightScope. Ces radars de vol ont aussi facilité l'amélioration de la technique du mouvement de swing. En étant un indicateur quantitatif de la performance, il permet aux joueurs d'avoir un retour sur la performance de leur swing (vitesse, angle d'envol, *spin*, estimation de la distance, le *carry*, et de la latéralité, *side*, du point d'impact au sol de la balle, *etc*) au *practice*, en intérieur ou en extérieur. D'un côté, cela permet au golfeur d'améliorer sa technique et d'apprendre à choisir ses clubs en fonction de la distance à parcourir, et d'un autre côté, cela permet de mieux choisir ses clubs en fonction de sa technique, on parle alors de "*club fitting*".

Un dernier élément clef permettant d'améliorer la performance est la préparation physique. Celle-ci permet à la fois de gagner en puissance pour augmenter la distance parcourue par la balle en un coup mais permet aussi de préserver les structures osseuses et musculaires, et ainsi limiter l'apparition de blessures.

I.3 Santé par le golf et pathologies liées au golf

De nombreuses études se sont penchées sur les aspects positifs associés à la pratique du golf sur la santé. Dans une revue de littérature, Murray *et al.* [MDA⁺17] en ont exploré les différentes composantes. Ainsi, la marche à pied qu'il faut effectuer sur un parcours complet (5 à 10 km pour un 18 trous) permet de pratiquer une activité physique faiblement traumatisante. Les swings permettent d'effectuer des phases dynamiques par intermittence. La proprioception et l'équilibre nécessaires sont supposés maintenir voire améliorer les capacités de contrôle neuromoteur. Le

golf apparaît également revêtir des aspects positifs sur la santé mentale et le bien-être. Le golf peut même être utilisé comme outil de réhabilitation après une intervention chirurgicale pour pose de prothèse de hanche [SSD09] ou pour le traitement des lombalgies chroniques [RTV⁺13].

La pratique du golf n'est pas pour autant sans risque. Ainsi McHardy *et al.* [MPL06] ont pu montrer que les deux régions les plus touchées chez les golfeurs professionnels sont le rachis lombaire et le poignet du côté de la cible (appelé **côté dominant**, ou côté **leader**; côté gauche chez les droitiers et le côté droit chez les gauchers), respectivement pour les hommes et inversement pour les femmes. En particulier, les lombalgies constituent une des principales causes médicales d'arrêt de carrière chez les golfeurs professionnels. Chez les golfeurs amateurs, le rachis lombaire, les poignets, les coudes et les épaules sont les articulations les plus sujettes à blessures. Ces tendances, montrées par McHardy *et al.* se basaient sur une population australienne, mais ces résultats sont cohérents avec ceux récemment publiés sur une population de golfeurs français [PRE16]. Des blessures au genou, en particulier du **côté dominant**, semblent aussi être rapportées [McC96] amenant certains auteurs à proposer une orientation de pied tournée de 30° vers l'extérieur (pour le pied du **côté dominant**) pour minimiser le moment externe d'adduction, en particulier pour les sujets souffrant d'arthrose du genou (généralement sur le compartiment médial fémoro-tibial) [LN10]. Concernant les lombalgies, il a pu être montré que chez certains joueurs, l'apparition de lombalgies pouvait être reliée à une faible capacité en rotation interne/externe de la hanche [MBTLM09] et un programme d'assouplissement des hanches a permis d'effacer l'apparition des douleurs au cours de la pratique [LP13]. Les volumes des muscles érecteurs du rachis et des muscles du rachis lombaire au niveau de la cinquième vertèbre lombaire (L5) ont également été montrés comme étant représentatifs de l'apparition des lombalgies sur la population générale [LSL⁺11], ainsi, la présentation de la lombalgie pourrait aussi se faire en renforçant les muscles érecteurs du rachis. L'hyperlordose lombaire a également pu être montré comme étant un facteur de risque [BCKC14] car elle augmenterait les efforts sur les apophyses. Certains auteurs proposent de limiter l'amplitude du swing pour réduire les contraintes dans les disques intervertébraux [DFMS15]. Par son aspect *a priori* peu lésionnel, la pratique du golf se fait parfois sans échauffement et sans période de repos adéquat, alors qu'un échauffement avant la pratique du golf est considéré comme un bon moyen de prévention des blessures [FCG07, GLL⁺03]. Par ailleurs il a été montré que plus de 80% des blessures impliquent un phénomène de sur-utilisation ou de contraintes cumulatives [GLL⁺03]. Ces dernières correspondant à un phénomène d'accumulation sur court, moyen ou long termes. Gosheger *et al.* [GLL⁺03] ont suggéré que l'apparition de blessures pourrait aussi être due à un défaut technique. Sherman *et al.* [SF00] quant à eux, indiquent que le choix de clubs adaptés permet de prévenir l'apparition de blessures.

Globalement, le golf apparaît avec un bilan positif sur la santé physique et mentale des pratiquants. Les blessures semblent le plus souvent résulter d'un défaut d'échauffement ou d'une pratique trop intensive. Le paradoxe entre l'apparition des lombalgies comme première cause de blessures au golf [MP05] et son utilisation pour le traitement des lombalgies chroniques [RTV⁺13] montre la nécessité d'investiguer plus profondément la biomécanique du swing afin de mieux définir des recommandations en fonction des caractéristiques individuelles (physique,

architecture squelettique, musculature, *etc*).

I.4 Analyse biomécanique

L'étude biomécanique du swing de golf revêt un intérêt important sur les plans de la performance, de la santé et de la prévention des blessures. Pour cela, des études en laboratoire ont depuis longtemps été menées. Généralement, des systèmes optoélectroniques à marqueurs passifs sont utilisés pour capturer le mouvement (Vicon, Motion Analysis, OptiTrack, *etc*) et des plateformes de forces sont positionnées sous les pieds du golfeur pour mesurer les efforts de réaction du sol. Celles-ci sont généralement recouvertes d'une pelouse synthétique et le golfeur envoie la balle dans un filet. La performance est généralement définie par la vitesse de tête de club, obtenue soit à partir du système de capture du mouvement ou à l'aide de radars de vol type Trackman ou Flightscope. La combinaison des données cinématiques (capture du mouvement) et des efforts (plateformes de forces), avec des estimations des inerties segmentaires, permet d'évaluer les couples et les puissances résultants aux différentes articulations par procédure de dynamique inverse. Cette approche permet aussi l'estimation des forces de contact articulaire par l'approximation des forces musculaires par procédure d'optimisation. Les activités musculaires ont également été étudiées à partir de mesures électromyographiques (**EMG**). Une analyse exhaustive de la littérature est réalisée au chapitre II.

En dépit de la précision que l'on peut attendre avec les outils de laboratoire et du contrôle des paramètres extérieurs (vent, humidité, *etc*), l'inconvénient reste la plus faible valeur écologique de ces mesures, par rapport à la pratique réelle. A partir des paramètres d'intérêts mis en avant par les études de laboratoires, divers systèmes ont été développés, plus légers et permettant une mesure embarquée. Les systèmes les plus connus sont le système K-vest basé sur la technologie des centrales inertielles ; les systèmes Swing Catalist et Smart2move qui permettent la mesure des efforts de réactions sur les pieds. Ces derniers systèmes se basent sur des capteurs de pression et permettent d'obtenir les efforts verticaux et la répartition de la pression sous les pieds. Cependant, comme toute mesure, l'utilisation de ces matériels nécessite un protocole de mesure strict avec souvent une phase de calibration délicate pour garantir une mesure de qualité. Ainsi, si ces matériels sont plus accessibles aux entraîneurs et enseignants, leur valeur écologique reste relative.

I.5 Bilan et objectifs de la thèse

Pour résumer, le golf est un sport où le mouvement de swing apparaît comme un élément clef pour la performance. L'amélioration de la performance au swing passe par une augmentation de la distance parcourue par la balle et donc par la capacité à générer une vitesse de tête de club la plus élevée possible. La condition physique est un moyen d'y parvenir ainsi que l'amélioration de la technique. Malgré de nombreuses études biomécaniques, la mécanique de la performance au swing reste encore mal explicitée dans la littérature scientifique et la littérature technique souffre souvent de biais d'interprétation. Avec les systèmes issus du commerce, l'interprétation des

données, souvent partielles (e.g. étude des interactions avec le sol uniquement avec les résultantes verticales), peut mener à des incohérences sur le plan mécanique. D'un autre côté, à la vue de la revue de littérature de Murray [MDA⁺17], le golf pourrait être prescrit comme activité physique pour la prévention et la réhabilitation de certaines pathologies. Cependant, la compréhension des mécanismes inhérents au swing est indispensable pour une indication thérapeutique adéquate ou au contraire pouvoir documenter une contre-indication.

Dans ce double objectif de performance et de santé, la Fédération Française de Golf et l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak se sont associés pour mener une étude biomécanique permettant d'aller au-delà des considérations et croyances actuelles sur la base de données objectives. Ainsi, un protocole de recherche basé sur 34 sujets a été amorcé.

Pour répondre à cet objectif, cette thèse avait pour ambition de définir le cadre méthodologique expérimental, de mettre en place les traitements des données et d'analyser le swing sur le plan biomécanique sur une cohorte de 34 sujets de niveaux variés. Ceci dans le but d'améliorer la compréhension des mécanismes biomécaniques de la performance au swing. Le protocole expérimental devait être le plus complet possible pour permettre la poursuite du projet au-delà de cette thèse.

Le transfert des résultats de ce projet vers les entraîneurs et joueurs a été réalisé tout au long de la thèse à travers la participation à 3 colloques nationaux organisés par la Fédération Française de Golf et l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, à l'initiative du Dr Olivier Rouillon (Médecin des équipes de France de golf et médecin fédéral) et du Pr Philippe Rouch (directeur de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak).

Pour présenter ce travail, le document commence par une revue systématique de la littérature portant sur l'analyse biomécanique du swing de golf au cours des 20 dernières années (*scoping review* avec analyse critique); le protocole expérimental complet est ensuite présenté; puis quatre parties spécifiques sont consacrées à

- l'analyse de paramètres couramment utilisés dans la littérature du domaine
- l'analyse cinématique
- l'analyse dynamique
- l'analyse des aspects énergétiques

Chaque partie comporte les méthodes et les résultats associés. Le document se termine par une conclusion générale et par les perspectives de ce travail.

L'originalité de ce travail réside dans l'approche effectuée. Le matériel expérimental et les modèles développés pour cette étude sont la combinaison d'éléments de pointe de l'analyse du mouvement, du domaine médical ainsi que de la modélisation musculo-squelettique. Cette combinaison est rare dans le domaine de la recherche en biomécanique du sport et notamment pour l'application au golf.

Chapitre II

Revue de littérature

Sommaire

II.1	Introduction	10
II.2	Méthode	10
II.3	Résultats, Analyse et Discussion	12
II.3.1	Répartition des articles	12
II.3.2	Analyse descriptive	12
II.3.3	Analyse thématique	15
II.4	Conclusion de la revue de littérature	39

II.1 Introduction

Que ce soit pour l'amélioration de la performance ou dans un but de prévention des blessures, l'analyse biomécanique du swing de golf a fait l'objet de nombreuses études. Trois revues de littérature ont déjà été effectuées concernant les aspects liés à la santé : une sur les lombalgies chez les golfeurs [MP05], une sur les blessures de manière générale chez les golfeurs [MPL06] et une sur le lien entre le pratique du golf et la santé [MDA⁺17]. Toutefois aucune ne s'est focalisée sur les aspects biomécaniques.

Afin de dresser le bilan des connaissances et des manques dans la littérature scientifique sur la mécanique du swing, une revue de littérature exhaustive a été réalisée. Les différents paramètres mécaniques sont alors décrits puis discutés dans ce chapitre avant de conclure sur les objectifs que devra relever le présent travail de thèse.

II.2 Méthode

Pour réaliser cette revue de littérature, nous nous sommes basés sur la méthodologie décrite par Arksey et O'Malley, et Levalc *et al* [AO05, LCO10]. Comme cette méthodologie a récemment été appliquée par Murray *et al.* [MDA⁺17] pour traiter des liens entre le golf et la santé, nous avons choisi de privilégier le point de vue de la biomécanique pour investiguer les relations entre le golf, la performance et la santé. Cette méthodologie est constituée de 5 étapes, appliquées comme suit :

Etape 1 : *identification de la question de recherche.*

Dans notre cas, celle-ci a pu être formalisée comme : "**Comment décrire la biomécanique du swing de golf pour expliquer la performance et les blessures ?**"

Etape 2 : *identification des études pertinentes.*

Cette étape consiste à formuler les critères d'inclusion et d'exclusion pour les différentes études. Les critères d'inclusion ont été les suivants :

- Etudes biomécaniques du swing de golf
- Population : tous les âges, les deux genres, tous niveaux (amateurs, élites, professionnels)
- Articles dans des revues scientifiques indexées
- Articles rédigés en anglais uniquement

Après une recherche initiale sur **SCOPUS**, les mots clefs suivants ont été identifiés : ***Golf ; Swing, Biomechanics ; Kinematics ; Kinetics ; Dynamics ; Angle ; Velocity ; Force ; Moment ; GRF ; Mechanics ; Power ; Work ; Energy***, et leurs déclinaisons. Une recherche sur les Titres, Mots clefs et Résumés a été ensuite réalisée sur les bases **SCOPUS**, **MEDLINE** et **IEEE Xplore** en se limitant aux vingt dernières années, soit 1997. Ainsi la recherche a été réalisée à partir de la requête suivante :

golf AND swing AND (biomechanic OR kinematic* OR kinetic* OR dynamic* OR angle OR velocit* OR speed OR torque OR moment OR force OR GRF OR mechanic* OR power OR work OR energ*)*

Après une visualisation rapide des résultats, les critères d'exclusions suivants ont été définis :

- Articles sur d'autres sports (golf cité en exemple mais pas d'analyse spécifique)
- Description et évaluation de systèmes commerciaux pour le golf.
- Description et évaluation de robots de swing
- Analyse du putting
- Programmes de ré-athlétisation ou de réhabilitation physique
- Aspect neurologique et variabilité du swing
- Effets d'entraînements ou de procédures de réadaptation pour le retour à la pratique du golf
- Blessures liées au golf sans analyse biomécanique précise
- Test et caractérisation du matériel (clubs, chaussures, etc)
- Les activations musculaires par EMG

Etape 3 : tri des articles.

A partir des résultats des requêtes effectuées sur les 3 bases de données bibliographiques, un tri a été effectué à partir des critères d'inclusion et d'exclusion sur les titres et les résumés des articles éligibles. En cas de doute à partir des informations du titre et du résumé, l'article complet a été évalué. Pour éviter d'écarter abusivement un article, cette étape a été réalisée indépendamment par deux personnes (expertes en biomécanique) et les différences de jugement ont ensuite été discutées en vue de leur intégration ou exclusion définitive.

Etape 4 : tri par catégories

Les articles ont ensuite été triés à partir des catégories identifiées lors de la sélection des articles à l'étape 3. Les catégories suivantes ont été définies :

- *X-factor*
- *Crunch factor*
- Plan de swing
- Séquence cinématique
- Cinématique segmentaire et articulaire
- Efforts au sol et pressions plantaires
- Dynamique articulaire
- Travail et puissance mécaniques
- Modélisation mécanique du swing de golf
- Autres paramètres

Pour chaque catégorie, l'analyse des articles a été regroupée dans un tableau incluant :

- 1^{er} auteur & référence
- Année de publication
- Population étudiée & type de club

- Type de matériel et de méthodologie
- Visée de l'étude : performance *vs* santé / prévention des blessures
- Ordre de grandeur des résultats obtenus
- Résultats principaux / message de l'étude

Etape 5 : analyse

A partir des résultats de l'étape 4, il est alors possible de réaliser :

- une **analyse descriptive** montrant l'évolution du nombre de publications, le type de population étudiée (professionnels *vs* amateurs, *etc*), le type de club, le matériel expérimental utilisé, la visée des études (performance *vs* santé/blessure), *etc*.
- une **analyse thématique** permettant d'expliquer la biomécanique du swing. Cette analyse thématique permet de faire le point sur l'état des connaissances et d'identifier les manques et challenges à venir pour répondre à la question de recherche formulée à l'étape 1.

II.3 Résultats, Analyse et Discussion

II.3.1 Répartition des articles

Les requêtes effectuées ont été effectuées en août 2017 et ont permis d'obtenir 451 références sur Scopus, 197 sur Medline et 50 sur IEEE Xplore, soit un total de 698, 453 après suppression des doublons. Après la vérification des critères d'inclusion/exclusion, seules 133 références ont été conservées. Enfin, les articles de Neal [NLHM08b], Cheetham [CRH⁺08] et McLean [McL92] ont été ajoutés à cette liste en raison de la récurrence de leurs références dans les différents articles. Ainsi, au final, 136 articles ont été considérés pour cette analyse.

II.3.2 Analyse descriptive

Le nombre de publications augmente considérablement depuis 2010 (Figure II.1). En effet, entre 1997 et 2003, le nombre de publications répondant à notre problématique était globalement compris entre 4 et 12 par année, puis entre 2004 et 2010, de 16 à 30. Enfin, depuis 2011, ce nombre est de l'ordre de 9 à 19 par an.

Concernant la visée des études, la grande majorité comportait une visée focalisée complètement ou en partie sur l'amélioration de la performance (104), même si quelques études portaient, au moins en partie, sur l'aspect prévention des blessures (37) ou sur des points de méthodologie (18). Les populations étudiées étaient variées avec soit des professionnels (17 études), soit des amateurs (101), soit un ensemble hétérogène pour investiguer les différences entre professionnels et amateurs (16). Concernant le type de club utilisé pour ces études, la grande majorité s'est focalisée sur le driver (79 études cumulées), les autres clubs pris en compte sont le fer-5 (19 études cumulées), le fer-7 (5 études cumulées), le fer-6 (3 études cumulées), le bois-1 (2 études cumulées) et le fer-9. 12 études ont comparé différents clubs entre eux, dont toute sauf une, comparant le driver à 1 ou 2 autres clubs.

Concernant la quantification de la performance, la quasi-totalité des études ont considéré la vitesse de tête de club à l'impact comme référence. Seules quelques études ont considéré la

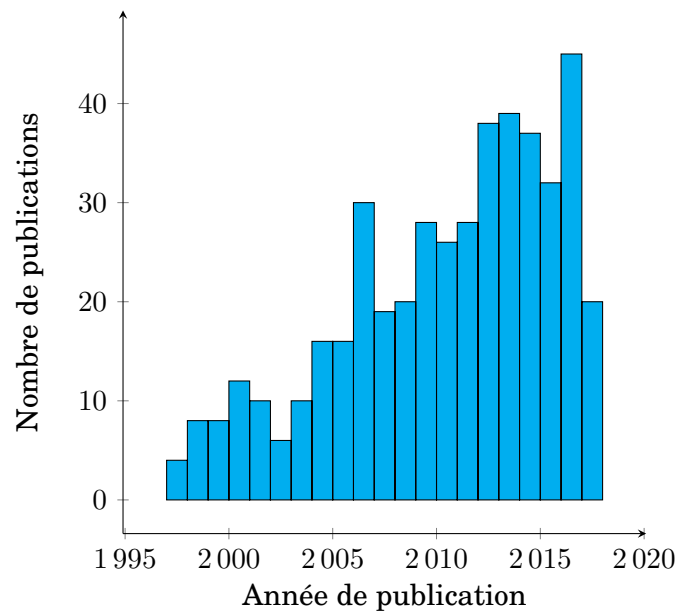


FIGURE II.1 – Evolution du nombre de publications sur la biomécanique du swing de golf entre janvier 1997 à juillet 2017, avant la prise en compte des critères d'exclusion

distance parcourue par la balle, sans toutefois préciser s'il s'agissait de la portée ou de la distance totale (après roulage de la balle).

Hormis quelques études purement numériques, les expérimentations ont généralement fait appel à des systèmes de capture du mouvement optoélectroniques pour obtenir la cinématique et des plateformes de force pour les efforts de contact avec le sol. Les tableaux de résumé de ces études sont présents dans l'annexe A, leur analyse fait l'objet de la section d'analyse thématique II.3.3. Le nombre d'études suivant les différentes catégories est indiqué dans le tableau II.1.

Paramètres empiriques	<i>X-factor</i>		17
	<i>Crunch factor</i>		5
Plan de swing			10
Cinématique	Séquence cinématique		7
	Cinématique articulaire	Membres supérieurs	23
		Tronc	16
		Membres inférieurs	14
Efforts	Efforts de réaction au sol		10
	Pression plantaires		3
	Impulsion		1
	Centre de pression		6
	Centre de masse		4
	Transfert de charge		7
Dynamique	Dynamique articulaire		15
	Modèle dynamique/ <i>forward dynamics</i>		4
Travail, énergie, puissance mécanique			6
Divers			3

TABLE II.1 – Répartition des articles de la revue de littérature

Nota : une étude pouvant être classée dans plusieurs catégories, la somme des articles est donc ici logiquement supérieure au nombre d'études considérées. Toutefois, lorsqu'aucun résultat quantifié sur les thèmes secondaires n'était renseigné, l'article n'a été trié que selon son thème principal.

II.3.3 Analyse thématique

II.3.3.1 Phases et latéralité

Les phases Pour analyser la littérature sur l'étude biomécanique du swing de golf, il est important de commencer par définir les différentes phases du mouvement. Ainsi, la totalité des études s'accordent pour découper le swing en 4 phases principales :

- La phase de préparation (**address** dans la littérature anglo-saxonne) où le joueur fait face à la balle, quasiment immobile et se prépare à réaliser son swing.
- La phase d'armement (**backswing**) où le joueur arme son club en venant le ramener vers le haut et l'arrière.
- La phase d'accélération et de frappe (**downswing**) où le joueur vient accélérer le club vers la balle (*i.e.* vers le bas et l'avant) jusqu'à la frapper.
- La phase d'accompagnement (**follow-through**) où le joueur continue le mouvement en freinant progressivement le club après l'impact.

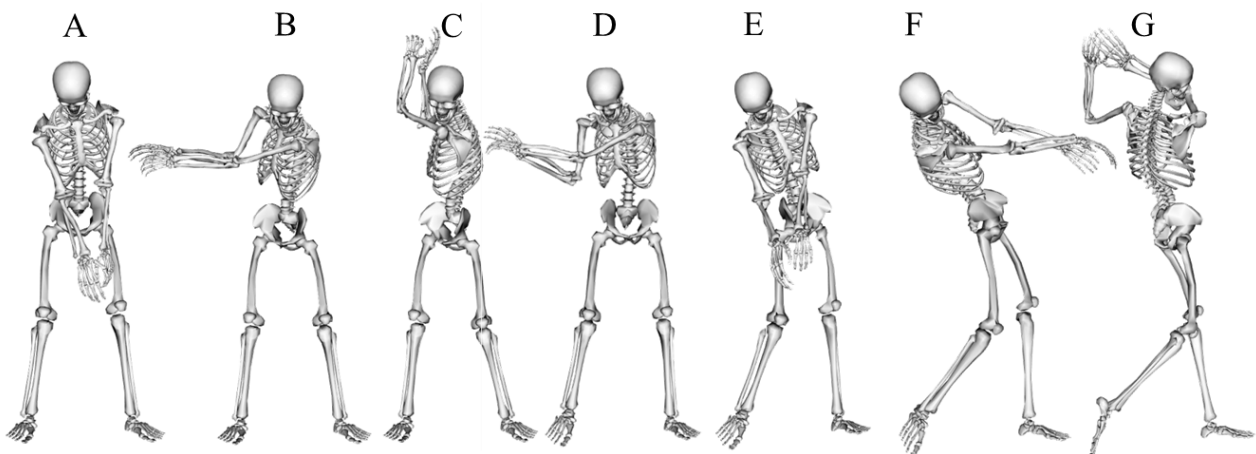


FIGURE II.2 – Séquence du swing de golf, vue de face [BHT⁺17, DAA⁺07]

A : address, B : mid-backswing, C : top of backswing, D : mid-downswing, E : impact, F : mid-follow-through, G : finish

Dans leurs études, Egret *et al.* et Horan *et al.* [EDWC04b, HEMK10] ont montré qu'il n'existait que très peu de variation de la durée du *downswing* : chez les joueurs professionnels comme chez les joueurs amateurs. Ainsi, Horan a noté une durée de 0.26 ± 0.02 s pour des golfeurs d'handicap 0.4 ± 1.1 , tandis qu'Egret a noté une durée de 0.25 ± 0.02 s pour des golfeurs amateurs d'handicap 6.6 ± 1.7 [EDWC04b]. Seule une légère différence a été mesurée entre les hommes (0.31 ± 0.04 s pour un handicap de 0.6 ± 1.1) et les femmes (0.39 ± 0.08 s pour handicap de 1.3 ± 1.6) [HEMK10]. Certains auteurs séparent également les phases de *backswing*, *downswing* et *follow-through* en deux à trois sous-phases définies à partir de 9 événements [BB12] (*c.f.* Figure II.2).

- **Take-away** correspondant au début du mouvement de swing,
- **Mid-backwing** défini par le passage du club à l'horizontal pendant la phase d'armement,
- **Late-backwing** défini par le passage du club vertical pendant la phase d'armement,

- **Top of backswing** défini par l'inversion du mouvement du club. C'est l'instant de transition entre les phases d'armement et de frappe,
- **Early downswing** défini par le passage du club à la verticale pendant la phase de frappe,
- **Mid-downswing** défini par le passage du club à l'horizontal pendant la phase de frappe,
- **Ball contact** ou **Impact** défini par l'impact de la balle par la tête de club,
- **Mid-follow-through** défini par le passage du club à l'horizontal pendant la phase d'accompagnement,
- **Finish** qui définit la fin du mouvement.

Pour plus de commodité avec la littérature scientifique, nous avons choisi pour le reste du document d'utiliser la terminologie anglo-saxonne.

Latéralité Le mouvement de swing est un mouvement très asymétrique. On définit la latéralité du golfeur pour les membres supérieur et inférieur de la manière suivante :

- le côté dominant (**leading side**, dans la littérature anglo-saxonne) est le côté le plus proche de la cible, soit le côté gauche pour les droitiers ou le côté droit pour les gauchers.
- le côté non-dominant (**trailed side**) est le côté le plus éloigné de la cible, soit le côté droit pour les droitiers ou le côté gauche pour les gauchers.

Swing classique et swing moderne Certains auteurs (par exemple Cole *et al.* [CG16] et McHardy *et al.* [MPB06]) font la distinction entre deux types de swing : le swing dit "classique" et le swing dit "moderne". McHardy *et al.* [MPB06] ont décrit les différences entre les deux types de swings. Celles-ci sont, pour le *backswing* : une réduction du mouvement vers le droite au *top of backswing* pour le swing moderne comparé au swing classique. Au *downswing*, le mouvement est initié par les hanches pour le swing moderne et par un mouvement global pour le swing classique. A l'impact, les hanches sont plus tournées vers la cible que le bassin pour le swing moderne, alors que les hanches et les épaules sont alignées pour le swing classique. Enfin, au *follow-through*, le swing moderne implique une hyper-extension du tronc alors que la position du tronc est globalement neutre pour le swing classique.

II.3.3.2 Cinématique du swing

La revue de littérature thématique a permis de mettre en avant quatre thématiques liées à la cinématique :

- Les facteurs empiriques (*X-factor*, *crunch factor*)
- le plan de swing
- la séquence cinématique
- la cinématique articulaire (membres inférieurs, membres supérieurs, tronc)

Ces notions ont principalement été développées dans le cadre de l'amélioration de la performance.

Facteurs empiriques

X-factor Le *X-factor* est le paramètre le plus décrit dans la littérature scientifique (associée au golf) et golfique. Il a été introduit par Jim McLean en 1992 [McL92] et a pour but de décrire la dissociation entre les ceintures scapulaire et pelvienne lors de la transition entre les phases de *backswing* et de *downswing*. Pour illustrer son propos, McLean fait passer une ligne sur les épaules (au niveau des deux acromions) et une autre au niveau du bassin (entre les épines iliaques antéro-supérieures) puis définit l'angle entre les projections de ces lignes dans le plan horizontal qui y forment un X (Figure II.3). Le *X-factor* est vu comme un facteur de performance (la performance augmentant avec le *X-factor*) car l'augmentation de la dissociation entre les épaules et le bassin est assimilée à une augmentation de la rotation axiale du tronc, augmentant le potentiel d'énergie élastique des muscles du tronc. Si certaines études permettent de confirmer ce lien entre l'augmentation du *X-factor* et la vitesse de tête de club à l'impact [PPRB01, MLT⁺08, Joy16, CSL10], d'autres études, au contraire, ne trouvent pas de relation [FKM13, KHC⁺13]. Les études sur différentes populations ont pu montrer que les femmes présentaient des dissociations thorax/bassin plus faibles que les hommes [HEMK10] et que les joueurs professionnels présentaient un *X-factor* d'environ 11% plus élevé que les joueurs amateurs [PPRB01]. L'échauffement n'a quant à lui pas montré d'effet sur l'augmentation du *X-factor* [HBML15]. D'un autre côté, certains auteurs [DB16, JBB10] voient aussi le *X-factor* comme un facteur de risque pour l'apparition de douleurs lombaires. Dale *et al.* ont ainsi proposé de réaliser des swings partiels, (en raccourcissant le *backswing*, et donc aussi le *downswing*) pour diminuer les efforts de compression dans le rachis lombaire chez les personnes souffrant de mal de dos, sans baisse importante de la performance (environ 10 m de portée ou 2 m/s pour la vitesse de la tête de club). Certains auteurs ont cherché à évaluer la répétabilité du *X-factor* et ont pu montrer que le positionnement des marqueurs influençait significativement les résultats [EHN⁺12], soulevant la question de la comparaison des valeurs entre les différentes études du fait d'opérateurs différents. Meister *et al.* [MLB⁺11] ont mesuré que les amateurs ont des valeurs de plusieurs facteurs, dont le *X-factor*, différentes pouvant aller jusqu'à une à deux déviations standards de celles des professionnels. Par ailleurs, l'analyse des méthodes utilisées pour calculer ce paramètre révèle deux approches. D'un côté, certains auteurs sont restés proches de la définition initiale de Jim McLean en prenant en compte la ligne des acromions et une ligne « transversale » du bassin [MLT⁺08, Joy16, CSL10, JBB10, FKM13, BSW13, KHC⁺13, EHN⁺12, SRW⁺16], mettant ainsi en jeu à la fois le tronc et les épaules. D'un autre côté, d'autres auteurs ont considéré uniquement la rotation du thorax par rapport au bassin en prenant en compte des points anatomiques du thorax (manubrium, processus xiphoïde, processus épineux de la 7^{ème} vertèbre cervicale et 10^{ème}

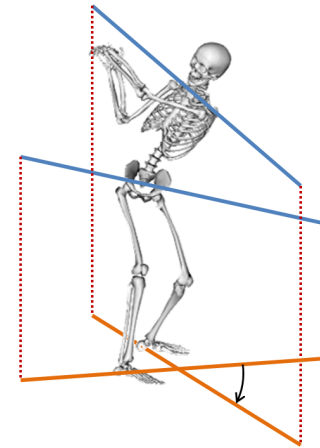


FIGURE II.3 – X-factor pendant le swing, épaules/bassin (bleu), projection dans plan horizontal (orange), X-factor en noir. [BHT⁺17, DAA⁺07]

vertèbre thoracique) [PPRB01, HEMK10, JBB10, HBML15, DB16].

Trois études ont cherché à quantifier l'effet de la méthode utilisée sur les valeurs de *X-factor*. Brown [BSW13] s'est intéressé à trois définitions du *X-factor* définissant la rotation axiale entre le thorax et le bassin. Dans une première méthode, les transformations entre le thorax et le repère global d'une part et entre le bassin et le repère global d'une autre part, ont été calculées avec une séquence XYZ (flexion/extension, inclinaison latérale, rotation interne/externe) et le *X-factor* est défini comme la différence des angles suivant l'axe Z. La seconde méthode consiste à projeter les axes des segments dans le plan transverse et de calculer la dissociation entre les axes ainsi projetés. Enfin, la troisième méthode utilisée pour définir le *X-factor* est l'angle de rotation axiale entre les deux segments, exprimé dans le repère du bassin. Mais la séquence angulaire n'est pas précisée. La même année, Kwon [KHC⁺13] s'est intéressé lui aussi à trois autres méthodes de calcul du *X-factor* : deux prenant en compte une définition avec les épaules par rapport au bassin et une prenant en compte le thorax avec le bassin. Cependant dans cette dernière méthode, le repère du thorax est exprimé à l'aide des acromions, revenant à considérer une définition avec les épaules. Ainsi, Kwon a calculé des *X-factors* avec trois méthodes basées sur la dissociation épaule/bassin tandis que Brown a calculé des *X-factors* avec 3 méthodes basées sur la dissociation thorax/bassin. Les valeurs maximales pour Kwon étaient de l'ordre de 60° contre 30° pour Brown. Cette différence est en accord avec les résultats d'une étude préliminaire basée sur des radiographies biplanes d'un sujet en rotation axiale du tronc, où nous avons pu noter une participation de l'ordre de 40% des épaules sur la mobilité totale des épaules par rapport au bassin [BSR⁺16a]. Joyce [JBB10] *et al.* ont comparé les deux types de calculs de *X-factor* (thorax/bassin et épaules/bassin) pour six séquences différentes et conclut que la meilleure séquence est 1) l'inclinaison latérale, 2) la flexion/extension puis 3) la rotation interne/externe. Ainsi, Joyce et Brown s'accordent sur le dernier angle à prendre en compte dans la séquence mais inversent les deux premiers. De cette manière, l'angle le plus pertinent, celui de la rotation axiale, est à une position où il est exprimé dans la base distale.

Un autre aspect concernant le calcul du *X-factor* est la temporalité de ce paramètre. En effet, initialement, McLean a défini le *X-factor* à l'instant du *top of the backswing*. Cependant, au début du *downswing*, le golfeur commence par engager les hanches ce qui enclenche une rotation du bassin. Cette rotation du bassin alors que le thorax est fixe ou continue de tourner vers l'arrière permet de solliciter le cycle étirement-détente des muscles du tronc. La valeur maximale du *X-factor* est alors atteinte quelques instants après le début du *downswing* et non pas à l'instant du *top of the backswing*. Pour cela, Cheetham *et al.* [PPRB01] ont introduit le concept du ***X-factor stretch*** qui consiste à prendre la valeur maximale du *X-factor* dans les premiers instants du *downswing* et trouve des différences de l'ordre de 1 à 18% avec le *X-factor* « classique ». Désormais, la plupart des études retracent l'évolution du *X-factor* au cours du *downswing*. Seul Meister *et al.* [MLB⁺11] ont aussi calculé le *X-factor* à l'impact (épaules/bassin) et ont pu déterminer qu'il était plus corrélé à la performance que son pic (0.943 *vs* 0.900), au fer-5. Enfin certains auteurs ont proposé de calculer la dérivée du *X-factor* au cours du swing [MLT⁺08, CSL10, KHC⁺13, HEMK10], ce qui permet de rendre compte de la vitesse d'étirement des muscles du tronc. Cependant, comme les angles sont calculés différemment (parfois à partir de la projection dans un plan, parfois à

partir d'angles issus de la décomposition en angles d'Euler-Bryant) la comparaison des résultats reste délicate.

En conclusion sur ce paramètre, 17 articles ont été considérés pour cette revue et les tableaux A.1, A.2, A.3 et A.4 présentent les caractéristiques et les résultats de ces études. Au final, le ***X-factor*** et le ***X-factor stretch*** sont censés représenter la dissociation entre les épaules et le bassin. L'intérêt de ce(s) paramètre(s) est de rendre compte de l'aspect pré-étirement des muscles du tronc permettant de mettre à profit le cycle étirement-détente des muscles du tronc [EHH92, HHDG97, FILK03]. Myers [MLT⁺08] explique aussi l'intérêt d'une valeur importante de *X-factor* par l'augmentation de la distance (et donc la durée) pendant laquelle le joueur peut exercer des forces sur le club pour l'accélérer et donc augmenter la vitesse de tête de club à l'impact. En dépit de l'intérêt évident d'une bonne dissociation des ceintures scapulaire et pelvienne à la fois pour augmenter la distance d'accélération du club et l'utilisation du cycle étirement-détente pour augmenter la vitesse de tête de club à l'impact, les résultats de la littérature restent très variables, voire contradictoires. Cependant les différences méthodologiques importantes dans le calcul de ce paramètre pourraient largement expliquer ces différences. Une proposition de standardisation de la méthode aurait le mérite de permettre une remise à plat de ce concept et des résultats qui y sont associés.

Crunch factor Un second paramètre souvent cité est le *crunch-factor*. Ce paramètre a été initialement introduit par Sugaya en 1996 lors du congrès de l'*American Orthopaedic Society of Sport Medicine* [SMB96]. Il est défini comme le produit de l'angle d'inclinaison latérale du tronc et de la vitesse de rotation axiale du tronc (en deg^2/s). L'intérêt de ce paramètre est de prendre simultanément en compte l'inclinaison et la rotation axiale du tronc qui peuvent produire respectivement des contraintes de flexion et de cisaillement dans les disques intervertébraux. Ces deux sources de contraintes sont, si elles s'additionnent, supposées produire plus de contraintes dans les disques. Or il a été montré que cette combinaison pouvait favoriser l'apparition d'hernies [MM10a]. Le fait d'utiliser la vitesse de rotation axiale plutôt que l'angle permet de prendre en compte le potentiel effet de la vitesse de sollicitation sur l'endommagement des disques intervertébraux et donc de prendre en compte l'aspect viscoélastique du disque [CSGMI08]. A l'inverse du *X-factor* qui est orienté sur l'amélioration de la performance, le *crunch-factor* a plutôt une visée de prévention des blessures.

Cependant, les études de Lindsay, de Cole et de Joyce [LH02, CG14, JCSB16] concluent toutes sur l'absence de corrélation entre l'importance du *crunch-factor* et l'apparition de lombalgies. Par ailleurs, comme pour le *X-factor*, une absence de standardisation sur les modalités du calcul de

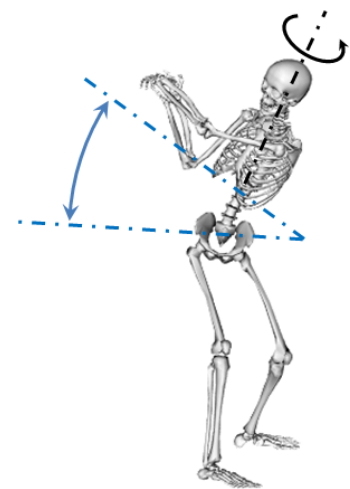


FIGURE II.4 – Illustration du *crunch-factor*, inclinaison latérale en bleu, rotation axiale en noir

l'angle d'inclinaison latérale du tronc et de la vitesse de rotation axiale du tronc est retrouvée entre les trois études. Enfin, Ferdinands [FKM13] a quant à lui proposé 3 autres modalités de calcul basées uniquement sur les vitesses angulaires (en $\text{deg}^2\cdot\text{s}^{-2}$), sans toutefois investiguer leur lien avec l'apparition des blessures.

Au final, 5 articles ont été considérés pour cette revue sur le *crunch-factor* (tableaux A.5). L'intérêt de ce paramètre est d'inclure à la fois les effets de l'inclinaison latérale et de la rotation axiale dont les effets combinés pourraient majorer le risque d'apparition de lombalgies [MM10a]. L'utilisation de la vitesse de rotation à la place de l'angle pourrait permettre de prendre en compte l'aspect viscoélastique du disque [CSGMI08]. Comme les lombalgies sont les blessures les plus répandues chez les golfeurs [MP05, MPL06] et qu'elles sont, au moins en partie, dues, à la dégénérescence du disque [WW12, IEO11], le *crunch-factor* pourrait aider à quantifier le risque d'apparition de lombalgies. Si l'idée initiale est louable, jusqu'à présent, aucune étude n'a réussi à montrer ce lien. En outre, il a été montré que le disque intervertébral est plus susceptible d'être lésé par fatigue mécanique [GMLB05] (environ 10 000 cycles à 0.33Hz) ou par choc. De plus, il a été montré *in vitro* que les corps vertébraux ou les facettes articulaires s'endommagent avant le disque. Toutefois, il est toujours difficile d'investiguer un facteur conduisant à des blessures et seules des études *a posteriori* peuvent être menées, en comparant une population souffrant déjà de lombalgies (limitant potentiellement son mouvement pour ne pas souffrir ou risquer une nouvelle blessure) et une population asymptomatique. De plus un protocole expérimental et une méthode de calcul standardisés restent à définir.

Plan de swing Pour décrire le mouvement de swing, de nombreux auteurs ont simplifié l'analyse dans un plan, dit *plan de swing*, considérant que les épaules, les bras, les mains et le club évoluaient dans ce plan. Cette approche a notamment permis le développement de modèles simples comme le pendule double [Whi06], le ressort de torsion [Che09] ou le pendule triple [SM02, SN00]. Ces modèles ont été améliorés et permettent désormais de faire des simulations en dynamique directe pour optimiser la vitesse et l'orientation de la tête de club à l'impact [Mac12]. Dans ces modèles, le tronc tourne autour d'un axe fixe et perpendiculairement au plan de swing et les autres segments (généralement deux : l'ensemble du membre supérieur gauche, d'une part, et le club, d'autre part) bougent dans ce plan. Cependant, cette notion de mouvement plan du bras et du club a été remise en cause par Coleman et Rankin [CR05] qui ont montré que la tête de club pouvait être jusqu'à 0,5m en dehors du plan défini par les membres supérieurs (épaule et bras dominants) (Figure II.5). La différence entre le plan défini par les membres supérieurs et le plan défini par le mouvement du club a également été retrouvée par McKenzie *et al.* [Mac12] lors d'une étude en dynamique directe pour optimiser l'orientation de la face de club à l'impact. Il a alors recommandé de préciser systématiquement dans les études ultérieures la définition du plan de swing, en particulier s'il définit le mouvement du bras dominant ou celui du club. Kwon *et al.*, [KCS⁺12] ont alors défini deux plans : le plan fonctionnel (défini par la trajectoire de la tête de club) et le plan de mouvement (défini à partir de points sur l'épaule et le bras du côté dominant). Ce plan de club est décrit par certains auteurs comme le plan fonctionnel et est calculé

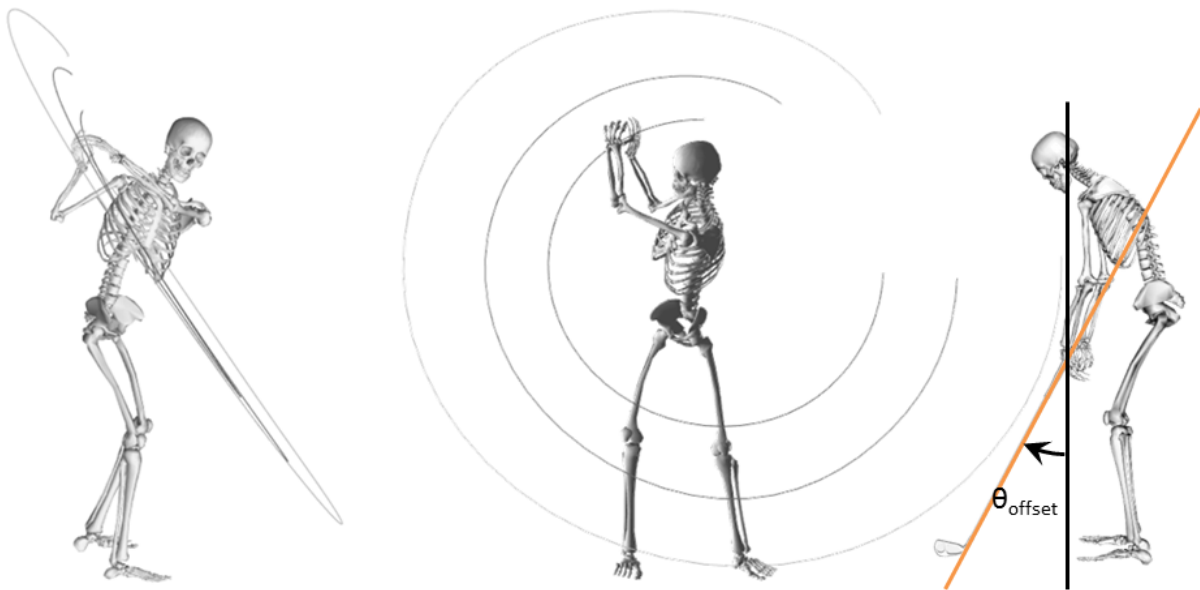


FIGURE II.5 – Trajectoires des marqueurs du club permettant d’illustrer l’aspect plan du swing. A gauche : vue de profil, au milieu : vue de face, à droite : décalage angulaire à l’adresse entre le plan des bras et le plan du club, vue de profil [BHT⁺17, DAA⁺07]

par optimisation (minimisation de la distance au sens des moindres carrés [MMW17, CA07] ou des moindres carrés pondérés [KCS⁺12]). Sa détermination se base sur les positions pendant le *downswing* de marqueurs positionnés sur le club. Nesbit *et al.* [Nes05] ont défini deux plans : un par la tête de club et un par le centre de la main, ceux-ci étant différents de 9 à 12°. Morrison *et al.* [MMW17] ont quant à eux proposé un calcul un peu différent en venant ajuster une ellipse (par méthode des moindres carrés) sur la trajectoire de la tête de club entre le *mid-downswing* et l’impact.

En considérant le plan de swing défini par des points anatomiques du bras dominant, Coleman et Rankin [CR05, CA07] ont également pu montrer que ce plan de swing n’était pas constant au cours du *downswing*. A l’inverse, en se basant sur le plan de swing fonctionnel, Kwon [KCS⁺12] a pu montrer une bonne constance de ce plan au cours du *downswing* et jusqu’au *mid-follow-through* chez les joueurs professionnels. Le plan était cependant un peu moins constant chez les amateurs [KCS⁺12]. Cette différence dans la constance du plan entre professionnels et amateurs peut être rapprochée des résultats de Choi *et al.* [CJOM14] qui ont pu montrer un mouvement plus lissé (en termes de *jerk*) chez les joueurs professionnels comparé à celui des joueurs amateurs. Morrison *et al.* [MMW14] a quant à eux montré que l’écart entre la trajectoire et le plan de swing, calculé pour chaque phase, croît de l’*address* jusqu’à au *late-backswing* puis décroît du *early-downswing* jusqu’à l’impact. Il considère d’ailleurs qu’il ne faut pas calculer de plan lors de la phase de transition (*top of backswing*, *i.e.* du *late-backswing* jusqu’au *early-downswing*) car la trajectoire n’y est pas plane.

Finalement, la description par un plan moyen basé sur la trajectoire du club semble désormais

faire consensus, surtout proche de l'impact. Cependant, la trajectoire de la tête de club ne peut être considérée circulaire dans ce plan [NM09, MMW17] et une trajectoire elliptique semble plus appropriée [MMW17]. Par ailleurs, l'excentricité de cette ellipse a été trouvée supérieure chez les joueurs les plus expérimentés [MMW17]. De plus, l'analyse de McGinnis *et al.* [MN10] a montré que la déflexion du club lors du *downswing* restait limitée (environ 5cm) et se faisait principalement dans le plan fonctionnel de swing.

Enfin, le plan de swing fonctionnel (à partir du club) lors du *downswing* n'est pas universel et dépend des individus mais aussi des clubs [CA07, NM09]. Ceci peut être expliqué géométriquement du fait des différences de longueurs des clubs, en particulier entre le driver et les fers. De ce fait, plus le club est court et plus le plan se rapproche de la verticale (*c.f.* Figure II.5). Sim *et al.* [SSeB⁺07] quant à eux, proposent un nouveau paramètre de performance, basé sur l'aire de la surface décrite par le club, considérant le mouvement plan par morceaux.

Au final, 10 articles ont été considérés pour cette catégorie (*c.f.* tableaux A.6, A.7 et A.8). Deux types de plans de swing ont été définis jusqu'ici, un basé sur les points anatomiques du membre supérieur dominant et l'autre basé sur le mouvement du *shaft* ou de la tête de club. Cependant, le premier a été démontré comme variant pendant le *downswing*, quelques soient les points anatomiques pris en compte, alors que le second propose une bonne constance [KCS⁺12]. Il a également pu être montré que le mouvement du club n'est pas circulaire dans ce plan et l'aspect elliptique de la trajectoire de la tête de club [MMW17] ou du centre de rotation du club dans le plan de swing [NM09] peut être expliqué à la fois par le transfert du poids du pied arrière (non-dominant) vers le pied avant (dominant) (*c.f.* partie II.3.3.3) ainsi que par l'action du poignet qui ne reste pas bloqué (*c.f.* partie II.3.3.2).

Séquence cinématique Dans de nombreux sports où il s'agit de maximiser la vitesse d'un objet en bout de chaîne cinématique, tels que les lancers, le shoot au handball, la frappe au baseball, etc, une séquence dans l'activation des différents degrés de liberté a été décrite comme optimale [WGH91, DTE01, FBD⁺04, vdTE07, vdTE09]. Cette séquence cinématique optimale est dite proximale-vers-distale et regroupe deux principes : la temporalité et l'additivité des vitesses. Ainsi, l'atteinte d'une vitesse maximale de l'extrémité de la chaîne est due à une succession d'accélération et de décélération des différents segments dans un *timing* spécifique. L'accélération angulaire initiale vers la cible d'un segment se fait pendant que les segments plus distaux tournent dans le sens opposé. Puis la décélération du segment entraîne l'accélération angulaire des segments distaux vers la cible à la manière de l'utilisation d'un fléau. Aussi, plus un segment est distal, plus il atteint sa vitesse de rotation maximale tardivement. D'un autre côté, étant donnée l'additivité des vitesses de rotation dans une chaîne cinématique, plus le segment est distal, plus il existe de degrés de liberté permettant de le mobiliser. Ainsi, plus un segment est distal, plus sa vitesse de rotation peut être élevée. Enfin, les segments distaux permettent de créer les bras de leviers les plus importants, maximisant ainsi la vitesse linéaire.

Le swing de golf n'échappe pas à cette logique. Une séquence cinématique proximale vers distale est définie dans la littérature : commençant par le bassin, puis le thorax, les épaules, les bras, et

enfin, les mains avec le club. Cette séquence est considérée comme optimale pour maximiser la vitesse de tête de club à l'impact. Si la majorité des études ont retrouvé des vitesses de rotations supérieures pour les segments distaux, la séquence proximale-vers-distale n'a été que rarement vérifiée. Le critère de la temporalité est basé sur la succession des maximums de rotation de chaque segment. Ainsi Cheetham *et al.* [CRH⁺08] et Tinmark *et al.* [THHT10] ont retrouvé cette temporalité pour les professionnels et des amateurs dits élites entre le pelvis, le thorax, le bras et le club pour Cheetham et entre le pelvis, le thorax et la main pour Tinmark *et al.*. Chez des amateurs, même de bon niveau, les études ne semblent pas retrouver l'existence de cette séquence cinématique au niveau de la temporalité [AWS06, NLHM08a, VBFC11b]. Ferdinands *et al.* [FKM13] n'ont pas non plus retrouvé cette séquence optimale, mais il faut noter que ces auteurs présentent les résultats du bras non-dominant alors que l'ensemble des autres études présentent les résultats du bras dominant. Dans une étude en dynamique directe permettant de simuler le mouvement optimal de swing, McKenzie *et al.* [MS09] a pu confirmer l'existence de cette séquence cinématique optimale, à la fois au niveau des vitesses maximales et de leur temporalité. Cependant, le sujet était modélisé par seulement trois solides : le tronc, le bras et la main.

Cependant, la lecture attentive des modalités de calcul des vitesses de rotations des segments montre des différences notables entre les études. Deux études ont dérivé les paramètres d'Euler [FKM13] et [NLHM08a], ce dernier calculant juste le taux d'accroissement ; deux autres se sont basées sur la dérivée des matrices de transformation [THHT10, AWS06] ; une étude a eu une approche par les axes hélicoïdaux [VBFC11b] ; et une étude a pris en compte la solution de l'équation de Poisson et en prend la norme [HK12]. Enfin, Cheetham *et al.* ont considéré la rotation axiale (verticale) des segments du bassin et du tronc et celle suivant la normale au plan de swing pour les segments du bras et du club.

Pour conclure, 7 articles ont été considérés pour la séquence cinématique optimale pour maximiser la vitesse de tête de club à l'impact (Tableaux A.9). Si le concept ne semble pas remis en cause pour une performance maximale théorique, la capacité des golfeurs, même de très bons niveaux, à la mettre en œuvre n'apparaît pas évidente. Pour Neal, [NLHM08a], les golfeurs seraient plus sensibles à la qualité du contact entre le club et la balle qu'aux différences de *timing* lors du *downswing* dont la durée varie de seulement quelques millisecondes (la durée totale du *downswing* étant d'environ 0.3s [EDWC04b, HEMK10]). La complexité du mouvement et le nombre de degrés de liberté mis en jeu pour venir frapper la balle pourraient également être la source de nombreuses erreurs que le golfeur doit pouvoir compenser. Ainsi, Nesbit [Nes05] montre des différences inter-individuelles importantes dans la cinématique du swing. Enfin, les conditions de calcul des vitesses ainsi que le choix de la vitesse ou de la composition de vitesse qui doit être pris en compte pour définir la séquence n'est pas consensuelle et de nombreuses méthodes sont utilisées. Ainsi, des efforts de standardisation sur les modalités de calcul des vitesses et de leur repère d'expression pourraient faciliter la comparaison des résultats entre les études.

Cinématique articulaire

Cinématique articulaire des membres inférieurs Toutes les articulations des membres inférieurs ont été étudiées : les hanches, les genoux et les chevilles. Seulement deux études ont pris en compte l'articulation de la cheville. Celle de McNally *et al.* [MYC14] qui a ont eu une approche énergétique sur tout le membre inférieur. Et celle de Choi *et al.* [CJOM14] qui ont investigué la capacité à effectuer un mouvement propre au sens du *jerk* notamment sur les degrés de liberté du membre inférieur. Aucune de ces deux études ne donne d'information sur l'évolution angulaire de la cheville, mais ce sont les seules études à prendre en compte toutes les articulations du membre inférieur.

Sept études ont pris en compte l'articulation du genou et seules quatre détaillent des valeurs angulaires [CSM15, STW11, END⁺06, MHO⁺16]. Murakami *et al.* [MHO⁺16] ont effectué une analyse qui se veut de référence en créant un modèle tridimensionnel à l'aide d'un scanner puis en effectuant un suivi à l'aide d'images issues d'un scanner à rayons X sur lesquelles le modèle 3D a été recalé. Cette approche permet théoriquement une mesure précise, toutefois, seuls six instants ont été pris en compte (*address, early backswing, late backswing, top of the backswing, impact, end of the follow-through*). Ainsi, l'évolution de l'angle de flexion du genou est, pour le côté dominant : de $18.0 \pm 12.0^\circ$ à l'*address*, 22^{*1} au *early backswing*, 26^{*} au *late backswing*, $32.7 \pm 7.7^\circ$ au *top of the backswing*, 25^{*} à l'*impact* et $16.5 \pm 9.4^\circ$ à la fin du *follow-through* ; pour le côté non dominant : de $16.7 \pm 9.2^\circ$ à l'*address*, 18^{*} au *early backswing*, 23^{*} au *late backswing*, $24.4 \pm 7.6^\circ$ au *top of the backswing*, 22^{*} à l'*impact* et $19.1 \pm 6.5^\circ$ à la fin du *follow-through*. Ces valeurs ayant été obtenues pour une cohorte de cinq amateurs, elles constituent un ensemble de valeurs de référence et les études utilisant un système opto-électroniques mesurent des valeurs proches de cette référence [CSM15, STW11, END⁺06]. De plus Somjarod *et al.* qui ont aussi étudié les joueurs professionnels mesurent une flexion plus importante d'environ 3 degrés au *Top of Backswing* (25.51° vs 28.92°) et Egret *et al.* quant à eux mesurent une flexion plus faible de presque 20° chez les femmes que chez les hommes ($16.5 \pm 5.6^\circ$ vs $35.3 \pm 4.9^\circ$).

Les rotations internes/externes du genou ont aussi été mesurées par Murakami *et al.* pour le côté dominant : de $1.5 \pm 5.9^\circ$ à l'*address*, $-7.5 \pm 6.6^\circ$ au *top of the backswing*, et $10.4 \pm 5.1^\circ$ à la fin du *follow-through* ; pour le côté non dominant : de $1.3 \pm 8.6^\circ$ à l'*address*, $9.8 \pm 4.8^\circ$ au *top of the backswing* et $-16.0 \pm 4.9^\circ$ à la fin du *follow-through*.

Bien que la mesure par scanner soit effectuée en deux dimensions, les auteurs indiquent une précision de l'ordre de 0.3° en rotation. Toutefois l'article de Ishimaru *et al.* [ISI⁺14], indiqué comme référence pour cette précision, a étudié le mouvement de la patella et il semblerait que la rotation ait été validée suivant un axe perpendiculaire au plan de la mesure et avec une fréquence d'acquisition plus faible (3 images par seconde contre 10Hz ici). Ainsi, on peut s'attendre à une précision plus faible pour la rotation axiale du fémur suivant un axe dans le plan de mesure, ce qui pourrait expliquer la différence entre la mesure de cette rotation par imagerie scanner 2D et par système optoélectronique. Toutefois l'étude de Murakami *et al.* est la seule à avoir pu

1. * : valeur lue directement sur un graphique ou une figure

mesurer les translations antéro-postérieures lors du mouvement qui sont, de 4.6 ± 9.2 mm pour le côté dominant et de 4.1 ± 3.6 mm pour le côté non dominant.

La cinématique du genou a été montrée comme étant différente chez les joueurs amateurs et professionnels. Notamment Kim *et al.* ont pu montrer que les joueurs professionnels fléchissent moins leur genou du côté non dominant et Choi *et al.* ont montré l'existence d'un second pic pour le genou du côté dominant chez les professionnels. Ce point étant controversé car Somjarod *et al.* n'ont mesuré aucune différence significative entre les joueurs professionnels et amateurs au niveau du genou côté non dominant. Par contre des différences significatives en flexion/extension et en rotation interne/externe ont été mesurées. Somjarod *et al.* [STW11] ont aussi mesuré la rotation interne/externe du genou mais ont obtenu des valeurs plus importantes pour les amateurs (-20.03° au *top of backswing*) comme pour les professionnels (-26.34° au *top of backswing*). Toutefois, bien que l'article issu de cette étude donne des valeurs pour la rotation interne/externe du genou, les valeurs semblent plus correspondre à celle de la hanche. La méthode utilisée étant peu décrite dans l'article, il est difficile d'analyser plus précisément ces valeurs, d'autant plus que le couplage en rotation des articulations du genou et de la hanche ne sont pas bien connus lors du swing.

Onze études ont pris en compte l'articulation de la hanche [CLCM16, MHO⁺16, ACL15, MSPC15, KYKY15, CJOM14, MYC14, GAG10, GAG09, END⁺06, BGW98] dont huit donnent des valeurs pour les angles articulaires [CLCM16, ACL15, MSPC15, KYKY15, GAG10, GAG09, END⁺06, BGW98] et une [MHO⁺16] donne des valeurs relatives car le suivi cinématique se fait uniquement sur le fémur, sans le bassin qui est nécessaire pour déterminer le repère articulaire de la hanche. Seules deux études [KYKY15, CJOM14] décomposent l'angle de la hanche en ses trois composantes. Parmi ces deux études seule celle de Kim *et al.* [KYKY15] indique les valeurs de cinématique articulaire. Lues sur les graphiques, celles-ci sont de l'ordre, pour la rotation interne/externe, pour le côté dominant : 5^{*2} à l'*address*, 18^{*} au *top of backswing*, -5^{*} à l'*impact* et 0^{*} au *follow-through* ; pour le côté non dominant : -5^{*} à l'*address*, -37^{*} au *top of backswing*, -5^{*} à l'*impact* et 10^{*} au *follow-through*. Concernant l'adduction/abduction, les valeurs sont de l'ordre de, pour le côté dominant : -10^{*} à l'*address*, -30^{*} au *top of backswing*, 10^{*} à l'*impact* et de 18^{*} au *follow-through* ; pour le côté non dominant : -10^{*} à l'*address*, 12^{*} au *top of backswing*, -25^{*} à l'*impact* et de -12^{*} au *follow-through*. Concernant la flexion/extension, les valeurs sont de l'ordre de, pour le côté dominant : 40^{*} à l'*address*, 10^{*} au *top of backswing*, 20^{*} à l'*impact* et de 15^{*} au *follow-through* ; et pour le côté non dominant : 40^{*} à l'*address*, 40^{*} au *top of backswing*, 0^{*} à l'*impact* et de -10^{*} au *follow-through*. Les autres études donnant des valeurs angulaires donnent globalement une majoration de ces valeurs. En dépit du comportement tri-dimensionnel de cette articulation, seule la rotation interne/externe semble n'avoir suscité d'intérêt jusqu'ici. Il a cependant pu être montré que le mouvement de swing était fortement asymétrique au niveau des hanches [GAG10] et que la hanche dominante était plus sollicitée que la hanche non-dominante, aussi bien pendant le *backswing* que pendant le *downswing*, utilisant quasiment toute sa plage de mouvement (amplitude de mouvement en charge) en rotation externe pendant le *backswing* et en rotation interne pendant le *downswing*. Alderslade [ACL15] a aussi pu mesurer que la rotation axiale de la hanche au cours du swing reste dans le corridor angulaire mesuré en passif.

2. * : valeur lue directement sur un graphique ou une figure

Aussi, il a pu être montré une forte relation entre le mouvement de la hanche dominante et le mouvement du tronc avec un lien positif sur la vitesse de tête de club [CLCM16]. Mun *et al.* [MSPC15] ont également pu montrer que la rotation du tronc pendant le *downswing* était amorcée par la hanche dominante suivie par le rachis lombaire et que la distribution de la rotation totale était équilibrée entre la hanche dominante et le rachis lombaire à la fin du *downswing* chez les professionnels. Un manque de mobilité de la hanche dominante a également pu être reliée à une utilisation plus importante du rachis lombaire [KYKY15], ce qui explique l'efficacité d'un programme d'assouplissement de la hanche pour limiter l'apparition de lombalgies chez les golfeurs souffrant d'un manque de mobilité des hanches [LP13]. Enfin, Egret *et al.* ont pu mettre en avant les différences entre les hommes et les femmes, notamment par un mouvement de hanche plus ample chez les femmes que chez les hommes.

Finalement, vingt articles ont été considérés dans cette partie (Tableaux A.10, A.11, A.12 et A.13). Onze articles se sont intéressés à la hanche [CLCM16, MSPC15, KYKY15, GAG10] et ont mis en évidence le rôle crucial de cette articulation à la fois pour la performance et pour la prévention des lombalgies. Sept articles se sont intéressés au genou [MHO⁺16, CSM15, KS17] et ont permis de quantifier la cinématique du genou. Aucune étude n'a publié jusqu'à présent de données sur la cinématique de la cheville, même si deux études les ont calculés mais pas rapportés.

A l'inverse des catégories précédentes, les méthodes utilisées pour investiguer la cinématique articulaire des membres inférieurs sont bien décrites et apparaissent correctes sur le plan mécanique.

Cinématique articulaire des membres supérieurs En plus de l'étude de critères empiriques tels que le *X-factor*, de nombreuses études se sont intéressées à la cinématique articulaire des membres supérieurs, avec un niveau de détail varié. Sur les 23 études, 16 prennent en compte le poignet, 12 le coude et 15 l'épaule.

Les études sur le poignet dominant ont permis de montrer le rôle déterminant de cette articulation dans la performance. Betzler [BMW012] a ainsi montré, que les amplitudes de la déviation radiale à l'impact et même pendant le swing complet étaient plus importantes chez les golfeurs de meilleur handicap. Chu [CSL10], quant à lui, a montré que la vitesse de balle était augmentée lorsque le poignet était relâché plus tardivement. Cependant le set de marqueurs de Chu *et al.* ne comprenait que deux marqueurs pour l'avant-bras et le poignet (1 épicondyle latéral et 1 "poignet", sans précision de localisation). A ces marqueurs s'ajoutaient deux marqueurs fixés sur le manche du club. Même si aucune explication sur le calcul des angles n'est donnée, les résultats sont toutefois similaires à ceux de Betzler. Chu a considéré le poignet comme modélisable par une liaison pivot, sans précision sur l'axe. Betzler quant à lui présentait ses résultats pour la déviation radio-ulnaire. Le set de marqueurs de Betzler comprenait plus de marqueurs (trois sur la partie postérieure de la main, trois pour les deux processus styloïdes du poignet et un pour chaque épicondyle du bras). La définition des axes permettant le calcul des angles est peu

précisée et les recommandations de l'*International Society of Biomechanics* (ISB) ne semblent pas prises en compte.

Plusieurs études montrent que le mouvement du poignet est corrélé à la performance [JBCR16, SCFT14, FQA⁺12, BMWO12, SHKK08, ZBFA08a, Nes05, TFKT04], seule l'étude d'Hokari *et al.* [HDNA06a] contredit ce résultat (cependant, l'article n'est disponible qu'en japonais, ainsi il est difficile de mettre en perspective ce résultat avec la méthode employée.) Notamment, l'angle de déviation du poignet a été montré comme étant plus important chez les joueurs expérimentés ou professionnels [FQA⁺12] et que ceux-ci ont aussi tendance à le déverrouiller plus tard [BMWO12]. Et d'un point de vue théorique, Suzuki *et al.* [SHKK08] ont montré que le mouvement du poignet des joueurs professionnel est optimal. Ainsi, le poignet étant à l'extrémité de la chaîne cinématique et étant la dernière articulation avant le club, son mouvement semble permettre d'amplifier les vitesses d'entraînement des segments en amont. De plus retarder son mouvement semble permettre d'augmenter la vitesse juste avant l'impact ainsi que de garder le club le plus proche du corps pour diminuer l'inertie totale apparente du golfeur avec son club. En termes d'ordre de grandeurs, Zheng *et al.* [ZBFA08a] ont mesuré les angles de déviation aux poignets de 75° au *top of backswing* jusqu'à 120° à l'impact pour le côté non dominant et de 95° au *top of backswing* jusqu'à 165° à l'impact, valeurs étonnantes en absolue mais donnant une amplitude de 45° et de 70° pour le poignet, côté non dominant et côté dominant, respectivement.

Bien que l'articulation du coude soit souvent prise en compte dans les analyses, très peu de conclusions sur son implication dans la performance ont été formulées. Seules les études de Zheng *et al.* [ZBFA08b, ZBFA08a] et d'Egret *et al.* [END⁺06] indiquent une différence cinématique : les joueurs de meilleur niveau arriveraient mieux à étendre leur bras et les femmes professionnelles auraient une vitesse d'extension plus importante que celle des hommes professionnels. Egret *et al.* ont mesuré une plus grande amplitude du côté dominant chez les femmes, avec un angle plus faible au *top of backswing* et plus important à l'impact, ce qui corrobore les mesures de Zheng *et al.*. Mc Hardy *et al.* [MPL06], ont quant à eux, mesuré une plus grande proportion de blessures aux poignets, chez les femmes que chez les hommes. Celle-ci pourrait donc être due à ces augmentations de l'amplitude et de la vitesse angulaires du poignet lors du swing chez les femmes.

L'articulation de l'épaule est souvent étudiée. Toutefois, les sets de marqueurs pris en compte ne permettent qu'une analyse globale de cette articulation. En effet, souvent le mouvement étudié est celui du bras par rapport au thorax, en considérant que les acromions font partis du thorax. Le set de marqueurs couramment utilisé (thorax : manubrium, xyphoïde, septième cervicale, dixième thoracique, ou huitième thoracique et acromion ; bras : épicondyles) est surtout pertinent dans l'étude de l'articulation gléno-humérale, en faisant l'hypothèse que la mobilité de la ceinture scapulaire, comprenant la clavicule, est immobile, ce qui ne semble pas être le cas dans le mouvement de golf. De manière générale, la vitesse de l'épaule est indiquée par Ferdinands *et al.* [FKM13] comme étant de 6 rad/s*. L'étude de Teu *et al.* [TKF04] a mesuré la contribution de chaque degré de liberté à la vitesse de tête de club. Ainsi, la rotation interne/externe du bras contribue pour 14.2%, l'adduction/abduction pour 12.2% et la rétroversion/antéversion pour 0.7%. L'étude de Burden *et al.* [BGW98] quant à elle, a mesuré que les articulations des hanches et des

épaules suivent le principe de sommation des vitesses.

Des études comparatives entre les hommes et les femmes ont pu montrer des différences cinématiques : l'étude de Zheng *et al.* [ZBFA08b] a montré une différence significative entre ces deux groupes concernant l'orientation des épaules. Celle-ci étant définie comme l'angle effectué par la droite reliant les deux acromions par rapport au repère de la salle. De même, l'étude d'Egret *et al.* [END⁺06] compare la cinématique de l'épaule entre les hommes et les femmes et trouve une différence significative entre les deux (82°* pour les hommes contre 110°* pour les femmes).

Les éventuelles différences entre les joueurs très expérimentés et moins expérimentés sont aussi investiguées. D'un côté, l'étude de Choi *et al.* a mesuré qu'il n'existait pas de différence significative entre ces deux catégories vis à vis de la fluidité de la cinématique de l'épaule. Alors que d'un autre côté, l'étude de Healy *et al.* [HMD⁺11] a mesuré une augmentation de la flexion à l'épaule ainsi qu'une diminution de la rotation interne chez les joueurs plus expérimentés, au fer-5, et qu'Egret *et al.* [EDWC04a] ont indiqué que les joueurs les plus expérimentés semblent produire un angle plus important à l'épaule que les joueurs moins expérimentés. Une étude s'est intéressée à l'évolution liée à l'âge : l'étude de Mitchell [MBMS03] a comparé la variabilité de la mobilité articulaire de golfeurs de groupes d'âges différents. Il a ainsi pu montrer une diminution de la mobilité articulaire avec l'avancée en âge de sa population d'étude. Seule l'abduction dans le plan horizontal fait exception avec une augmentation de celle-ci au *backswing*. Enfin, les différences entre les clubs ont été investiguées par Egret *et al.* [EVW⁺03] qui ont montré qu'il existait une différence significative entre les angles des épaules pour les différents clubs : Driver *vs* fer-5 et Driver *vs* *pitching-wedge* mais pas entre fer-5 et *pitching-wedge*. Trois études prennent en compte l'articulation du cou ou la cinématique de la tête. Notamment l'étude de Horan *et al.* [HK12] a montré qu'il existait une séquence tête puis pelvis puis thorax en termes de vitesses de rotation chez les sujets de sa cohorte et que la vitesse de rotation de la tête est de l'ordre de 210±56°/s.

Sur l'ensemble des études, seules 4 indiquent la séquence choisie pour l'identification des angles.

Finalement 23 études ont été prises en compte dans cette partie (tableaux A.14, A.15, A.16, A.17, A.18, A.19). Très peu d'études ont mesuré la mobilité articulaire du membre supérieur lors du swing de golf et les recommandations de l'ISB pour définir les repères anatomiques ne sont que rarement prises en compte pour la définition des repères anatomiques. Les sets de marqueurs sont aussi souvent minimalistes et ne permettent pas de mesurer l'ensemble des degrés de liberté du membre supérieur. Enfin, aucune étude ne prend en compte l'élévation et protraction de la clavicule ou les mouvements de la scapula. Or, ces degrés de liberté, même dans le cas où ils ne sont pas considérés comme pertinents, devraient tout de même être pris en compte pour que la mesure des autres degrés de liberté ne soit pas dégradée.

Cinématique articulaire du tronc Le tronc est aussi un ensemble anatomique couramment étudié. Bien que son étude cinématique soit souvent limitée au *X-factor*, plus d'éléments sont mesurés par certains auteurs. Trois types d'approches existent pour l'étude de la cinématique du tronc : une approche de prévention des blessures, une approche de performance et une approche de comparaison entre différents groupes.

Concernant la prévention des blessures, deux études suggèrent que le swing moderne induit un risque plus important de lésion au niveau du rachis lombaire [CG16, DB16]. Cependant Lindsay *et al.* [LH02] ne mesurent pas de différence cinématique significative entre les cohortes de joueurs asymptomatiques et de joueurs souffrant de lombalgie, au driver. Finalement, Kim *et al.* ont mesuré qu'un déficit de rotation de hanche était compensé par une modification de la cinématique du bassin, notamment un tilt postérieur du bassin et une flexion du rachis lombaire.

Concernant l'approche pour la performance, il a été montré que l'augmentation de la rotation axiale du tronc permettait d'augmenter la performance [SCFT14], ce qui rejoint le principe du *X-factor*. Okuda *et al.* et Zheng *et al.* [OGA10, ZBFA08a] ont mesuré que la rotation du tronc et du bassin se faisait plus tôt chez les joueurs avec plus d'expérience. Chu *et al.* quant à eux, ajoutent les contributions de flexion/extension et d'inclinaison latérale comme paramètres cinématiques de la performance. Et Joyce *et al.* ont estimé que la cinématique du tronc importait pour 34 à 67% de la variance de la performance. Deux études [CLCM16, BCC⁺13] ont montré le couplage existant entre la rotation du tronc et celle du bassin, suggérant que les joueurs les plus expérimentés avaient adapté leur chemin neuronaux pour synchroniser leurs mouvements. Chez les joueurs professionnels, Beak [BCC⁺13] a mesuré une corrélation entre les pics des vitesses du thorax et du bassin. Les différences entre les hommes et les femmes sont aussi investiguées. Chez les joueurs professionnels, Zheng *et al.* ont montré que la rotation du tronc n'est pas significativement différente entre les genres. Seule l'orientation du pelvis l'est. A contrario, Horan *et al.* [HEMK10] ont montré que le swing optimal n'était pas le même chez les hommes et les femmes, et que les mouvements du tronc et du bassin n'étaient pas similaires entre les genres. Lindsay *et al.* [LHP02] ont montré que la cinématique du tronc variait avec le type de club considéré : notamment la flexion et l'inclinaison latérale sont différentes entre le driver et le fer-7. Enfin l'étude d'Horan *et al.* a mis en avant que l'exécution d'une séance de putting avant les swings permet d'améliorer la mobilité du tronc et du thorax, notamment chez les femmes, ce qui est à contresens de l'analyse de Henri *et al.* [HBML15] qui ont montré qu'il n'y avait pas de modification du *X-factor* après échauffement.

Finalement 16 études se sont intéressées à la cinématique du tronc. L'effort effectué pour comprendre les relations entre cette zone et la performance rejoint celle du *X-factor*. L'étude de la cinématique du tronc est primordiale car il est notamment constitué du rachis lombaire, zone où la majorité des blessures apparaissent.

Conclusion de la revue de littérature sur l'étude cinématique du swing de golf Au niveau de la cinématique du swing de golf, la présente revue a permis de montrer que la plus grande partie des études se sont consacrées à l'étude du *X-factor*, du *crunch-factor*, du plan de swing et de la séquence cinématique. Cependant, hormis pour le plan de swing, dont la définition semble désormais faire consensus, des résultats différents ont été obtenus pour les trois autres paramètres. Ces différences pourraient, au moins en partie, être expliquées par des méthodologies variées pour les calculer. Des efforts de standardisation sur la méthodologie employée, correcte sur le plan mécanique, pourraient permettre de réévaluer ces concepts sur des bases fiables. Par ailleurs, une comparaison des résultats issus des différentes méthodes pour un même jeu de

données serait également utile pour quantifier l'effet des méthodes sur les résultats et permettre une évaluation critique des résultats des études réalisées jusqu'ici. Pour autant, au delà des critiques méthodologiques que nous formulons ici, les concepts méritent tout de même d'être mieux étudiés. La cinématique articulaire des membres supérieurs et inférieurs a commencé à être évaluée mais les connaissances sont encore limitées. En particulier, très peu d'études se sont consacrées à la cheville, et à l'épaule de façon détaillée. Des études devront être menées pour mieux comprendre le rôle de ces articulations dans le swing, que ce soit pour l'optimisation de la performance ou pour la prévention des blessures.

II.3.3.3 Dynamique du swing

Quatre thèmes ont été dégagés sur les aspects dynamiques et énergétiques du swing de golf. Le premier thème est relatif aux forces de réaction du sol et les transferts de charge. Le second porte sur les aspects de dynamique articulaire, que ce soient les moments nets aux articulations ou les forces de contact articulaire. Le troisième thème concerne les modèles dynamiques utilisés pour simuler le swing en dynamique directe. Enfin, le quatrième est relatif aux aspects énergétiques avec le travail et la puissance mécanique, soit au niveau des articulations, soit au niveau du club.

Efforts extérieurs Pour mobiliser le club et ses segments, le golfeur doit exercer des efforts de contact avec le sol de manière à pouvoir utiliser les forces de réaction que celui-ci va exercer sur lui. Dans la plupart des études, deux plateformes de forces ont été utilisées de manière à pouvoir mesurer les efforts sous chacun des deux pieds, sauf l'étude de Meister *et al.* [MLB⁺11] où seule une plateforme a été utilisée. Toutefois les composantes horizontales sont rarement mentionnées dans les résultats. Il a été montré que le golfeur partait d'une distribution de son poids globalement équilibrée entre les deux pieds pendant la phase d'*address*, puis venait charger le pied arrière (non-dominant) pendant le *backswing*, et enfin venait transférer son poids vers le pied avant (dominant) au cours du *downswing* [HKR05, CSL10, OGA10, MGMZ⁺13]. Le pic d'effort vertical s'effectuant avant l'impact chez les joueurs d'handicap faible [WYHS15]. Okuda a également pu montrer que ce transfert de charge du pied non-dominant vers le pied dominant (*i.e.* en direction de la cible) était plus rapide chez les meilleurs joueurs. Ce transfert de poids du pied non-dominant vers le pied dominant a également été mesuré à partir des déplacements du centre de pression (**CoP**) global (*i.e.* barycentre des *CoP* sous chacun des pieds pondérés par les efforts normaux [BB12, GZM⁺15, CSM16, SRKF17]). Ainsi, un plus grand déplacement du *CoP* dans la direction médiolatérale (*i.e.* dans la direction de la cible) était corrélé à la vitesse de tête de club à l'impact. La vitesse de tête de club était également améliorée lorsque les joueurs entamaient tôt ce transfert de charge vers le pied dominant [SRKF17, QBDB13]. Ce transfert de charge répété expliquerait, selon Tsang *et al.* [THC10], l'amélioration de la stabilité monopodale chez les golfeurs par rapport à la population générale. Une étude s'est intéressée aux modifications des efforts au sol pour des sujets amputés [SMT⁺15] ont ainsi montré que le transfert de charge était différent chez les personnes amputées et que cette modification dépendait de la zone d'amputation. Cette modification était notamment visible sur l'étude des efforts horizontaux.

A partir de la mesure des pressions plantaires, il a également pu être montré que le chargement maximal était supérieur sur le pied dominant par rapport au pied non-dominant [WSD09] et que la vitesse de tête de club à l'impact était corrélée à l'intensité des pressions sur le pied dominant et en particulier sur sa partie latérale [Pat15]. Par contre, la performance n'était pas déterminée par le déplacement médiolatéral du centre de masse (**CoM**) puisqu'il a été retrouvé une plus faible inclinaison (par rapport à la verticale) du vecteur liant le *CoP* au *CoM* chez les joueurs professionnels par rapport aux joueurs amateurs [CSM16, CKM16]. Wrobel [WMN12] a également trouvé un plus faible déplacement du *CoM* chez les meilleurs joueurs et nota que le mouvement du *CoM* pendant le *downswing* était plus linéaire chez les meilleurs joueurs. Il a également été montré que les joueurs amateurs avaient un déplacement du *CoM* plus important

que les joueurs professionnels suivant les directions antéropostérieure et verticale [CKM16]. Enfin, à partir d'une étude de classification automatique, Ball [BB07a, BB07b] a identifié deux styles de swing à partir du déplacement du *CoP* qu'il a nommés "**Front style**" et "**Reverse style**". La différence entre les deux se produit à partir du *early downswing* ou après avoir amorcé un mouvement vers l'avant du *CoP*, le groupe "**Reverse style**" vient recharger le pied arrière alors que le groupe "**Front style**" continue de faire avancer le *CoP* vers le pied dominant. Si le groupe "**Front style**" semble avoir une meilleure technique pour donner de la vitesse à la tête de club, les deux styles ont été retrouvés aussi bien chez les amateurs que chez les professionnels. Il a également été montré que cette technique était indépendante du type de club [BB11].

Deux études, celle de Murakami *et al.* [MM10b] et celle de Worsfold *et al.* [WSD09], se sont intéressées à l'influence des chaussures sur les efforts mesurés entre les pieds et le sol. Les deux études concluent à une faible modification des efforts au sol avec le type de chaussures. D'un côté l'étude de Worsfold *et al.* concluent à la faible influence du type de crampon et, d'un autre côté, Murakami *et al.* concluent, après comparaison des efforts au sol avec des chaussures avec et sans crampons, qu'il est préférable de prendre des chaussures lisses afin d'améliorer la liberté de mouvement du pied, et que ces chaussures sont plus adéquates pour marcher entre les différents trous du parcours. Worsfold *et al.* [WSD09] ont réalisé la seule étude prenant en compte les moments libres sous les pieds et ont mis en avant que les crampons ne permettaient que d'augmenter la production de moment sur le pied du côté non-dominant.

Seules trois études ont étudié les autres composantes des efforts de contact avec le sol. En particulier, Peterson [PWMG16] a cherché à déterminer les impulsions linéaires (dans la direction de la cible) et angulaires (autour de l'axe vertical) entre le *driver* et le fer-6. Il a pu montrer que l'impulsion angulaire était supérieure au *driver* et que, logiquement, cette augmentation venait de l'impulsion des efforts horizontaux. Il a également pu montrer que la composante horizontale de la force de réaction du sol sur le pied dominant était mieux orientée vers la cible au *driver*. Meister [MLB⁺11] quant à lui a pu montrer que le pic de moment libre résultant (moment suivant la direction verticale exprimé au centre de pression global) était corrélé à la vitesse de tête de club à l'impact et que ce pic était atteint juste après l'atteinte de la valeur maximale de *X-factor*. Enfin, seul McNitt-Gray *et al.* [MGMZ⁺13] décrivent l'évolution des trois composantes des forces de réaction du sol dans l'objectif de démontrer que la variation de la vitesse de tête club à l'impact était régulée par une augmentation de la composante horizontale mais en conservant l'orientation de cette composante par rapport à la cible. Ainsi, sur le pied non-dominant, entre le *late-backswing* et l'impact, la force de réaction du sol dans la direction médiolatérale est constamment orientée vers la cible. Dans la direction antéropostérieure, l'orientation est neutre au niveau du *late-backswing* et de l'impact mais s'incline vers l'avant au *top of the backswing* et en particulier au moment du *early downswing*. Sur le pied dominant, la force de réaction du sol dans la direction médiolatérale est orientée vers la cible au *top of the backswing* et *early downswing* mais dans la direction opposée avant et après, c'est-à-dire au *late backswing* et à l'impact. Dans la direction antéropostérieure, la force de réaction du sol est orientée légèrement vers l'avant au *late-backswing* et à l'impact mais clairement vers l'arrière au *top of the*

backswing et au *early downswing*. Ces résultats peuvent être mis en regard de ceux de Meister [MLB⁺11] pour expliquer la création du moment libre et son évolution au cours du *downswing*.

Au final, 26 articles ont été considérés dans cette partie. Les tableaux A.25 et A.26 sont relatifs aux études portant sur le *CoP*, les tableaux A.23 et A.24 aux études sur le *CoM*, les tableaux A.31 et A.32 aux études sur les pressions plantaires et enfin les tableaux A.33, A.34 et A.35 aux études sur les forces de réaction du sol. L'analyse de ces études permet de mettre en évidence l'aspect crucial du transfert du poids du pied non-dominant vers le pied dominant pendant le *downswing* ainsi que l'importance de créer des forces verticales importantes sur le pied dominant pendant le *downswing*. Au niveau terminologique, beaucoup d'études parlent de transfert de poids mais il serait préférable de parler de transfert de charge puisque les efforts sur le pied dominant excèdent le poids du sujet (110% du poids de corps suivant la direction verticale, dans l'étude d'Okuda [OGA10]). Par ailleurs, le lien entre le transfert de charge du pied non-dominant vers le pied dominant pendant le *downswing* et l'accélération de la tête de club n'est pas explicitée d'un point de vue mécanique. La capacité à créer du couple suivant la direction verticale a également été montrée comme cruciale [MLB⁺11] et les résultats de McNitt-Gray [MGMZ⁺13] permettent de comprendre comment ce couple est généré à partir des composantes horizontales des forces de réactions du sol. Par ailleurs, deux styles dans l'évolution du *CoP*, dits "*Front style*" et "*Reverse style*" [BB07a, BB07b], ont été mis en évidence aussi bien chez les amateurs que chez les professionnels. L'explication de ces deux styles pour arriver à une efficacité mécanique reste à expliciter.

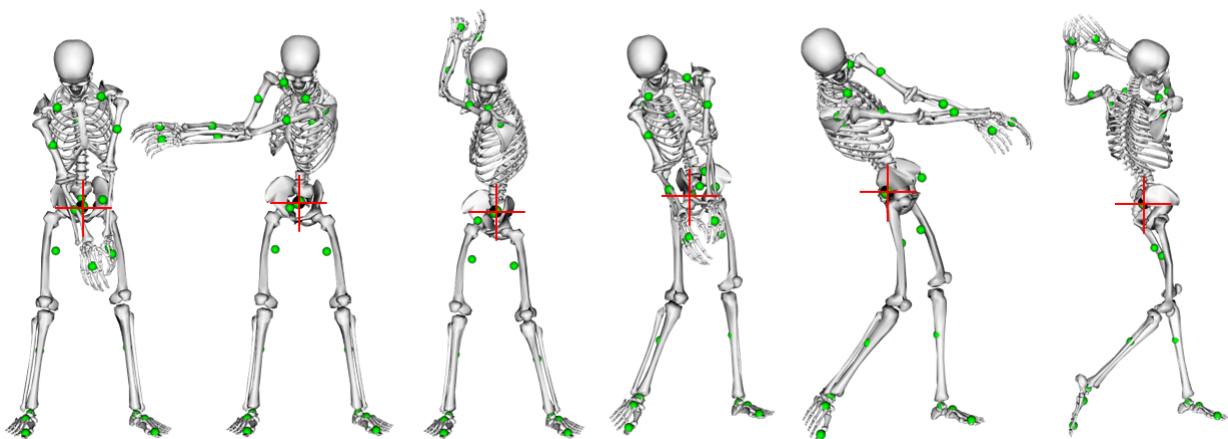


FIGURE II.6 – Centres des masses des segments (ronds verts) et centre de masse global du golfeur (rond vert et noir et croix rouge), pendant le swing [BHT⁺17, DAA⁺07]
vue adaptée pour que les symboles des masses puissent être visibles

La dynamique articulaire La dynamique articulaire réfère aux actions mécaniques, c'est-à-dire aux forces et moments agissant au niveau d'une articulation. On peut néanmoins distinguer deux types d'actions mécaniques : celles dites "*inter-segmentaires*" et celles dites "*intra-articulaires*". Les actions mécaniques inter-segmentaires représentent le torseur des actions mécaniques résultant et sont obtenues par une approche de dynamique inverse, à partir du mouvement et des efforts externes. On parle alors de force et de moment nets ou résultants. Dans cette approche, en plus du modèle cinématique, il est nécessaire de définir un modèle inertiel du sujet (masse, position du centre de masse et tenseur d'inertie des segments, regroupés dans la suite du document sous le sigle *BSIP* pour *Body Segment Inertial Parameters*). Ce modèle est alimenté par la mesure du mouvement et des efforts externes. Les actions mécaniques *intra-articulaires* sont celles appliquées sur les surfaces osseuses et représentent en particulier les forces de compression et de cisaillement. Pour leur obtention, il est nécessaire d'accéder aux forces musculaires et des modèles musculaires et ligamentaires sont nécessaires en plus des éléments nécessaires à l'obtention de la dynamique inter-segmentaire. Etant donné la redondance du système musculaire, il n'est pas possible d'obtenir analytiquement ces tensions musculaires. Différentes approches existent comme par exemple le regroupement des muscles par unité fonctionnelle [Pau66, MKYN10] ou par synergie [DTSJ84, WKB⁺14, RPSD15]. Les méthodes les plus courantes consistent à effectuer une procédure d'optimisation. Par exemple en minimisant un critère physiologique au cours du temps sur l'ensemble du mouvement (énergie [AWS06]), ou sur une fenêtre mobile [QFA16] (deux critères : consommation d'énergie par les muscles puis l'intégrale des efforts des muscles). L'approche de Thelen [TA06, TAD03] consiste à prendre en compte la dynamique qui serait entraînée par les muscles (dynamique directe). Un autre type de méthodes consiste à prendre en compte les instants les uns après les autres, approche dite par optimisation statique, et de minimiser une fonction objectif : la somme des efforts musculaires normalisés [PKS78, Her87, Hap94], la somme des contraintes musculaires [CB81], la minimisation de l'effort musculaire normalisé maximal [RDV01] voire leurs puissances [CK93]. Plus récemment, des minimisations pluri-objectifs pondérées sont prises en compte se basant à la fois sur les forces des complexes tendons-muscles et les efforts de réactions intra-articulaires [DMLC14].

L'analyse de la littérature sur la dynamique articulaire du swing de golf fait apparaître des résultats tant sur la dynamique inter-segmentaire et intra-articulaire et trois grandes régions peuvent être distinguées : les membres inférieurs, le tronc, et les membres supérieurs.

Dynamique articulaire du tronc Au niveau du tronc toutes les études se sont portées sur la région lombaire. A partir d'une approche en dynamique inverse, Bae *et al.* [BCKC14] et Ferdinand *et al.* [FKM13] et ont pu quantifier les moments nets au niveau du rachis lombaire (globalement pour Ferdinand *et al.* ; entre chaque lombaire pour Bae *et al.*). En flexion-extension, des valeurs maximales de l'ordre de 150 Nm étaient atteintes au cours du *downswing*. Les moments d'inclinaison latérale atteignaient des valeurs maximales de l'ordre de 100 Nm pendant le *downswing* mais atteignaient jusqu'à 150 Nm pendant la phase de *follow-through*. Enfin en

rotation axiale, les moments nets maximum atteignaient entre 50 et 100 Nm lors du *downswing*. En comparant les moments pour différentes formes de rachis lombaires, Bae *et al.* ont ainsi pu montrer l'influence de la lordose lombaire sur les moments articulaires aux niveaux lombaires. Ils ont également pu montrer que la phase la plus sollicitante, vis-à-vis de la puissance, était le *follow-through* et qu'une lordose lombaire excessive conduisait à un moment plus important en flexion-extension ainsi qu'en rotation axiale. *A contrario* une lordose faible conduisait à un moment d'inclinaison latérale plus important. Toutefois, la publication manque de détails sur la prise en compte de la géométrie personnalisée de la région lombaire pour le calcul des actions mécaniques et particulièrement sur les lois de répartition cinématique entre les étages vertébraux. D'un point de vue santé, la phase de transition entre le *backswing* et le *downswing* est considérée comme étant traumatisante pour la région lombaire par Sim *et al.* [SCLM17] qui mesurent des efforts de cisaillement, pondérés par le poids, considérés comme importants (10N/kg).

Au niveau des efforts intra-articulaires Date *et al.* [DB16] et Lim *et al.* [LCC12], ont estimé des forces de compression de l'ordre de 650 à 750% du poids de corps ($\%_{BW}$). Concernant les forces de cisaillements, les valeurs maximales atteignaient 200% $_{BW}$ suivant la direction antéropostérieure. Dans la direction médiolatérale, Dale *et al.* ont évalué des forces de cisaillement atteignant 300% $_{BW}$ contre 150% $_{BW}$ pour Lim *et al.* Cette différence entre les deux études pourrait cependant s'expliquer par les populations qui sont différentes en termes de niveau de jeux, *i.e.* proche du *scratch* ($h=0$) pour [LCC12] contre $h \approx 7$ pour [DB16]. En comparant les efforts au niveau lombaire entre un *swing* complet et un *swing* dit partiel (*backswing* s'arrêtant au niveau du *late backswing*), Dale *et al.* ont ainsi pu montrer que réduire l'amplitude du *swing* pouvait permettre de réduire significativement les sollicitations sur le rachis lombaire (forces de compression et de cisaillement) sans altérer la performance de manière dramatique pour le jeu.

Dynamique articulaire des membres inférieurs et supérieurs Concernant les membres inférieurs, Lynn *et al.* [LN10] ont étudié l'influence de l'orientation du pied dominant dans le but de réduire les efforts sur le compartiment médial pour favoriser la continuité de la pratique du golf lors de l'apparition de gonarthrose (généralement sur le comportement médial). Ainsi, une ouverture pied d'environ 30° à l'*address* permettrait de réduire le moment externe d'abduction au genou. Au niveau de la hanche, Foxworth [FML⁺13] a pu montrer qu'il n'existait que peu de différences entre les joueurs jeunes et les joueurs seniors en termes de moment hormis une légère augmentation du moment de rotation externe sur la hanche non-dominante chez les jeunes.

Au niveau des membres supérieurs, Sprigings [SN00] et Nesbit [Nes05] ont étudié le poignet et malgré des approches très différentes (simulation avec un modèle plan avec trois segments *vs* mesure d'analyse du mouvement et modèle à quinze segments, respectivement), ils s'accordent sur le rôle primordial du poignet sur la vitesse de tête de club à l'impact. Ainsi, en générant du couple en fin de *downswing*, cette articulation permet d'améliorer de près de 10% [SN00] la vitesse de tête de club.

Bilan de la revue de littérature de la dynamique articulaire Au final, 15 études ont été considérées dans cette partie (c.f. tableaux A.37, A.38, A.39, A.40, A.41 et A.42). Aucune étude ne semble donc s'être intéressée à la dynamique articulaire des chevilles, du coude ou de l'épaule. Au niveau méthodologique, des modèles corps complet sont de plus en plus développés et semblent nécessaires à la compréhension globale du mouvement. Toutefois, certains points sont rarement détaillés dans les articles publiés comme par exemple les méthodes d'obtention des *BSIP*. Par ailleurs, aucun détail n'est donné concernant les bases d'expression des moments articulaires (base proximale, base distale, base d'Euler ou base duale d'Euler) alors que leur choix reste discuté [DCD10, DC14, O'R07, OSFL13].

Forward dynamics L'approche dite par *Forward dynamics* consiste à simuler le mouvement et d'étudier l'influence de paramètres sur la qualité du mouvement. Contrairement à l'expérimentation il est possible de faire varier un seul paramètre à la fois et donc d'étudier son influence sans nécessairement d'interaction avec les autres. La qualité des conclusions de ces études va dépendre de la qualité du modèle afin d'avoir des résultats qui soient transposables à la réalité. Quatre études [DBK12, Mac12, MS09, Nes05] de 3 auteurs différents (Demircan, MacKenzie et Nesbit) ont effectué une telle approche.

Demircan [DBK12] a ainsi pu montrer que les golfeurs de haut niveau ont tendance à effectuer un swing qui est proche de l'optimal théorique et physiologique. Mackenzie quant à lui s'est intéressé à la trajectoire du club et de la main. Il a pu montrer que l'inclinaison du plan de swing, définie par le centre du poignet, n'a que peu d'influence sur la performance. Et, en étudiant la courbure de la trajectoire de ce point, il a pu montrer que le club avait un mouvement principalement de translation en début de *downswing* puis de rotation juste avant l'impact. Nesbit quant à lui a essentiellement voulu montrer que son modèle corps complet était validé et qu'un tel degré de complexité de modélisation était indispensable pour effectuer une analyse ou une simulation sur le swing de golf. Au final, 4 études ont été prises en compte pour l'aspect *Forward Dynamics* (c.f. tableaux A.43 et A.44) et ont pu montrer que des modèles complexes tri-dimensionnels géométriques ou musculo-squelettiques peuvent permettre de comprendre les phénomènes biomécaniques rentrant en jeu lors du swing de golf.

Energie, travail, puissance Dans le cadre de la cinématique et de la dynamique tels qu'elles sont utilisées dans le cadre de l'analyse du mouvement, les degrés de liberté sont exprimés dans des bases qui reflètent un choix de modélisation. Les recommandations de l'*ISB* sont de plus en plus utilisées au sein de la communauté scientifique de l'analyse du mouvement. Afin de faciliter l'analyse des résultats, il est courant d'identifier les angles anatomiques dans les transformations entre les segments. Cette étape nécessite de choisir une séquence. Jusqu'à présent aucune recommandation générale n'a été faite pour la choisir, notamment car elle dépend fortement du mouvement étudié. Par construction, le premier angle a une signification dans la base proximale alors que le dernier a une signification dans la base distale. Le second quant à lui est exprimé dans une base intermédiaire qui n'a pas nécessairement de signification anatomique. Une manière de s'affranchir des choix de modélisation que sont le choix de la base d'expression

et le choix de la séquence, est d'effectuer une approche globale par une analyse énergétique (travail, énergie, puissance) ou sur les puissances. Leur expression ne dépend pas du choix de la base. Lorsque cette base est orthonormée, l'expression de la puissance est une simple somme. Lorsque la base n'est pas orthonormée, il faut adapter les expressions pour ne pas oublier des termes de couplage (e.g. : lorsque la base d'expression de la cinématique est la base d'Euler, la base d'expression de la dynamique doit être la base duale d'Euler pour facilement exprimer la puissance).

Les auteurs qui ont eu une approche énergétique pour étudier le swing de golf, sont rares : seuls quatre auteurs (Anderson, Bae, McNally, Nestbit et Ferdinands) pour six études [AWS06, BCKC14, MYC14, NM14, FKM13, Nes05], dont quatre qui ont été publiées en 2013 et 2014. D'un point de vue méthodologique, même si globalement ces études ont des méthodologies plus détaillées que celles se focalisant uniquement sur la cinématique, tous les éléments ne sont pas toujours renseignés ; notamment concernant les repères anatomiques (jamais renseignés), les séquences cinématiques (renseignées sur deux études [FKM13, Nes05]), la définition des centres articulaires (vaguement renseignée pour deux études [BKS⁺12, FKM13]). Toutefois les définitions des degrés de liberté des modèles sont plus détaillées.

Deux études ont eu des approches très locales (sur la région lombaire [BKS⁺12], le club [NM14]) alors que les trois autres ont une approche plus globale avec une sur les membres inférieurs [MYC14] et deux sur le corps complet [Nes05, FKM13], en sommant les différentes contributions de chaque articulation. Ces approches globales ont toutes conclu qu'un joueur de meilleur niveau arrivait à générer plus de travail et qu'il existait une corrélation entre vitesse de tête de club et le travail global. De plus Nesbit a montré que les golfeurs de meilleurs niveaux produisent un pic de travail très proche de l'impact, juste avant celui-ci ; ce qui peut être vu comme un optimal car à énergie produite constante, cela signifie que toute l'énergie que le golfeur est capable de produire est présente au moment de l'impact, avant ralentissement.

Une étude avait pour objectif de vérifier si la séquence proximale vers distal était respectée du point de vue de l'énergie cinétique [AWS06]. Toutefois l'étude conclut que ni le principe de sommation, ni la séquence proximale vers distal, ne sont respectés car il existe un instant lors du *downswing* où les énergies ont tendance à être à leurs maximums simultanément.

Certains auteurs prennent le parti de diviser la puissance ou le travail en ses contributions élémentaires, soit sur les degrés de liberté (Bae [BCKC14]), soit en une partie liée à la rotation et une partie liée à la translation (Nesbit [NM14]). En différenciant les travaux linéaires et angulaires, Nesbit *et al.* ont pu montrer que c'était la partie issue de la rotation du club qui prédominait comparée à sa contribution de translation. Bae quant à lui, a mesuré d'importantes valeurs de puissances négatives lors du *follow-through*, notamment sur les contributions de flexion/extension et d'inclinaison latérale et conclut que la phase avec le potentiel lésionnel le plus important est donc le *follow-through*.

Les résultats de ces études sont difficiles à comparer car les données renseignées dans les publications ne se focalisent pas sur les mêmes éléments. Étonnamment, Nesbit a choisi d'exprimer le travail et la puissance en N·m et N·m/s respectivement, plutôt qu'en joule (J) et watt (W).

Au final, 6 articles ont été considérés pour ce thème (*c.f.* tableaux A.45 et A.46), avec globalement des méthodologies plus détaillées que pour la thématique de la cinématique (*c.f.* chapitre II, section II.3.3.2). Cette approche permet d'identifier les segments qui sont moteurs dans le mouvement et ceux qui, au contraire, le ralentissent. Une décomposition de l'énergie et de la puissance, articulation par articulation paraît comme une approche pertinente de l'étude de la performance et du risque de blessures. Une autre approche, intermédiaire, consisterait à calculer le moment cinétique des différents segments pendant le swing, afin d'identifier les contributions au mouvement utile du swing en s'affranchissant des mouvements parasites, mais une telle approche n'a pas encore été effectuée dans la littérature.

L'analyse énergétique présente l'avantage de ne pas dépendre de la base d'expression, ce qui devrait faciliter la comparaison entre les différentes études. Toutefois, d'un côté, les éléments expérimentaux à mettre en place sont importants et d'un autre côté les calculs des travaux et des puissances font intervenir des notions théoriques poussées de mécanique, ce qui rend cette analyse difficile à mettre en place.

Conclusion sur la dynamique Cette revue de littérature a considéré 31 articles qui traitent des actions mécaniques extérieures appliquées au golfeur, à la dynamique articulaire ainsi qu'à l'énergie et la puissance mécanique au cours du swing, ce qui est peu comparé aux 98 de la cinématique. Contrairement aux articles traitant de la cinématique, peu de paramètres empiriques ont été établis. Les méthodologies mises en place sont plus complexes mais leur retranscription dans les articles est plus propre scientifiquement.

Le peu d'articles traitant de la dynamique et de l'énergétique, et le manque de consensus méthodologique ne permettent pas, pour le moment, de comparer les différentes publications entre elles. Toutefois, les résultats obtenus jusqu'à présent mettent en lumière que ces approches semblent prometteuses à la fois pour la performance mais aussi pour la prévention des blessures.

II.3.3.4 Conclusion de l'analyse thématique

La littérature scientifique spécialisée dans le golf est très importante. Les thématiques abordées sont très variées et vont de la mesure d'angles, à la quantification cinématique et dynamique. L'état des connaissances permet aussi d'effectuer des approches par optimisation pour améliorer les performances. Une part importante des recherches sur cette thématique s'est intéressée à identifier des critères simples (*X-factor*, *X-factor stretch*, *crunch factor*) pour investiguer les potentielles apparitions de blessures ainsi que la performance. Toutefois, la complexité du mouvement rend ces approches très incomplètes et sont désormais controversées. Des approches de plus en plus complètes et de plus en plus complexes sont effectuées afin d'étudier le mouvement de swing de golf. Les études qui se sont intéressées aux travaux et aux puissances ont eu des résultats plus consensuels. Malheureusement, la littérature du domaine ne compte que peu d'auteurs sur ces thématiques.

En somme, l'étude du mouvement de swing de golf nécessite une approche complexe faisant intervenir des concepts mécaniques parfois poussés. De manière générale, la qualité des publications du domaine est très hétérogène et souffre d'un manque de définition claire. Des efforts de standardisation seront également les bienvenus.

II.4 Conclusion de la revue de littérature

L'analyse du swing de golf a suscité beaucoup d'intérêt au cours des vingt dernières années avec quasiment cinq cent publications traitant de ce sujet, ayant pour objectif à la fois de comprendre les clefs de la performance mais aussi les éventuelles sources de blessures. Toutefois, la complexité de ce mouvement fait que de nombreuses questions restent en suspens car les conclusions des différentes études se contredisent.

La quasi totalité des études publiées se sont focalisées sur des analyses en laboratoire, avec des systèmes d'analyse du mouvement opto-électroniques, seules quelques études ont effectué des mesures *in situ* avec des systèmes plus simples tels que les électrogoniomètres. Le club le plus étudié est le driver, club supposé être le plus difficile à manier. Quelques études ont pris en compte des fers, tels que le 5, le 6, le 7 ou le *pitching wedge*.

De manière générale, il existe un manque de consensus méthodologique qui conduit à des conclusions parfois contradictoires concernant des paramètres souvent calculés dans la littérature. De la même manière, les recommandations de la communauté internationale concernant l'analyse du mouvement sont rarement prises en compte.

Ainsi, il y a un manque de données de référence sur l'analyse du swing de golf qui seraient correctes du point de vue des recommandations internationales d'analyse du mouvement ; et jusqu'à présent, peu de critères de performance et de prévention de blessures n'ont été confirmés.

Deuxième partie

Travail personnel

Chapitre III

Protocole Expérimental



Sommaire

III.1	Population de l'étude	44
III.2	Protocole	44
III.3	Capture du mouvement	46
III.3.1	Matériel	46
III.3.2	Placement des marqueurs	48
III.3.3	Activités musculaires	51
III.3.4	Acquisitions	51
III.4	Mesure des structures osseuses	53
III.5	Conclusion et perspective du protocole expérimental	55

A travers la revue de littérature réalisée au chapitre précédent, il est apparu que l'analyse biomécanique du swing de golf était encore incomplète et que certains principes ou paramètres faisaient débat, potentiellement en raison de modalités expérimentales et calculatoires différentes. Notre objectif était donc de mettre en œuvre un protocole expérimental permettant de caractériser à la fois la cinématique, la dynamique et les aspects énergétiques pour l'ensemble du corps pendant le swing de golf. Le présent protocole a reçu l'accord du Comité de Protection des Personnes (CPP Ile de France X, France, N°2015-A01760-49 (*c.f* Annexe B.1)).

Basé sur ce protocole, l'objectif de la campagne de mesures était à la fois de :

- créer une base de données de la cinématique et de la dynamique du swing de golfeurs professionnels et amateurs,
- comprendre les mécanismes cinématiques et dynamiques permettant la performance,
- déterminer les efforts et séquences d'activations musculaires,
- identifier les facteurs biomécaniques et physiologiques clefs de la performance et ceux pouvant être à l'origine de blessures.

III.1 Population de l'étude

Tous les sujets étaient volontaires pour participer aux expérimentations. Ils ont été contactés au travers d'une annonce sur le site de la Fédération Française de Golf (FFGolf) ainsi que lors d'appels à volontaires durant la conférence nationale de biomécanique du golf, organisée à Paris. Ils ont été informés du protocole au travers d'une lettre d'information (*c.f* annexe B.6) et ont signé un formulaire de consentement éclairé avant le début des expérimentations (*c.f* annexe B.7).

Les critères d'inclusions étaient d'avoir plus de 18 ans, d'être apte à la pratique du golf au moment des expérimentations (pas de blessure par exemple), de posséder une licence en cours de validité auprès de la FFGolf et enfin d'avoir un indice/handicap inférieur à 30.

Actuellement, 9 joueurs professionnels, 1 enseignant et 24 joueurs amateurs (handicap moyen de 13 ; de 0.5 à 25) ont participé aux expérimentations. Les caractéristiques de ces 34 sujets sont détaillées dans les tableaux B.1, B.2, B.3 et B.4). Ces caractéristiques ont été obtenues à l'aide d'un questionnaire permettant le recueil de l'historique des blessures, des habitudes golfiques et des activités physiques effectuées (*c.f* Annexe B.4).

III.2 Protocole

Le protocole expérimental avait pour but de permettre une analyse personnalisée du mouvement de swing. Pour cela, les sujets ont réalisé une session de capture du mouvement à l'aide d'un système opto-électronique à marqueurs passifs combinée à la mesure des efforts au sol et des activités électromyographiques. A cela se sont ajoutées des acquisitions stéréoradiographiques ainsi que de l'enveloppe corporelle. Les caractéristiques de vol de la balle et la vitesse du club ont été mesurées à l'aide d'un radar de vol (élément numéro 2 de la figure III.1). Plusieurs critères de performance ont été envisagés : vitesse de tête de club à l'impact, vitesse de balle juste après l'impact et la distance totale moins la latéralité. Dans la littérature, la vitesse de tête de club à

l'impact est le critère de performance le plus utilisé [BNM⁺11, HCF98, HKR05]. Un tel critère permet de ne pas prendre en compte la qualité du contact balle/club très dépendant du matériel et est donc notamment choisi lorsque les clubs utilisés sont ceux des joueurs et non le même pour tous. De plus, prendre en compte la latéralité, en laboratoire, est délicat car les golfeurs pourraient ne pas tous réagir de la même manière au fait de n'avoir qu'une ligne verticale comme orientation. Ainsi, dans le cadre de cette thèse, le critère de performance pris en compte est la vitesse de tête de club à l'impact.

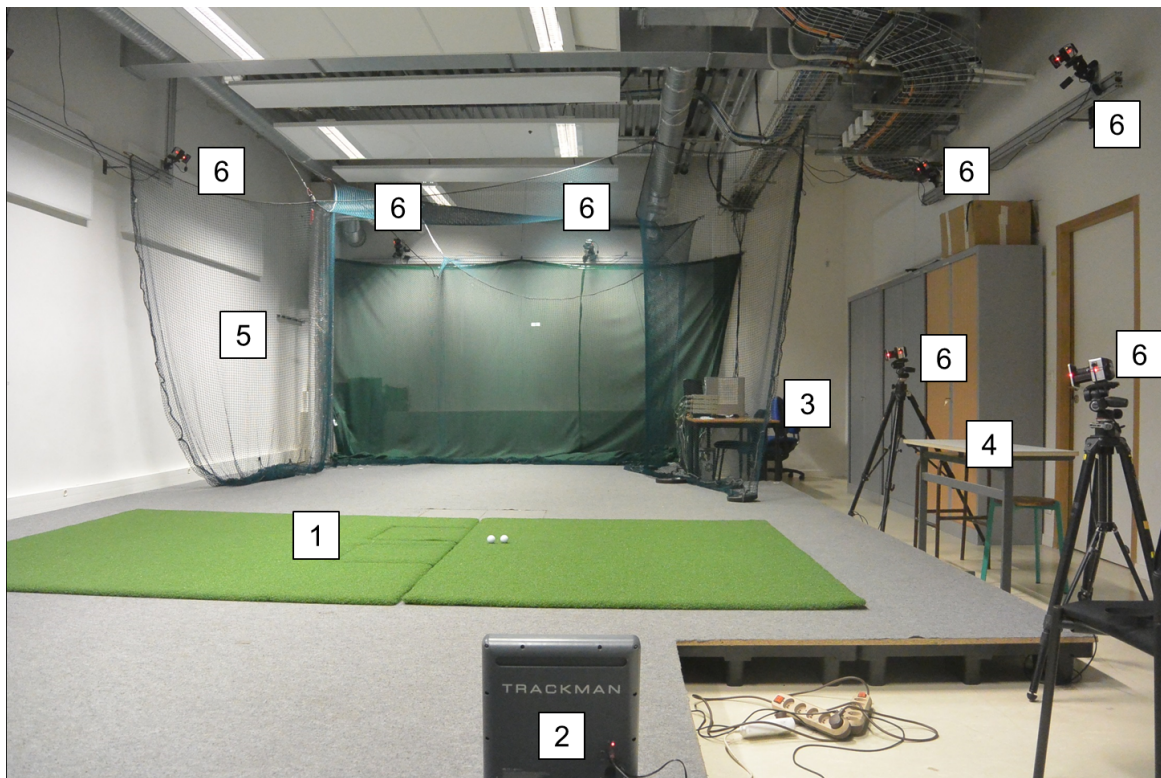
Les sessions expérimentales se sont déroulées de la manière suivante :

- Avant l'expérimentation sur site
 - Information sur le protocole de recherche : oral et envoi de la note d'information (*c.f.* Annexe B.6)
 - Prise de rendez-vous (téléphone et mail)
- Pendant l'expérimentation sur site
 - Rappel du déroulement du protocole de recherche
 - Signature du formulaire de consentement
 - Mise en tenue
 - Equipement du sujet (marqueurs et électrodes EMG)
 - Echauffement : routine personnelle ou celle réalisée par le médecin fédéral (*c.f.* Annexe B.5)
 - Acquisition du sujet en position statique de référence
 - Mouvements fonctionnels mesurés (*c.f.* III.3.4.2)
 - Swings d'essais
 - * Appropriation de l'environnement
 - * Réglage du radar TrackMan
 - Exécution des swings au fer-6 (ordre identique pour tous) (*c.f.* III.3.4.3)
 - * Série de 10 swings naturels
 - * Série de 10 swings plus forts
 - Exécution des swings au driver (ordre identique pour tous)
 - * Série de 10 swings naturels
 - * Série de 10 swings plus forts
 - Prise des stéréoradiographies EOS
 - Retrait des marqueurs et des EMG
 - Acquisition de l'enveloppe BodyScan
 - Fin de l'expérimentation.
- Après l'expérimentation sur site
 - Envoi des données si demandées par le golfeur

III.3 Capture du mouvement

III.3.1 Matériel

Il a été décidé d'effectuer la capture du mouvement, dans une salle avec un système opto-électronique. Il s'agissait d'un système Vicon composé de 12 caméras (*hardware* : caméras T1, T2 et T2S ; *software* : Nexus 1). Dans une étude précédente (Benouaich *et al.* [Ben15]), il a été montré que, pour les mouvements rapides, une acquisition faite à 200Hz permet de suivre les marqueurs ayant une vitesse importante, tout en gardant une précision importante. Les efforts d'interaction entre les pieds et le sol ont été mesurés à l'aide de 2 plateformes de force (AMTI OR6, USA) échantillonnées à 1200 Hz et synchronisées avec le système de capture du mouvement. Afin de se rapprocher des conditions réelles de pratique, le sol et les plateformes étaient recouverts d'un gazon artificiel. Les activités électromyographiques ont également été mesurées à 1200 Hz (Delsys, Trigno, USA) de manière synchronisée avec le système de capture du mouvement. La performance a été mesurée à l'aide d'un radar de vol (Trackman 3, Trackman, USA) permettant de recueillir la vitesse de tête de club, la vitesse et l'angle d'envol de la balle ainsi que sa vitesse de rotation (*spin*) et d'estimer la distance parcourue (*carry*). Une consigne en termes de direction était choisie par le golfeur et matérialisée par une ligne verticale visible au fond de la salle. L'évaluation de cet outil a récemment été rapportée dans la littérature [LFMR17] et la comparaison entre les valeurs mesurées de vitesse de tête de club via le système radar TrackMan et le système opto-électronique Vicon est détaillée dans l'annexe B.9. Pour chacun des swings, il a également été demandé au golfeur de noter, entre 0 et 5, son ressenti sur sa performance (avant de regarder le radar). Enfin, un filet de réception situé à environ 5m de l'impact permettait de stopper les balles et de sécuriser le golfeur et les expérimentateurs. La salle d'analyse du mouvement en configuration golf est illustrée sur la double figure III.1.



(a) Salle de capture du mouvement en configuration golf, côté cible.



(b) Salle de capture du mouvement en configuration golf, côté spectateur.

FIGURE III.1 – Salle d'analyse du mouvement, en configuration golf.

(1) : tapis de jeu en gazon synthétique dont deux parties sont ajourées pour être collées sur les plateformes de force. (2) : radar de vol (3) : système d'enregistrement des données cinématique avec expérimentateur. (4) : zone avec expérimentateur et retour video du radar de vol. (5) : filet lesté pour l'arrêt des balles de golf. (6) : caméras optoélectroniques. (7) : zone pour les entraîneurs.

III.3.2 Placement des marqueurs

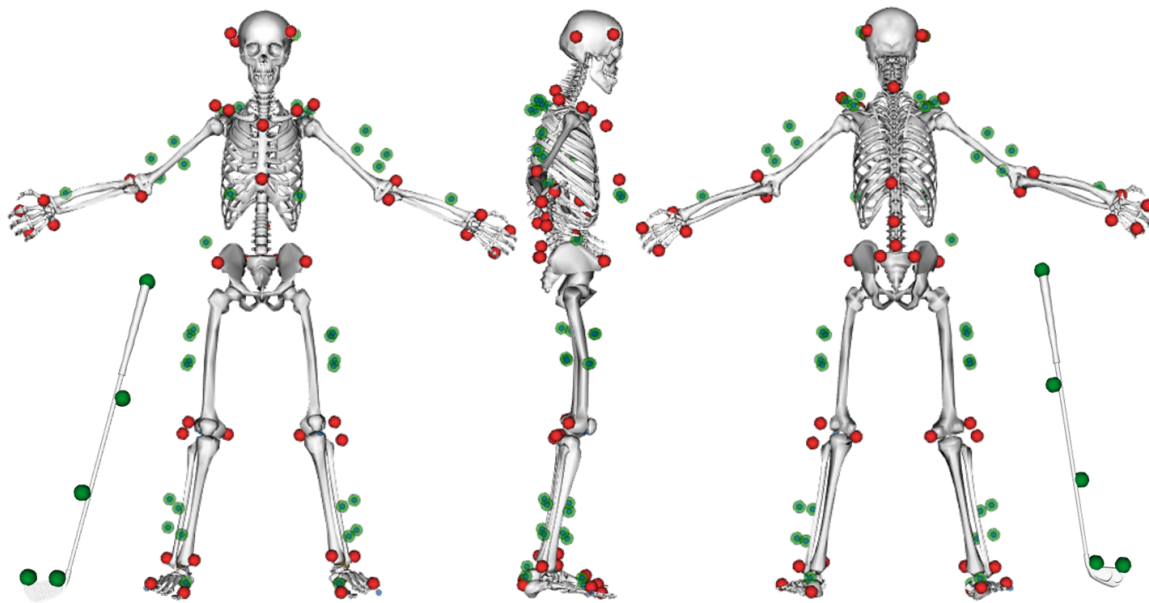


FIGURE III.2 – Set de marqueurs sur le modèle squelettique, marqueurs techniques en vert et marqueurs anatomiques en rouge

L'objectif étant de réaliser une analyse du mouvement du corps complet ainsi que du club, il était nécessaire d'équiper chaque segment d'au moins 3 marqueurs. Au total, 20 segments ont été considérés (pied (×2), jambe (×2), cuisse (×2), bassin, abdomen, thorax, cou, tête, épaule (×2), bras (×2), avant-bras (×2), main (×2) et club). Ainsi, le set de marqueurs utilisé était constitué d'un ensemble de 46 marqueurs placés sur des reliefs anatomiques osseux et permettant de construire les repères anatomiques, en accord avec les recommandations de l'ISB [WSA⁺02, WvdHDV⁺05]. Des marqueurs techniques (40 sur le sujet et 5 sur le club) ont également été ajoutés afin de faciliter les différentes étapes du traitement, en particulier lors de l'étape de reconstruction et de labélisation des marqueurs, ainsi que pour combler les trajectoires de marqueurs qui pouvaient être occultés dans certaines phases du mouvement par des méthodes de recalage rigide [SW93]. En particulier, les marqueurs de la partie antérieure du tronc et du bassin pouvaient être masqués par les bras du golfeur. Même si un nombre de marqueurs moins important aurait été suffisant pour obtenir la cinématique à partir d'une approche par optimisation cinématique multicorps (IV.1.4), nous avons choisi de conserver un nombre de marqueurs permettant de réaliser une analyse cinématique directe en complément et pour faciliter la préparation des données. La liste des marqueurs et leur caractère anatomique ou technique est donnée dans les tableaux III.1 et III.2, et illustrée à la figure III.2.

Segment	Nom (Label)	Localisation	Caractère
Tête	OCCG	Os occipital gauche	Anatomique
	OCCD	Os occipital droit	Anatomique
	TMPG	Os temporal gauche	Anatomique
	TMPD	Os temporal droit	Anatomique
	MTTETE	Entre OCCD et TMPD	Technique
Cou	C7	7 ^{ème} vertèbre cervicale	Anatomique
Bras	EL(G/D)	Epicondyle latéral droit/gauche	Anatomique
	EML(G/D)	Epicondyle médial droit/gauche	Anatomique
	B(H/B)(A/P)(G/D)	Cluster technique (4 marqueurs / côté)	Technique
Avant-bras	PSU(G/D)	Processus styloïde ulnaire droit/gauche	Anatomique
	PSU(G/D)	Processus styloïde radial droit/gauche	Anatomique
	MTR(G/D)	marqueur technique (1 marqueur / côté)	Technique
Main	MC2(G/D)	2 nd métacarpe de la main gauche/droite	Anatomique
	MC5(G/D)	5 ^{ème} métacarpe de la main	Anatomique
Epaule	AC(G/D)	Acromion gauche/droit	Anatomique
	CLAV(G/D)	Centre clavicule	Anatomique
	SCAP(L/H/B)	Cluster technique scapula (3 marqueurs / côté)	Technique
Tronc	MAN	Manubrium	Anatomique
	XYP	Processus xyphoïde	Anatomique
	T8	8 ^{ème} vertèbre thoracique	Anatomique
	COT(G/D)	Marqueur technique costal (1 marqueur / côté)	Technique
Abdomen	T12	12 ^{ème} vertèbre thoracique	Anatomique
	L5	5 ^{ème} vertèbre lombaire	Anatomique

TABLE III.1 – Tableau des segments et des marqueurs des membres supérieurs et du tronc

Segment	Nom (Label)	Localisation	Caractère
Bassin	E(A/P)S(G/D)	Processus antérieur/postérieur droit/gauche de l'épine iliaque	Anatomique
	MTBassin	Marqueur technique du bassin	Technique
Cuisse	CL(G/D)	Condyle latéral gauche/droit	Anatomique
	CM(G/D)	Condyle médial gauche/droit	Anatomique
	F(H/B)(A/P)(G/D)	Cluster technique (4 marqueurs / côté)	Technique
Jambe	ML(G/D)	Malléole latérale gauche/droite	Anatomique
	MM(G/D)	Malléole médiale gauche/droite	Anatomique
	TFIB(G/D)	Tête de la fibula	Anatomique
	T(H/B)(A/P)(G/D)	Cluster technique (4 marqueurs / côté)	Technique
Pied	MT1(G/D)	1 ^{er} métatarse du pied droit/gauche	Anatomique
	MT5(G/D)	5 ^{ème} métatarse du pied droit/gauche	Anatomique
	CAL(G/D)	calcaneum droit/gauche	Anatomique
	MTP(G/D)	Marqueur technique avant-pied gauche/droite	Technique
	MTCAL(G/D)	Marqueur technique arrière pied gauche/droite	Technique
Club	Club01	Marqueur de l'extrémité du grip du club	Technique
	Club02	Marqueur du manche du club, partie supérieure	Technique
	Club03	Marqueur du manche du club, partie inférieure	Technique
	Club04	Marqueur de la tête du club, partie médiale	Technique
	Club05	Marqueur de la tête du club, partie latérale	Technique

TABLE III.2 – Tableau des segments et des marqueurs des membres inférieurs et du club

III.3.3 Activités musculaires

Les activités musculaires des membres inférieurs ont été mesurées à l'aide de 12 électrodes électromyographiques (EMG). Les muscles tibiaux antérieurs, gastrocnémiens médiaux, quadriceps (droit antérieur), ischio-jambiers (chef latéral du biceps fémoral) et grands fessiers ont été ciblés. La préparation de la peau et le placement des électrodes ont été réalisés suivant les recommandations du consortium SENIAM [SEN17, HFDKR00]. Pour éviter le décollement des électrodes au cours de l'expérimentation, celles-ci ont été maintenues à l'aide de bandes adhésives rigides en veillant à ne pas appliquer une pression trop importante sur l'électrode et les tissus musculaires (*c.f.* Figure III.3b).



(a) Electrodes électro-myographiques sans fil (*Bluetooth*), Delsys Trigno [Del17] (b) Membres inférieurs du sujet 25(TP) avec les électrodes électromyographiques et les marqueurs.

FIGURE III.3 – Electrodes EMG utilisées (a) et leurs positionnements (b)

III.3.4 Acquisitions

Trois types d'acquisitions ont été effectuées : statique de référence, mouvements fonctionnels et swings.

III.3.4.1 Acquisition statique de référence

La première acquisition réalisée était une acquisition dite "statique" où le sujet restait debout, immobile, un pied sur chaque plateforme de forces, les bras écartés et les paumes orientées vers l'avant (*c.f.* Figure III.4). Cette posture, proche de la position anatomique de référence permet de calibrer le modèle, à la fois dans le système de capture du mouvement (permettant ensuite de mieux visualiser la présence de tous les marqueurs lors des swings) puis dans les traitements pour mettre à l'échelle le modèle musculosquelettique (*c.f.* chapitre IV.1.4).

III.3.4.2 Mouvements fonctionnels

Dans le but de pouvoir travailler sur l'optimisation de la chaîne cinématique et de paramètres inertiels [RSF+05, FBD+16, FBDV17, Bar17, Mul17], il a été demandé aux sujets de réaliser

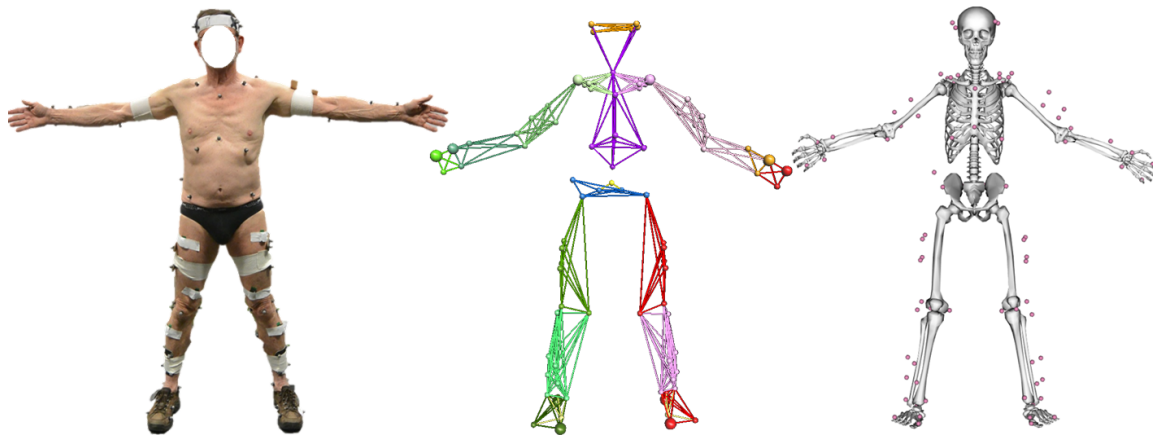


FIGURE III.4 – Illustration de l’acquisition statique de référence avec, à gauche, une photographie du sujet, au milieu, la visualisation avec le logiciel de capture du mouvement et, à droite, le modèle musculosquelettique mis à l’échelle et en position.

plusieurs types de mouvements fonctionnels, degré de liberté par degré de liberté. **Cependant ces acquisitions ne seront pas exploitées dans le cadre de cette thèse.** Des mouvements d’amplitudes articulaires maximales volontaires du tronc (suivant les trois axes élémentaires) et des hanches (rotations interne et externe) ont également été demandés pour investiguer le lien potentiel entre mobilité de hanche et lombalgies montré par [LP13, MBTLM09, RTV⁺13].

Enfin, deux aller-retours en marchant à allure de confort ont été réalisés dans le but de comparer les résultats cinématiques et dynamiques obtenus pendant le swing à ceux de l’activité de marche, largement décrit dans la littérature.

III.3.4.3 Swings de golf

Chaque sujet a effectué un ensemble de swings au fer-6 et au driver. Pour chaque club, vingt swings ont été enregistrés. Pour les dix premiers, il a été demandé d’effectuer des swings les plus naturels possible. Pour les dix suivants, il a été demandé d’effectuer des swings plus longs que lors des dix premiers, correspondant à la situation où un obstacle l’oblige (e.g. présence d’un point d’eau ou d’un bunker).

Pour les joueurs professionnels et l’enseignant de golf, il a également été demandé d’effectuer deux séries supplémentaires de coups spéciaux (*fade* et *draw*), pour chaque type de club. **Cependant, ces données n’ont pas été exploitées dans le cadre de cette thèse.** Le nombre total de swings mesurés était de 40 pour les joueurs amateurs et de 80 pour les golfeurs professionnels, les deux étant en deçà du nombre de swings couramment effectués lors d’une séance d’entraînement conventionnelle au *practice* (environ 100).

III.4 Mesure des structures osseuses

Afin de prendre en compte la physiologie des sujets, plusieurs paramètres ont été mesurés : les structures osseuses pour la personnalisation de la chaîne cinématique. Afin de permettre la personnalisation de la chaîne cinématique, il était nécessaire de pouvoir définir la position des centres articulaires (*c.f.* chapitre E). Le système de stéréoradiographie EOS (EOS, EOS imaging, France) a été utilisé pour cela (*c.f.* Figure III.5). Cette modalité d'imagerie a été choisie pour son faible niveau d'irradiation et la proximité du système de la salle de capture du mouvement, permettant de réaliser les radiographies sans avoir à retirer les marqueurs. Ce système permet de réaliser des reconstructions tridimensionnelles afin de définir les géométries osseuses personnalisées, avec le sujet en position debout [BLA⁺15, DCS⁺10, GQI⁺14, SMdGD06], tout en limitant l'exposition aux radiations. La visibilité des marqueurs sur les stéréoradiographies permet également de définir plus précisément leur position par rapport aux repères osseux.

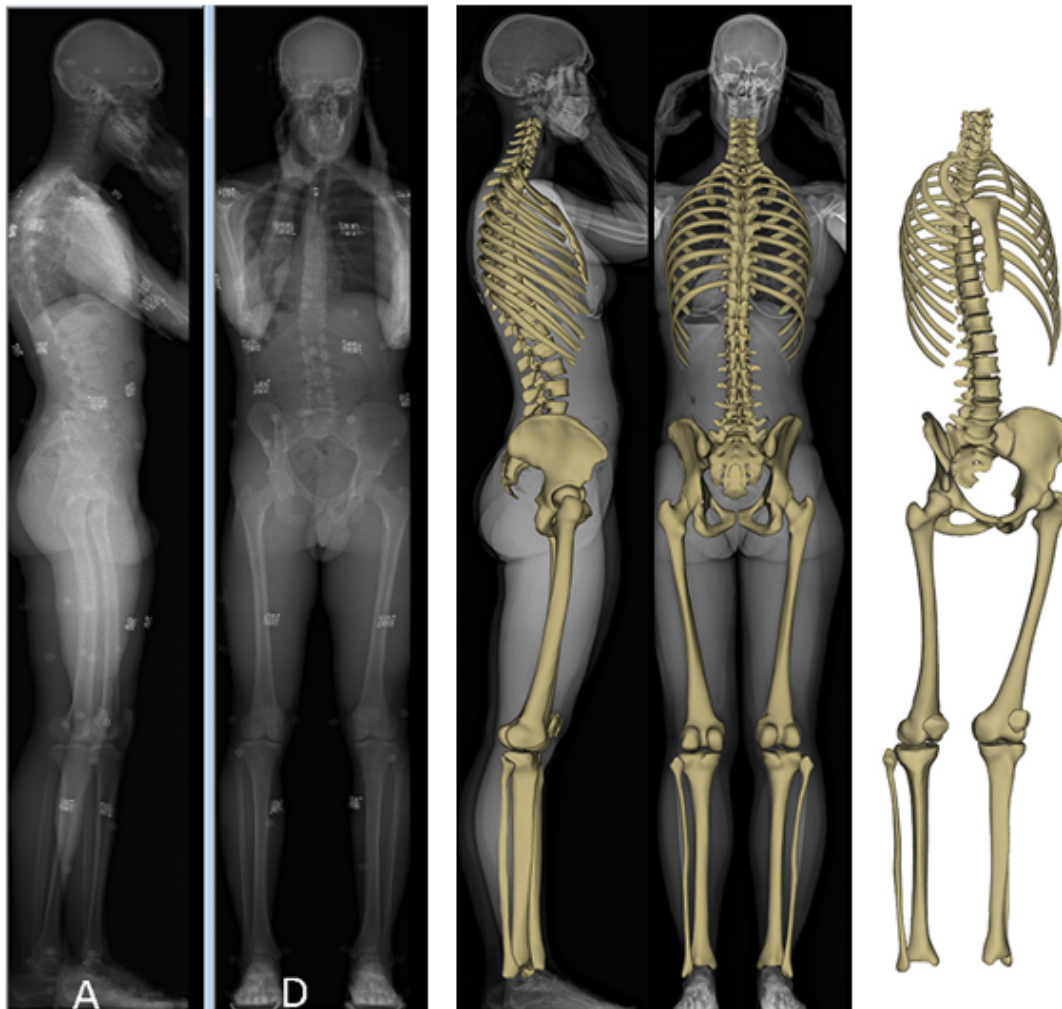


FIGURE III.5 – Stéréoradiographie, le modèle géométrique tridimensionnel personnalisé superposé et le modèle géométrique 3D

Le meilleur compromis, entre le nombre de clichés et la qualité des informations nécessaires, a

été estimé à 4 paires de stéréoradiographies (c.f. Figure III.6) : un cliché du corps entier en position de standard de référence, un du tronc et des membres supérieurs avec les épaules tournées à 45° (pour une analyse du comportement de la colonne lors de la rotation axiale du tronc), un de la jambe droite avec bassin et un de la jambe gauche avec bassin, pour assurer la visibilité des marqueurs latéraux des cuisses, afin de personnaliser le modèle cinématique des membres inférieurs. Ces deux dernières paires de clichés n'ont été effectuées que si les structures osseuses des membres inférieurs et leurs marqueurs n'étaient pas identifiables sur le cliché corps complet. Ainsi, cette approche n'utilise que 4 clichés dont 3 sont partiels ce qui est nettement en deçà des 7 clichés complets qui correspondent à la dose de radiation reçue par un individu vivant en France sur une année, en accord avec les données du rapport de l'Institut de Radioprotection et de Sécurité Nucléaire (rapport de l'IRSN 2015).

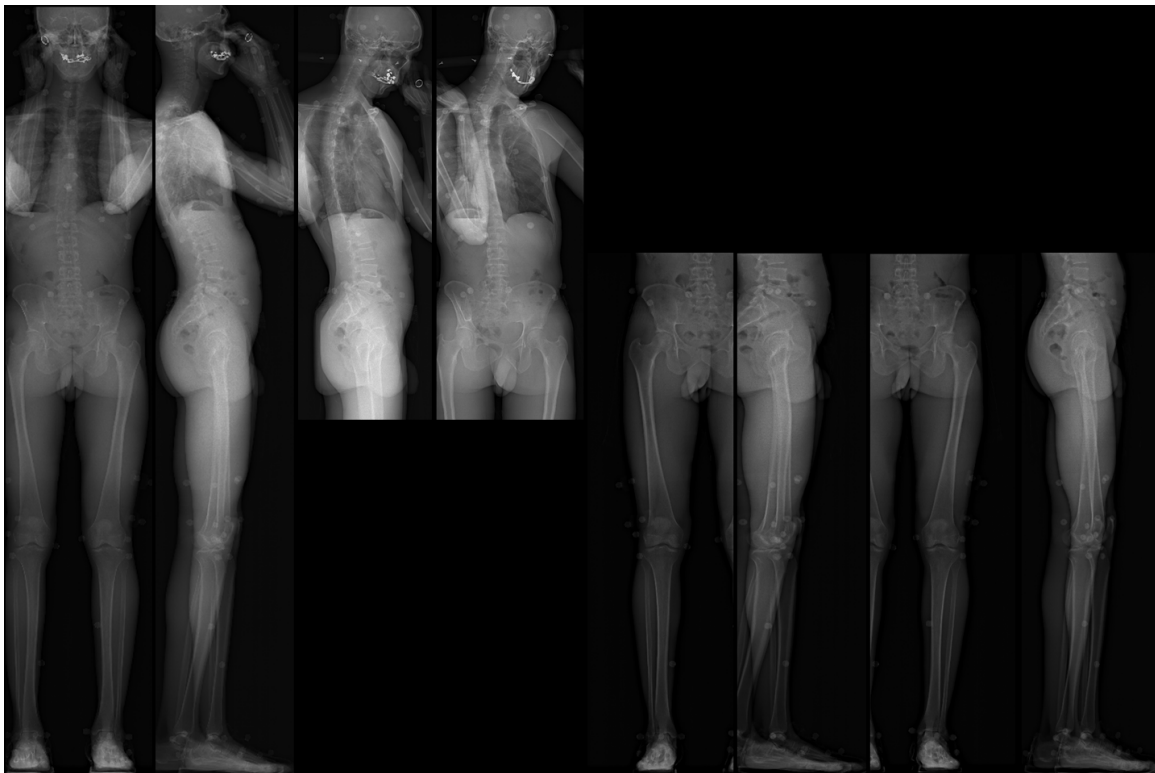


FIGURE III.6 – Ensemble des clichés EOS effectués, sur un sujet.

De gauche à droite : paire de clichés en position standard de référence, paire de clichés avec les épaules tournée à 45°, paire de clichés du membre inférieur droit puis paire de clichés du membre inférieur gauche.

III.5 Conclusion et perspective du protocole expérimental

Le protocole expérimental développé pour les expérimentations a obtenu l'autorisation du comité de protection des personnes d'Ile-de-France X (*c.f.* annexe B.1). Celui-ci a été élaboré à la fois pour permettre les investigations de cette thèse mais aussi pour la poursuite du projet.

L'utilisation du système EOS a permis d'effectuer un travail sur la caractérisation de la rotation du rachis, à l'aide des clichés en rotation et en position standard. Bien que primordiale, la caractérisation de la rotation du rachis dans le cadre du golf ne s'est effectuée jusque-là que par des analyses par des moyens d'analyse du mouvement, par centrales inertielles [HDNA06b] ou par système opto-électroniques [MLB⁺11]. Bien que la mesure la plus pertinente serait celle lors du mouvement, une caractérisation statique à l'échelle osseuse est déjà une avancée. Cette caractérisation a fait l'objet d'études de faisabilité et de répétabilité, en partie au travers du projet d'un projet de Master (Prum *et al.* [PBS⁺17]), et d'une communication [BSR⁺16a].

Deux éléments du protocole expérimental restent à développer : l'estimation personnalisée des inerties et le traitement des signaux EMG. Pour l'estimation des inerties, deux méthodes sont envisagées, celle de Nérot *et al.* [NSW16, NCA⁺15] basée sur la mesure de l'enveloppe extérieure du sujet, à l'aide d'un BodyScan. Les mesures ayant déjà été effectuées, le verrou méthodologique qui reste à développer est la segmentation robuste des différentes zones anatomiques pour la bonne estimation des inerties. La seconde méthode consiste en l'estimation des paramètres d'inertie par identification à partir de la mesure du mouvement et des efforts extérieurs et d'un modèle dynamique multi-corps, comme celle développée par Hansen *et al.* [HVR⁺14, HRG⁺17] et Muller *et al.* [MCPD17]. Cette méthode a déjà fait l'objet d'un projet de Master (Barthe *et al.* [Bar17]), mais des développements restent à effectuer pour en améliorer la précision.

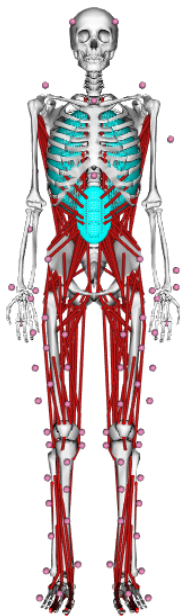
Le traitement des signaux EMG est délicat, seules des analyses préliminaires ont été effectuées à l'aide des mesures effectuées et se sont basées sur la séquence d'activation des muscles, au travers d'un projet de Master (Cepisul *et al.* [CSBR16]) et ayant fait l'objet d'une communication à la SFTS 2016 [BSC⁺16].

L'amélioration du protocole expérimental pourrait s'orienter vers une augmentation de l'aspect écologique de la mesure. Ce qui pourrait s'effectuer soit par l'utilisation d'un système d'immersion en réalité virtuelle comme cela a déjà été effectué dans d'autres sports [BKV⁺10, BMK⁺04, KBB13] ou par la mesure embarquée sur le terrain à l'aide de centrales inertielles [BMRG15], à partir du travail de Mr Nez sur leurs calibrations [NFL⁺16, NFML17].

Le traitement des données expérimentales et les modèles associés sont décrits dans le chapitre suivant.

Chapitre IV

Traitement des données



Sommaire

IV.1	Cinématique	57
IV.1.1	Approche	57
IV.1.2	Sources d'erreur	58
IV.1.3	Cinématique articulaire	59
IV.1.4	Développement d'un modèle cinématique	60
IV.1.5	Mise à l'échelle du modèle	63
IV.1.6	Cinématique inverse	64
IV.2	Dynamique	68
IV.2.1	Approche	68
IV.2.2	Adaptation du modèle	69
IV.3	Activations musculaires	69
IV.4	Efforts intra-articulaires	70
IV.5	Résumé de l'approche et positionnement de la thèse	70

L'analyse du mouvement ne peut se faire directement à partir de la mesure des données tridimensionnelles des marqueurs. Les différentes mesures effectuées lors de la capture du mouvement doivent être traitées afin d'en déduire les variables d'intérêts au cours du mouvement : angles articulaires, vitesses segmentaires ou articulaires, dynamiques articulaires ou contractions musculaires voire les contraintes osseuses. Pour cela, différentes méthodes ont été développées.

L'objectif de ce chapitre est de présenter les approches généralement faites dans le cadre de la biomécanique et de présenter les méthodes choisies pour ce travail de thèse.

IV.1 Cinématique

IV.1.1 Approche

Le traitement cinématique des données de capture du mouvement consiste notamment à déterminer l'évolution des combinaisons des mouvements articulaires élémentaires (flexion/extension, adduction/abduction, rotation interne/externe) au cours du temps. Pour cela il est courant de considérer que le corps est constitué de segments rigides (*e.g.* pied, jambe, cuisse). Ces segments sont liés entre eux par des articulations qui, souvent, ne permettent pas de translation. Ainsi, le traitement cinématique consiste à estimer les orientations relatives et/ou absolues des segments dans l'espace. Afin d'harmoniser les mesures effectuées et faciliter la comparaison entre les différentes acquisitions, des recommandations ont été formulées par l'*International Society of Biomechanics* (ISB) [WC95, WSA⁺02, WvdHDV⁺05]. Ces recommandations proposent une standardisation de la définition des repères segmentaires et articulaires, et font généralement consensus au sein de la communauté scientifique en analyse du mouvement.

La méthode d'identification des angles articulaires fait aussi consensus. Elle consiste à considérer que la rotation totale est une succession de rotations articulaires élémentaires qui s'effectuent les unes après les autres. Ainsi on peut les identifier à partir de la matrice de passage entre les segments, comme illustré sur l'équation IV.1.1. Toutefois, le choix de l'ordre des multiplications des matrices de rotation élémentaire, appelé séquence, n'est pas unique et modifie les résultats. En effet, dans cette approche les premier et dernier axes sont issus du repère proximal et distal, respectivement. Le second axe est flottant, il n'a pas de réelle signification anatomique. Il est donc recommandé de choisir une séquence où les rotations élémentaires d'intérêt ou les plus grandes sont portées par le premier ou le dernier des axes de la séquence. Plusieurs choix de séquences sont possibles, le premier ayant été celui de Grood et Suntay [GS83] pour le genou : l'axe \vec{X} antérieur, \vec{Y} vers le haut et \vec{Z} étant orthogonal aux deux autres axes. Cette approche par identification sur la matrice de transformation présente l'inconvénient de diverger pour certaines valeurs angulaires, conformément à l'équation IV.1.4, si M_{33} ou M_{22} sont nuls (*i.e.* $\alpha \equiv \frac{\pi}{2}[\pi]$ ou $\beta \equiv \frac{\pi}{2}[\pi]$ ou $\gamma \equiv \frac{\pi}{2}[\pi]$). Ce phénomène est appelé blocage de cardan ou gimbal lock [Che14].

Pour la rotation entre deux segments adjacents i et j :

$$\exists(\alpha, \beta, \gamma) \in [-\pi; \pi]^3, \equiv 2 \cdot \pi / \forall R_{seg,i-j},$$

$$R_{seg,i-j} = R_{segi-j,\alpha,\vec{z}} \cdot R_{segi-j,\beta,\vec{x}} \cdot R_{segi-j,\gamma,\vec{y}} \quad (\text{IV.1.1})$$

$$R_{seg,i-j} = \begin{pmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta & -\sin \beta \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \cos \gamma & 0 & \sin \gamma \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \gamma & 0 & \cos \gamma \end{pmatrix} \quad (\text{IV.1.2})$$

$$R_{seg,i-j} = M_{i,i} = \begin{pmatrix} \cos \alpha \cdot \cos \gamma - \sin \alpha \cdot \sin \beta \cdot \sin \gamma & -\sin \alpha \cdot \cos \beta & \cos \alpha \cdot \sin \gamma + \sin \alpha \cdot \sin \beta \cdot \cos \gamma \\ \sin \alpha \cdot \cos \gamma + \cos \alpha \cdot \sin \beta \cdot \sin \gamma & \cos \alpha \cdot \cos \beta & \sin \alpha \cdot \sin \gamma - \cos \alpha \cdot \sin \beta \cdot \cos \gamma \\ -\cos \beta \cdot \sin \gamma & \sin \beta & \cos \beta \cdot \cos \gamma \end{pmatrix} \quad (\text{IV.1.3})$$

On peut ainsi en déduire les trois angles α, β et γ par :

$$\begin{cases} \alpha = \arctan\left(\frac{-M_{1,2}}{M_{2,2}}\right) \\ \beta = \arcsin(M_{3,2}) \\ \gamma = \arctan\left(\frac{-M_{3,1}}{M_{3,3}}\right) \end{cases} \quad (\text{IV.1.4})$$

IV.1.2 Sources d'erreur

Différentes sources d'erreur apparaissent dans cette approche. Tout d'abord, celles dues au matériel et aux conditions d'expérimentations : la calibration ou le choix de la fréquence d'acquisition. Avec le matériel actuel, ces erreurs sont de l'ordre du millimètre [Che14] et sont considérées comme négligeables devant les autres sources d'erreur. Le second type d'erreurs est lié aux méthodes expérimentales, comme la mauvaise identification des structures osseuses permettant la définition des repères anatomiques. Les recommandations de l'ISB proposent des zones anatomiques les plus accessibles par la palpation, toutefois certaines restent difficiles à identifier. Il a été estimé que les erreurs intra et inter opérateurs pouvaient atteindre des valeurs de l'ordre de 15 à 20mm [CCK99]. De plus, certains centres articulaires ne sont pas accessibles à la palpation, telle que celui de la hanche. Il existe quatre principales techniques d'estimation de positionnement des centres articulaires : les techniques de regressions basées sur des données anthropométriques, les méthodes fonctionnelles, les méthodes par imagerie et les méthodes par optimisation.

La première repose sur des mesures sur cadavres, comme celles de Dempster [Dem55], et sont adaptées au sujet par régression en prenant en compte des mesures caractéristiques de l'individu, par exemple pour l'épaule [MVR98, RMS99] ou pour la hanche [BPB90]. Les méthodes fonctionnelles consistent à estimer les centres articulaires à l'aide de mouvements simples, telles que pour la hanche [LCC⁺99, POC01], ou l'articulation gléno-humérale [LLB⁺10]. Des méthodes pour l'identification générique d'articulation sphérique (e.g. méthode *Symmetrical Center of Rotation Estimation* (SCoRe) [ETDH06, MDB⁺07]) ou pivot (e.g. méthode *Symmetrical Axis of*

Rotation Approach (SARA) [ETDH07]) ont été développées. Toutefois, ces méthodes sont délicates à utiliser pour les épaules ou le tronc car ces articulations sont en réalité la succession de plusieurs articulations qu'il faudrait caractériser séparément. Il a d'ailleurs été montré que ces méthodes permettent de diminuer l'influence des artéfacts de tissus mous (*Soft Tissue Artefact* (STA) [GL02, Hal03, CP07]). Les méthodes par imagerie permettent l'identification de zones anatomiques ainsi que de centres articulaires [OSH⁺05, OSN⁺10], par IRM ou scanographie. Cette méthode présente l'inconvénient de rendre délicat le positionnement des marqueurs sur la géométrie estimée et nécessite l'utilisation de matériels coûteux et se situant géographiquement rarement au même endroit que celui de l'analyse du mouvement. Certains auteurs, dont Murakami *et al.* [MHO⁺16] ont choisi leur analyse du mouvement avec ce type d'images. Toutefois, cette approche, en plus d'être très irradiante, a l'inconvénient de ne permettre actuellement que des fréquences d'acquisition faibles par rapport à un système optoélectronique (10hz contre 200Hz pour le swing de golf). D'autres, tels que Pillet *et al.* utilisent un système faiblement irradiant comme par exemple le système EOS. Enfin, plus récemment, des méthodes par optimisation ont été développées et permettent l'identification des centres articulaires, abordé d'un point de vu global par Muller [Mul17]; pour le membre inférieur [CTSR04, RHCF07] ou le corps complet [FRR⁺07, RHCF08].

Enfin, la source d'erreur jugée comme prépondérante provient de mouvement de tissus mous [LCCC05]. Il s'agit des mouvements entre les marqueurs et les structures osseuses, qui proviennent du mouvement de la peau, des tissus adipeux et musculaires, dû à leur inertie ou à la contraction musculaire. Par exemple, Fiorentino *et al.* [FAK⁺16] ont récemment montré que les erreurs dues aux STA conduisent à des erreurs d'estimation du centre articulaire de la hanche de l'ordre de 16.6 ± 8.4 mm pour une méthode basée sur les marqueurs de la peau et de 11.7 ± 11.0 mm par une méthode basée sur des images fluoroscopiques biplanes. Les erreurs dues aux STA sont difficiles à compenser par les méthodes directes car elles ne peuvent pas être filtrées et elles dépendent de la localisation sur la peau, de l'individu et de l'activité étudiée [Che14].

IV.1.3 Cinématique articulaire

Différentes méthodes sont utilisées pour estimer la cinématique articulaire. La première est l'approche dite de "cinématique directe", se basant directement sur la position des marqueurs dans l'espace. Cette méthode est très dépendante de la qualité des données d'entrée et pour cela, des algorithmes de lissage des données ont été élaborés [Wol95]. La seconde est l'optimisation segmentaire, dite "approche locale" procédant à une minimisation de l'erreur entre les marqueurs mesurés, et les marqueurs simulés d'un même segment dont la géométrie est connue [CFD95, CCCL95, Cha95, AAT⁺98], afin de réduire l'influence des STA. Ces deux premières méthodes ne prennent pas en compte de contraintes articulaires et peuvent donc conduire à l'inter-pénétration des segments mitoyens ou à la dislocation des articulations. Enfin, des méthodes d'optimisation globale, notion introduite par Lu [LO99] permettent de minimiser les écarts sur l'ensemble des segments en prenant en compte des contraintes articulaires entre les segments [FBLC14]. Cette méthode est considérée comme réduisant l'influence des STA [LO99, RBGMB02, CDHdG15], même si cela est remis en cause par certains auteurs [RCD17, NMD⁺17]. De plus, cette méthode

est très sensible aux erreurs de définition des articulations [ABD⁺10, OMRM16]. Cette approche est appelée approche par optimisation par Lu [LO99] ou optimisation cinématique multicorps par Dumas, Chèze *et al.* [BRC⁺17, NMD⁺15, DNM⁺16, BBN⁺16].

Cette approche est implémentée dans plusieurs logiciels disponibles en version libre (*e.g.* OpenSim) ou en version commerciale (*e.g.* AnyBody), chacun ayant leurs algorithmes de résolution du problème mécanique ainsi qu'une interface de description du modèle musculo-squelettique. Une banque de modèles est disponible mais chaque application nécessite un modèle qui lui est propre pour être pertinent. OpenSim, développé sous la direction de Delp [DLH⁺90, DAA⁺07], a l'avantage d'être gratuit et en *opensource*. La communauté internationale publie des recommandations [SSRD11, HUS⁺15] de façon régulière et des conférences en ligne ainsi que des *workshops* permettent une entraide simplifiée entre les équipes à l'échelle internationale.

Le choix méthodologique pour cette thèse s'est orienté sur une optimisation globale dont le modèle sera détaillé dans la section IV.1.4, via le logiciel OpenSim. Les acquisitions avec le système EOS étant effectuées directement après l'analyse du mouvement, une personnalisation des analyses avec l'identification des centres articulaires ainsi que la position des marqueurs sera détaillée dans l'annexe E.

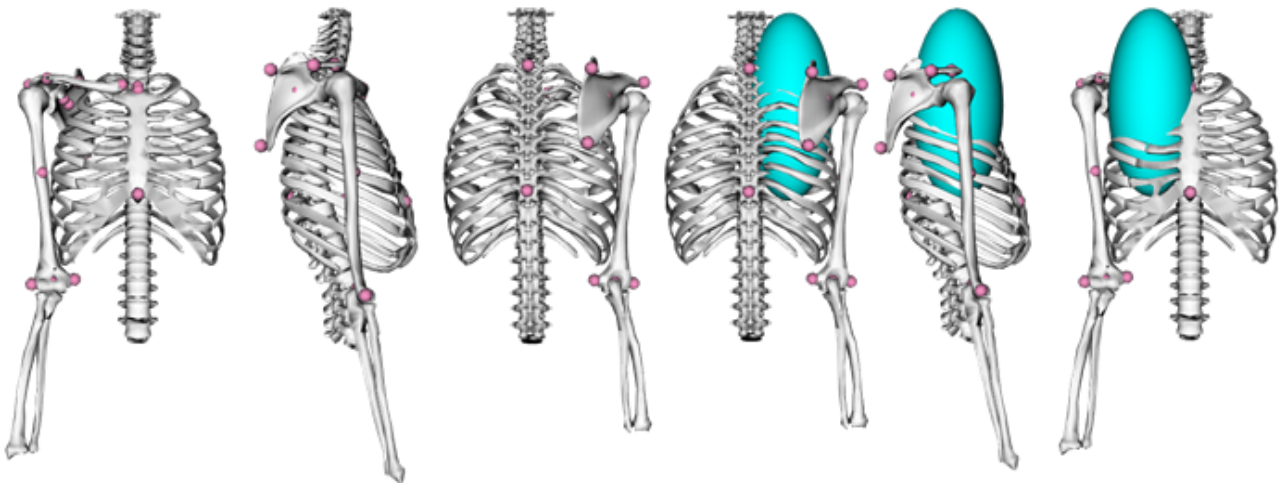
IV.1.4 Développement d'un modèle cinématique

En pratique, des modèles génériques sont définis pour chaque étude ou pour chaque groupe d'applications. Ces modèles sont ensuite adaptés au sujet de l'étude en personnalisant les éléments constituant le modèle par une étape de mise à l'échelle. De nombreux modèles génériques ont déjà été développés pour être utilisés à l'aide d'OpenSim.

Le mouvement de swing de golf est un mouvement sollicitant le corps complet, comme cela a été montré dans le chapitre II. Les principales zones d'intérêt du point de vue de la santé sont les zones d'apparition de blessures qui sont principalement : le rachis lombaire, les épaules, les poignets et le coude [MPL06, PRE16]. A ce jour, il n'existe pas de modèle disponible sur le logiciel OpenSim qui prend en compte toutes ces articulations de façon pertinente pour le swing de golf. Le modèle corps complet qui modélise le plus de degrés de liberté voulus est celui de Raabe [RC16], qui a été développé pour l'analyse de la course à pied. Cependant ce modèle ne considère que l'articulation gléno-humérale (trois degrés de liberté) au niveau de l'épaule. Or, comme cela a été montré dans la revue de littérature sur le X-factor (*c.f.* II.3.3.2), la modélisation de l'épaule dans le cadre de l'analyse du swing de golf est complexe mais essentielle.

Récemment, Seth *et al.* [SMVD16] ont développé et publié un modèle de l'épaule permettant de prendre en compte les articulations sterno-claviculaire, scapulo-thoracique et gléno-humérale en contraignant la scapula à évoluer sur un ellipsoïde (*c.f.* Figure IV.1). Cette méthode a été montrée comme étant une modélisation fidèle de l'épaule d'un point de vue cinématique [DNM⁺16, NMD⁺15, NMD⁺17].

Ces deux modèles, celui de Raabe (*c.f.* Figure IV.3) et celui de Seth (*c.f.* Figure IV.1), ont servi de base au modèle développé pour cette thèse.

FIGURE IV.1 – Modèle de l'épaule par Seth *et al.* [SMVD16]

IV.1.4.1 Elaboration du modèle

L'objectif de cette partie est de détailler les étapes d'élaboration du modèle squelettique. Le modèle élaboré par Seth *et al.*, dont les détails et la validation ont été publiés en même temps que la diffusion du modèle [SMVD16], a pour objectif de proposer un modèle plus physiologique de l'épaule. A cette fin, il prend en compte les trois articulations de l'épaule [CG13] :

- l'articulation sterno-claviculaire, avec deux degrés de liberté :
 1. protraction/rétraction de la clavicule, rotation dans le plan transversal du thorax
 2. élévation/abaissement de la clavicule, rotation dans le plan frontal du thorax
- l'articulation gléno-humérale, avec trois degrés de liberté :
 1. rotation médiale/latérale
 2. adduction/abduction
 3. antépulsion/rétropulsion
- l'articulation scapulo-thoracique, avec trois degrés de liberté :
 1. adduction/abduction de la scapula
 2. élévation/abaissement de la scapula
 3. rotation médiale/latérale

Le mouvement de la scapula sur le thorax est décrit par quatre degrés de liberté (adduction/abduction, élévation/abaissement, rotation inter/externe, rotation antérieure/postérieure), mais avec une équation liaison pour prendre en compte que la scapula reste sur l'ellipsoïde. Pour cela, ils s'appuient sur une formulation dite *mobilizer*, qui a été détaillée en 2010 [SSED10] et qu'ils ont adapté pour définir un nouveau type de modèle d'articulation. Afin de s'affranchir de la définition d'une chaîne cinématique fermée, Seth *et al.* ont défini que la chaîne principale de l'épaule était thorax-scapula-humérus et que le mouvement de la clavicule était pris en compte par une contrainte de coïncidence entre deux points : un à l'extrémité distale de la clavicule et l'autre sur la pointe de l'acromion.

Le nouveau *mobilizer* ellipsoïde développé par Seth *et al.* a été réutilisé afin de définir le membre supérieur gauche. La logique de définition des centres articulaires et des repères a été gardée et les géométries ont été symétrisées pour aboutir à un modèle bilatéral (c.f. Figure IV.2 pour la visualisation graphique du modèle bilatéral). Cette partie du modèle a été initialement développé dans le cadre du *Virtual OpenSim Workshop 2016*, en collaboration avec Samuel Hybois et avec l'aide d'Ajay Seth. La version initiale de ce modèle est désormais disponible sur la plateforme simtk [BH16].

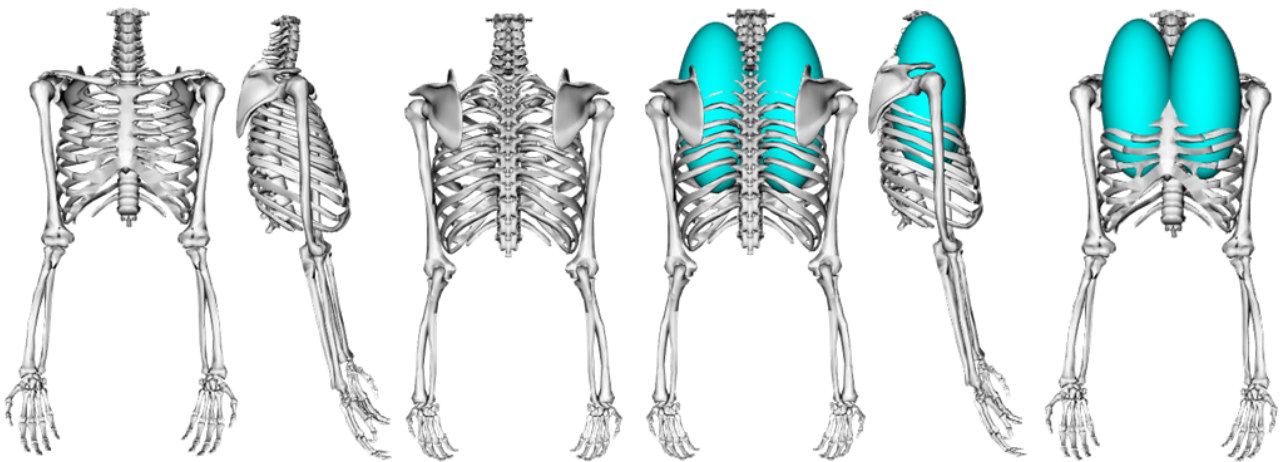


FIGURE IV.2 – Modèle bilatéral de l'épaule

Le modèle corps complet publié par Raabe *et al.* est lui-même la fusion de trois modèles : le modèle de base de Hamner *et al.* [HSD10], en y ajoutant les détails du membre inférieur d'Arnold *et al.* [AWLD10], qui modifie notamment le modèle cinématique du genou et de la patella, et ceux du tronc de Christophy *et al.* [CSLO12] qui détaillent les mobilités inter-vertébrales.

Le modèle corps complet résultant compte vingt et un segments, avec trente degrés de liberté (ddl), qui sont :

- Hanches (3ddl) : rotation interne/externe, adduction/abduction, flexion/extension
- Genou (1ddl) : flexion/extension (axe variable)
- Cheville (2ddl) : flexion dorsale/flexion plantaire, prono-supination (bloqué)
- Pied (1ddl) : flexion/extension dorsale des orteils
- Lombaires (3ddl) : rotation interne/externe, adduction/abduction, flexion/extension (avec une fonction de répartition sur les différents étages)
- Epaule (3ddl) : flexion/extension du bras, adduction/abduction du bras, rotation interne/externe du bras
- Coude (2ddl) : flexion/extension, prono-supination
- Poignet (2ddl) : flexion/extension, déviation (bloquée)

Il est à noter que ce modèle ne traite pas l'articulation du cou et la tête est rigidement liée au thorax.

Afin de mieux faire correspondre le modèle corps complet avec l'étude du swing de golf, quelques modifications des degrés de liberté ont été effectuées. Notamment, les limites des amplitudes des degrés de liberté ont été toutes retirées.

Les mobilités de rotation interne/externe des chevilles ainsi que la déviation radio-ulnaire des poignets ont été ajoutées. Le golfeur ayant des chaussures lors de l'acquisition, les degrés de liberté de la cheville sont principalement définis pour éviter la propagation d'erreurs.

En résumé, le modèle développé et utilisé dans cette thèse prend en compte les degrés de liberté suivants :

- Hanches (3) : rotation interne/externe, adduction/abduction, flexion/extension
- Genou (1) : flexion/extension (axe variable)
- Cheville (2) : flexion dorsale/flexion plantaire, rotation interne/externe
- Pied (1) : flexion/extension dorsale des orteils (bloqué)
- Lombaires (3) : rotation interne/externe, adduction/abduction, flexion/extension (avec une fonction de répartition sur les différents étages)
- Epaule (2+3+3) : flexion/extension du bras, adduction/abduction du bras, rotation interne/externe du bras, adduction/abduction de la scapula, élévation/abaissement de la scapula, rotation médiale/latérale de la scapula, protraction/rétraction de la clavicule élévation/abaissement de la clavicule
- Coude (2) : flexion/extension, prono-supination
- Poignet (2) : flexion/extension, abduction/adduction

IV.1.5 Mise à l'échelle du modèle

Après l'élaboration d'un modèle générique, la première étape consiste à personnaliser les éléments constituant le modèle au sujet considéré [LAZR15]. La méthode la plus simple est celle de la mise à l'échelle par facteurs linéaires (appelée *scaling* dans le logiciel OpenSim) et consiste à définir des ratios entre le modèle générique et le modèle personnalisé, suivant les différents axes des repères segmentaires. Même si parfois il serait préférable de mettre à l'échelle de façon non-homogène certains axes, le logiciel OpenSim ne le permet pas dans sa version 3.3. Toutefois, il est possible de définir un ratio pour chaque segment et chaque axe. Ces ratios peuvent être définis de plusieurs manières. La méthode la plus répandue est basée sur les marqueurs expérimentaux. Mais d'autres méthodes sont aussi utilisées, notamment lorsqu'un segment se situe entre deux articulations (sauf pour les segments les plus distaux), où la mise à l'échelle de l'axe longitudinal peut être effectuée à l'aide des centres articulaires; ceux-ci pouvant être déterminés par des méthodes fonctionnelles (*e.g.* centre articulaire de la hanche) ou des méthodes de régressions (*e.g.* centre articulaire de la hanche).

D'autres méthodes basées sur des systèmes d'imageries médicales ont déjà été utilisées dans la littérature, notamment à l'aide d'IRM (*e.g.* Valente *et al.* [VPST15]), de radiographies (*e.g.* Murakami *et al.* [MHO⁺16]) ou de reconstructions tridimensionnelles à partir de stéréoradiographies [ASM⁺16, SPSS16]. Une étude de personnalisation du membre inférieur avec le système EOS est présentée dans l'annexe E de ce document.

Deux types de personnalisation de modèles sont utilisés dans le cadre de cette thèse. Le premier se base uniquement sur les marqueurs et le second se base sur une personnalisation via le système de stéréoradiographie EOS. Le premier est détaillé ici et a été appliqué pour l'étude du

corps complet, le second se focalisant uniquement sur le membre inférieur fait l'objet d'études détaillées dans le chapitre E.

Le set de marqueurs détaillé dans la section III.3.2 a été défini afin de permettre la personnalisation des segments du modèle. Les longueurs (axe longitudinal) sont mises à l'échelle grâce aux distances entre les centres articulaires proximal et distal. Les largeurs (axes transversaux) sont définies à partir des marqueurs médiaux et latéraux des articulations. Les paramètres sont détaillés dans le tableau IV.1. Pour chaque axe, les couples de points servant à la mise à l'échelle sont précisés.

La mise à l'échelle de la longueur du club a été réalisée grâce aux marqueurs du club : celui de la tête de club le plus proche du manche et celui à l'extrémité du manche, côté *grip*. Lorsque ce dernier n'était pas présent (non visible sur l'acquisition), il est remplacé par le marqueur du processus styloïde ulnaire droit, à l'*adress*.

Lors de nos premiers essais, nous nous sommes rendus compte que la version 3.3 d'OpenSim n'effectuait pas la mise à l'échelle des points de coïncidences. Or, le modèle d'épaule de Seth utilise une coïncidence entre la clavicule et la scapula. Afin de palier à ce problème, l'étape de mise à l'échelle est effectuée en deux étapes : d'abord la mise à l'échelle conventionnelle puis la modification de la contrainte pour la faire correspondre aux paramètres de mise à l'échelle de la première étape.

IV.1.6 Cinématique inverse

Le principe de la cinématique inverse est de calculer l'évolution des degrés de liberté définis dans le modèle, en prenant en compte toutes les contraintes de celui-ci (segments rigides, coïncidences, *etc*). Pour cela une approche par minimisation de l'écart entre les marqueurs expérimentaux et les marqueurs virtuels est effectuée (*c.f.* équation IV.1.5). Celle-ci se fait en pondérant chaque marqueur. Ces poids sont à renseigner pour chaque acquisition et pour chaque marqueur, en fonction de leur pertinence. En pratique, il est courant de choisir un poids statique et un poids cinématique pour un type d'activité. Les poids statiques permettent d'ajuster la position des marqueurs relativement au segment en fonction de la qualité du placement par l'expérimentateur. Les poids cinématiques permettent de renseigner la pertinence du marqueur au cours du mouvement. Le mouvement est ainsi calculé en venant minimiser une fonctionnelle telle que celle décrite dans l'équation IV.1.5.

$$f_j = \sum^i w_i \cdot ec_{i,j} \quad (\text{IV.1.5})$$

Avec f_j : la fonction à minimiser à l'instant j

w_i : le poids du marqueur i

$ec_{i,j}$: l'écart entre le marqueur i virtuel et le marqueur i mesuré à l'instant j

Dans le cadre de cette thèse, il a été choisi de ne pas prendre des poids cinématiques et statiques identiques, mais de prendre les mêmes poids pour tous les individus et pour chaque acquisition de swings. Compte tenu des conditions d'expérimentations, les marqueurs latéraux

ont été jugés comme plus précis, car mieux visibles, que ceux médiaux. Les poids pris en compte sont renseignés dans les tableaux IV.2 et IV.3.

Segment	Axe longitudinal	Axes transversaux
Main	Milieu métacarpes (MC2, MC5) Milieu poignet (PSU, PSR)	Processus styloïde radial (PSR) Processus styloïde de l'ulna (PSU)
Avant-bras	Milieu poignet (PSU, PSR) Milieu coude (EM, EL)	Processus styloïde radial (PSR) Processus styloïde ulnaire (PSU)
Bras	Milieu coude (EM, EL) Acromion (AC)	Epicondyle médial (EM) Epicondyle latéral (EL)
Thorax Scapula Clavicule Cervicales	7 ^{ème} cervicale (C7) 12 ^{ème} thoracique (T12)	A/P : 8 ^{ème} thoracique (T8) Processus xyphoïde (XYP) M/L : acromion droit (ACD) Acromion gauche (ACG)
Lombaires	Milieu des épines iliaques postérieures 12 ^{ème} thoracique	A/P : 8 ^{ème} thoracique (T8) Processus xyphoïde (XYP) M/L : acromion droit (ACD) Acromion gauche (ACG)
Bassin	Milieu des épines iliaques supérieures antérieures (EASD, EASG) Milieu des épines iliaques supérieures postérieures (EPSD, EPSG)	Milieu de la crête iliaque droite (EASD, EPSD) Milieu de la crête iliaque gauche (EASG, EPSG)
Cuisse	Milieu de la crête iliaque (EAS, EPS) Milieu genou (CM, CL)	Condyles médial (CM) Condyle latéral du genou (CL)
Jambe	Milieu genou (CM, CL) Milieu malléoles (MM, ML)	Malléole médiale (MM) Malléole latérale (ML)
Pied	Calcaneum (CAL) Milieu métatarses (MT2, MT5)	2 ^{nde} métatarse 5 ^{ème} métatarse

A/P : antéro-postérieur, M/L : médio-latéral

TABLE IV.1 – Récapitulatif des paramètres de mise à l'échelle du modèle musculo-squelettique

Segment	Nom (Label)	Localisation	Poids	
			Statique	Cinématique
Tête	OCCG	Os occipital gauche	0	0
	OCCD	Os occipital droit	0	0
	TMPG	Os temporal gauche	0	0
	TMPD	Os temporal droit	0	0
	OCCG	Entre OCCD et TMPD	0	0
Cou	C7	7 ^{ème} vertèbre cervicale	10	10
Bras	EL(G/D)	Epicondyle latéral droit/gauche	10	10
	EML(G/D)	Epicondyle médial droit/gauche	0	0
	B(H/B)(A/P)(G/D)	Cluster technique (4 marqueurs / côté)	0	0
Avant-bras	PSU(G/D)	Processus styloïde ulnaire droit/gauche	10	10
	PSU(G/D)	Processus styloïde radial droit/gauche	10	10
	MTR(G/D)	marqueur technique (1 marqueur / côté)	0	5
Main	MC2(G/D)	2 nd métacarpe de la main gauche/droite	10	10
	MC5(G/D)	5 ^{ème} métacarpe de la main	0	10
Epaule	AC(G/D)	Acromion gauche/droit	10	10
	CLAV(G/D)	Centre clavicule	0	10
	SCAP(L/H/B)	Cluster technique scapula (3 marqueurs / côté)	0	6
Tronc	MAN	Manubrium	10	10
	XYP	Processus xyphoïde	5	10
	T8	8 ^{ème} vertèbre thoracique	2	10
	COT(G/D)	Marqueur technique costal (1 marqueur / côté)	0	5
Abdomen	T12	12 ^{ème} vertèbre thoracique	2	10
	L5	5 ^{ème} vertèbre lombaire	0	10

TABLE IV.2 – Tableau des poids des marqueurs des membres supérieurs et du tronc

Segment	Nom (Label)	Localisation	Poids	
			Statique	Cinématique
Bassin	E(A/P)S(G/D)	Processus antérieur/postérieur droit/gauche de l'épine iliaque	10	10
	MTBassin	marqueur technique du bassin	0	5
Cuisse	CL(G/D)	Condyle latéral gauche/droit	10	10
	CM(G/D)	Condyle médial gauche/droit	0	10
	F(H/B)(A/P)(G/D)	Cluster technique (4 marqueurs / côté)	0	5
Jambe	ML(G/D)	Malléole latérale gauche/droite	10	10
	MM(G/D)	Malléole médiale gauche/droite	0	10
	TFIB(G/D)	Tête de la fibula	0	10
	T(H/B)(A/P)(G/D)	Cluster technique (4 marqueurs / côté)	0	0
Pied	MT2(G/D)	1 ^{er} métatarse du pied droit/gauche	10	10
	MT5(G/D)	5 nd métatarse du pied droit/gauche	0	10
	CAL(G/D)	calcaneum droit/gauche	0	10
	MTP(G/D)	Marqueur technique avant-pied gauche/droite	0	5
	MTCAL(G/D)	Marqueur technique arrière pied gauche/droite	0	10
Club	Club01	Marqueur de l'extrémité du grip du club	5	5
	Club02	Marqueur du manche du club, partie supérieure	0	5
	Club03	Marqueur du manche du club, partie inférieure	0	5
	Club04	Marqueur de la tête du club, partie médiale	5	5
	Club05	Marqueur de la tête du club, partie latérale	5	5

TABLE IV.3 – Tableau des poids marqueurs des membres inférieurs et du club

IV.2 Dynamique

IV.2.1 Approche

L'étape de dynamique, dite de "dynamique inverse" car se sont les efforts qui sont déduits de la cinématique, consiste à déterminer les efforts nets aux articulations qui permettent d'équilibrer les efforts extérieurs.

Pour cela plusieurs approches numériques existent, leur précision et leur rapidité de calcul sont dépendantes de la méthode choisie. Dans tous les cas, il est nécessaire de renseigner la cinématique des segments du sujet, tout ou partie des efforts extérieurs s'exerçant sur lui, ainsi que la répartition des masses et inerties de ses segments. Ce dernier point ainsi qu'une description des méthodes conventionnelles de dynamique inverse seront détaillés dans les paragraphes suivants.

Méthodes de dynamique inverse Deux types de méthodes sont couramment utilisés pour les approches par dynamique inverse. D'un côté les méthodes récursives qui prennent en compte la hiérarchie des segments. Ces méthodes considèrent les segments les uns après les autres, en leur appliquant à chacun le principe fondamental de la dynamique (PFD). Cette approche a l'inconvénient de propager et d'amplifier les diverses erreurs mais s'effectue rapidement et il est possible de résoudre un problème dynamique incomplet : la résolution est possible tant que tous les éléments en bout de chaîne sont connus. D'un autre côté les méthodes globales résolvent toutes les équations de la dynamique dans un même système, pour chaque instant ou pour le mouvement complet. Ce type de méthode diminue l'effet de propagation d'erreurs mais est plus long à résoudre.

Opensim, avant la version 2.0 utilisait un algorithme global à chaque instant. Désormais un algorithme récursif est utilisé, notamment pour la version 3.3 qui a été utilisée dans le cadre de cette thèse.

Méthodes d'obtention des masses et inerties La mesure directe des masses et inerties est impossible *in vivo*. Plusieurs méthodes permettent de les estimer. La méthode la plus simple consiste à prendre en compte des tables anthropométriques qui ont été créées à partir de mesures sur cadavre et de les mettre à l'échelle du sujet suivant des lois de régressions telles que celles de Dempster, de McConville ou de Young [Dem55, MECDC⁺80, YCS⁺83] dont la transcription en paramètres simples d'utilisation pour les problèmes biomécaniques a été effectuée par Dumas [DCV07] et dont une mise à jour récente a été effectuée par lui-même [DRCV15] et par Amabile [ACN⁺16] notamment par la séparation du tronc en sa partie thoracique et abdominale. Cette méthode est simple à mettre en place mais a l'inconvénient d'avoir une qualité variable en fonction de la population étudiée car les mesures sur cadavre se font le plus souvent sur des sujets âgés. Les sujets jeunes et sportifs ont souvent des physionomies très différentes de ceux-ci.

Un second type de méthodes repose sur la mesure *in vivo* des volumes des différents segments et d'y affecter des densités issues de tables anthropométriques afin d'en déduire une estimation des inerties des segments. Les volumes pouvant être déduits de différentes manières telles que par

photographies [PBL10], par mise à l'échelle de géométries simples [Yea90] ou par des systèmes d'imagerie à rayon X [OSH⁺05, OSN⁺10] ou faiblement irradiant (*e.g.* EOS [DAM⁺05]) ou non irradiant (*e.g.* BodyScan à partir de raies de lumière blanche [Ner16]).

Plus récemment des approches par identification sont développées [Mul17, Bar17, VAN09a, VAN09b, HVR⁺14, JEA⁺16, RLA⁺17], initialement élaborées pour la robotique elles sont désormais appliquées aux études biomécaniques. Elles consistent à faire effectuer des mouvements au sujet sur une plateforme de force, avec une mesure cinématique et d'identifier les inerties ayant permis d'obtenir les efforts extérieurs avec la cinématique mesurée. Cette approche a l'avantage de permettre une identification des inerties cohérentes avec le modèle cinématique. Toutefois ces approches peuvent être compliquées à mettre en place, avec des soucis de convergence ainsi que des estimations parfois non physiologiques [RLA⁺17].

Les deux principales sources d'erreurs sont : la mauvaise estimation des centres articulaires [DM93, BSR⁺16c] qui modifie l'estimation des moments articulaires et la mauvaise estimation des inerties [MPD17].

IV.2.2 Adaptation du modèle

L'approche effectuée dans le cadre de cette thèse est la mise à l'échelle des paramètres inertiels à partir des mêmes paramètres que ceux de la cinématique IV.1. Toutefois les acquisitions effectuées permettront aussi d'effectuer une méthode basée sur l'estimation de l'enveloppe avec les systèmes EOS ou BodyScan ainsi qu'une approche par estimation grâce aux mouvements fonctionnels effectués. Cette dernière méthodologie a été initiée en collaboration avec l'IRISA de Rennes, notamment par le travail de Barthe *et al.* [Bar17]

Les membres supérieurs constituant une boucle cinématique fermée, le calcul des efforts articulaires suppose de faire une hypothèse sur la répartition des efforts entre le club et chacune des mains. Le protocole expérimental ne permettant pas d'effectuer la mesure de cette répartition, il a été choisi, dans le cadre de cette thèse d'arrêter l'approche par dynamique inverse aux membres inférieurs et au tronc. Toutefois, une approche par le moment cinétique sera effectuée pour le corps complet.

IV.3 Activations musculaires

A partir de la quantification globale des actions mécaniques nécessaires au mouvement et de la définition de la disposition des muscles sur le modèle, il est possible de déterminer les activations musculaires qui ont été nécessaires pour obtenir le mouvement mesuré. Ainsi les muscles y sont modélisés par leur ligne d'action avec éventuellement des points de passage (appelés *via-points* dans OpenSim) ou des objets de contournement (appelés *wrap objects* dans OpenSim). Ces modélisations permettent l'étude des longueurs musculaires. Pour déterminer les activités musculaires, des lois de comportement sont nécessaires. La plus utilisée est celle de Hill [Hil38], celle-ci ayant été mise en équation par Zajac *et al.* et Rengifo *et al.* [Zaj89, RAPC10]. Mais, encore une fois, ce problème n'est pas déterministe. Ainsi, la détermination des activations musculaires nécessite d'effectuer une approche par optimisation.

En fonction des approches, différents critères sont utilisés pour déterminer une solution. Souvent, elles se basent sur une minimisation d'une fonction de coût définie comme, par exemple, la somme d'une puissance des activations ou la consommation d'énergie [PZ02].

IV.4 Efforts intra-articulaires

A partir de l'estimation des efforts nets aux articulations ainsi que des efforts musculaires ayant permis le mouvement, il est possible d'effectuer une estimation des efforts intra-articulaires, ceux-ci représentant les efforts réellement transférés dans l'articulation [DAA⁺07].

IV.5 Résumé de l'approche et positionnement de la thèse

L'approche par modélisation musculo-squelettique via une optimisation multicorps permet de déterminer tout ou partie (mais dans l'ordre) de : la cinématique articulaire, la dynamique articulaire, les activations musculaires et les efforts intra-articulaires (*c.f.* tableau IV.4).

Une telle approche a l'avantage de minimiser les erreurs dues aux artefacts de tissus mous, comme cela a par exemple été montré pour la cinématique du genou [CDHdG15]. Toutefois, la qualité de la solution sera très dépendante de la qualité du modèle initial. En particulier des hypothèses trop simples sur les degrés de liberté peuvent avoir une influence considérable sur la cinématique articulaire simulée, comme cela a été montré pour la cinématique de l'épaule [BHT⁺17].

La thèse se focalise sur les étapes de mise à l'échelle, de cinématique et de dynamique qui sont détaillés dans les chapitres suivants. Toutefois les éléments expérimentaux et de modélisation développés permettront de continuer ce travail dans le but d'estimer les activations musculaires au cours du mouvement.

Etape	Eléments expérimentaux nécessaires supplémentaires	Complexité supplémentaire du modèle
Cinématique articulaire	Trajectoires des marqueurs	Modèle cinématique : segments, articulations, marqueurs
Dynamique articulaire	Efforts extérieurs	Disposition des masses et inerties
Activations musculaires	Aucun	Disposition musculaire articulaire
Efforts intra-articulaires	Aucun	Surfaces articulaires de contact

TABLE IV.4 – Résumé de l'approche musculo-squelettique multi-corps

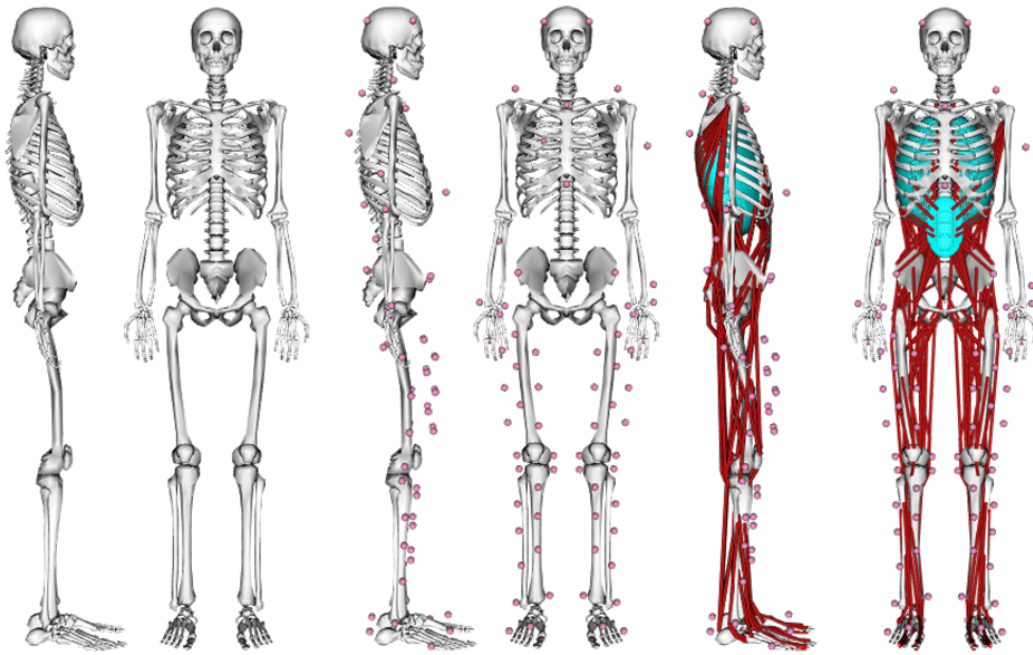


FIGURE IV.3 – Illustration du principe des composants d'un modèle musculo-squelettique [RC16]

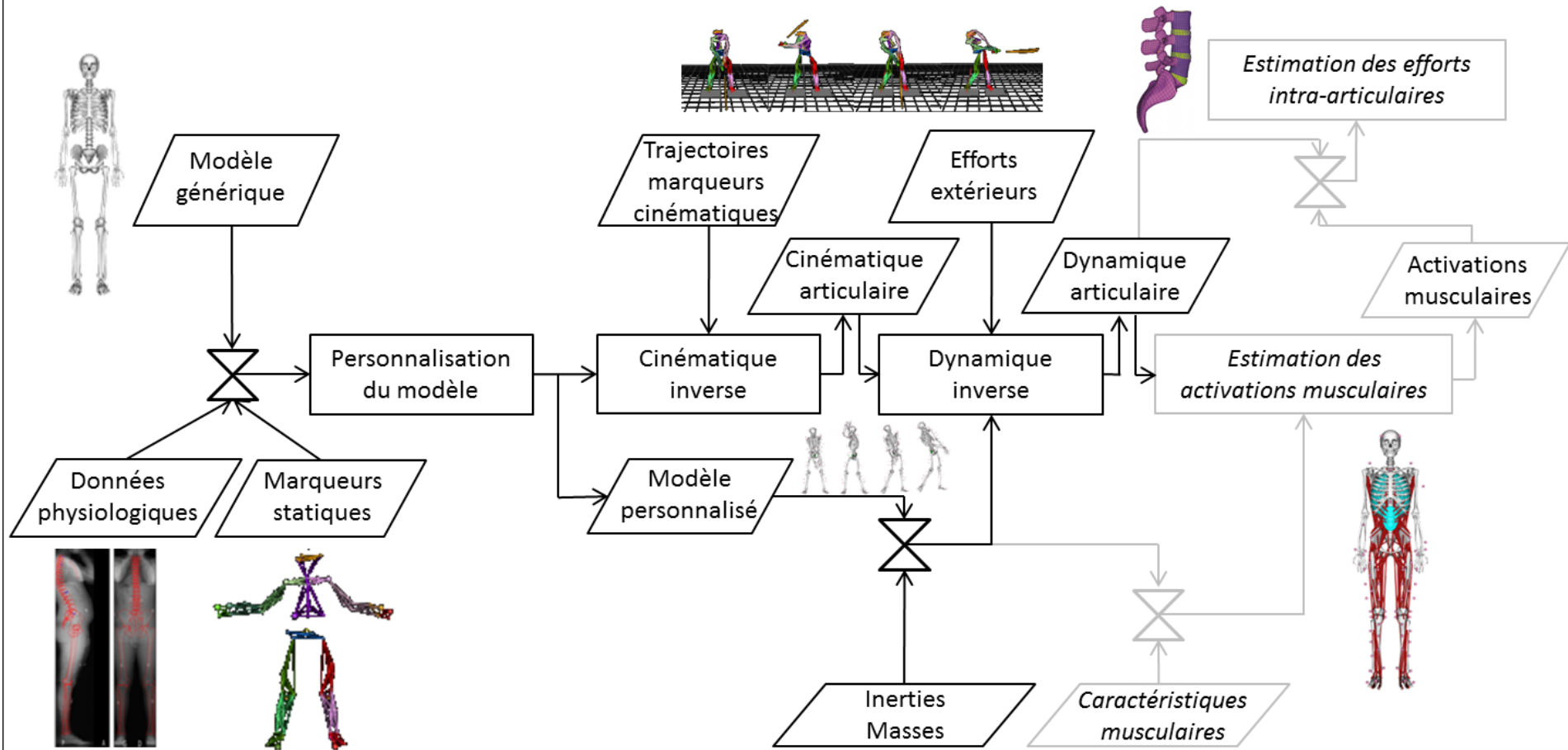


FIGURE IV.4 – Illustration du principe de l'approche cinématique par optimisation multicorps
Traits noirs : pris en compte dans cette thèse, traits gris : non pris en compte dans cette thèse

Chapitre V

Performance et paramètres spatio-temporels

Sommaire

V.1	Catégorisation des golfeurs	74
V.1.1	Matériel et méthode	74
V.1.2	Résultats	74
V.1.3	Discussion et Analyse	76
V.1.4	Conclusion et prise en compte pour la suite du manuscrit	77
V.2	Phases du swing	79
V.2.1	Approche	79
V.2.2	Résultats et discussion : durée des phases	79
V.2.3	Conclusion ou implication pour la suite du manuscrit	81
V.3	Plan de swing	81
V.3.1	Qualité de description du plan	82
V.3.2	Orientation du plan et distance apparente	84
V.3.3	Conclusion	86
V.4	Longueur de la trajectoire de la tête de club	87
V.4.1	Introduction	87
V.4.2	Matériel et Méthode	87
V.4.3	Résultats et discussion	87
V.4.4	Conclusion	90
V.5	Conclusion du chapitre	90

Le traitement des différentes données expérimentales fera l'objet de sections dédiées pour chaque élément étudié. Toutefois certains éléments sont communs à tous les chapitres. Le protocole expérimental est détaillé dans le chapitre III, les données sont traitées avec une approche par optimisation multi-corps avec le modèle détaillé dans le chapitre IV.1.4. Les trajectoires des marqueurs virtuels et les variations des degrés de liberté au cours du temps sont extraites de ces analyses afin de constituer la base de données cinématiques.

V.1 Catégorisation des golfeurs

Le handicap permet une indication de la performance générale d'un golfeur. Toutefois, il prend en compte le nombre de coups effectués lors d'un parcours en compétition. Ainsi, il n'est pas forcément représentatif d'une bonne qualité de swing (un joueur très bon aux phases de jeu s'effectuant au putter peut avoir le même handicap qu'un joueur ayant un très bon swing). De plus, certains golfeurs amateurs ont une pratique loisir du golf et ne font pas ou peu de compétitions officielles qui permettent de modifier leur handicap.

Afin d'effectuer une catégorisation des golfeurs qui soit la plus représentative possible pour le protocole de recherche, les sujets ont été catégorisés, pour chaque type de club (fer ou driver), en fonction de la vitesse de tête de club moyenne sur tous les swings mesurés lors des expérimentations. Ainsi, la catégorisation se fait pour chaque joueur dans les mêmes conditions et elle peut varier avec le type de club.

V.1.1 Matériel et méthode

Le handicap de chaque golfeur a été demandé par écrit. Chaque golfeur a effectué un minimum de 15 swings exploitables par le radar Trackman. Un indice de performance pour chaque volontaire et pour chaque club a été calculé comme étant la moyenne des vitesses de tête de club à l'impact sur l'ensemble des swings mesurés.

V.1.2 Résultats

La répartition initiale des joueurs en termes de handicap est représentée sur l'histogramme V.1a, tandis que les répartitions en termes de vitesses moyennes au fer et au driver sont représentées dans les histogrammes V.1b et V.1c, respectivement.

Lorsque les sujets sont classés en fonction de leur vitesse de tête de club à l'impact au driver, ils peuvent être répartis en 6 catégories constituées de gammes de vitesses dont l'amplitude est constante, avec 5 ± 1 sujets. *A contrario*, en appliquant la même méthode avec le fer, ces catégories sont plus disparates avec des catégories contenant de 1 à 8 individus.

La figure V.6 représente la vitesse de club moyenne au driver en fonction de celle au fer-6. Le coefficient de corrélation entre ces deux variables est de 0.98. Ainsi, un joueur arrivant à effectuer un swing rapide au driver arrive aussi à faire un swing rapide au fer-6.

Les graphiques V.2 et V.3 indiquent la répartition des vitesses moyennes de club des sujets amateurs en fonction de leur handicap au fer et au driver, respectivement. En comparant leurs

valeurs avec celles des professionnels (la zone grisée correspond à la moyenne plus ou moins un écart type des vitesses de tête de club des joueurs professionnels), il est possible d'identifier 6 golfeurs pour le fer et 3 joueurs pour le driver qui ont une vitesse de tête de club moyenne dans le corridor de celles des professionnels.

Les caractéristiques globales des golfeurs de chaque catégories sont renseignées sur la figure V.1.

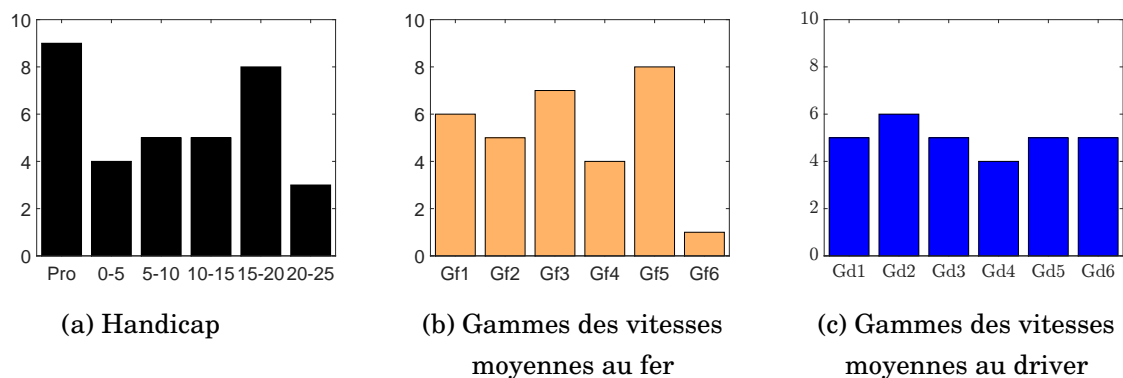


FIGURE V.1 – Répartition de la cohorte en fonction du handicap (a), de la vitesse moyenne de la tête de club à l'impact, au fer (b) et au driver (c)

Gammes au driver : amplitude de chaque gamme de 3m/s de Gd1 (33-36m/s) à Gd6 (48-51m/s).

Gammes au fer-6 : amplitude de chaque gamme de 2.5m/s, de Gf1 (30-32.5m/s) à Gf6 (42.5-45m/s).

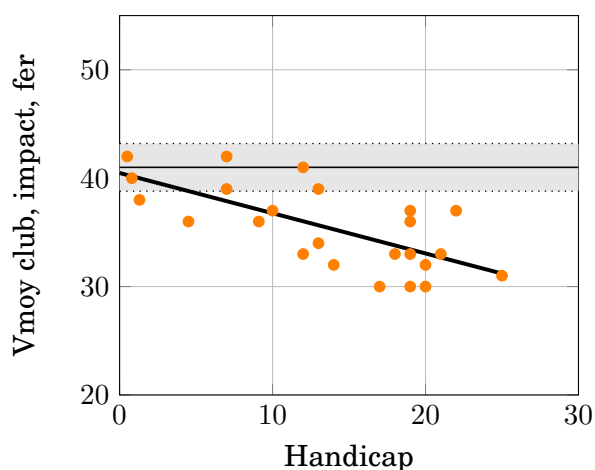


FIGURE V.2 – Correspondance entre le handicap et la vitesse de club moyenne au fer, à l'impact, pour les amateurs.

Trait horizontal : moyenne de la vitesse de club des joueurs professionnels, à l'impact, au fer.

Zone grisée : moyenne ± 1 écart-type, en noir : régression linéaire, cohorte totale, $R^2 = 0.4796$

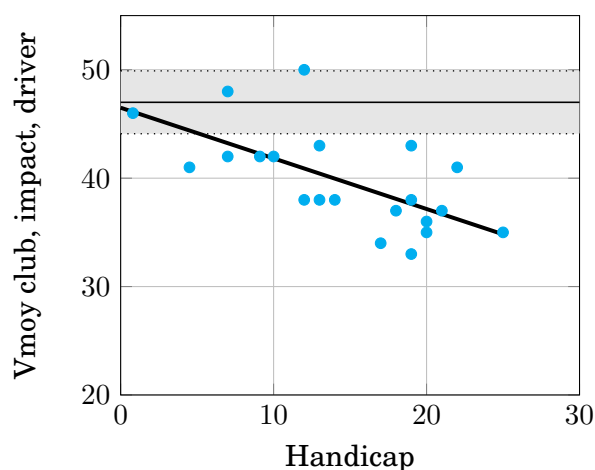


FIGURE V.3 – Correspondance entre le handicap et la vitesse de club moyenne au driver, à l'impact, pour les amateurs.

Trait horizontal : moyenne de la vitesse de club des joueurs professionnels, à l'impact, au driver.

Zone grisée : moyenne ± 1 écart-type, en noir : régression linéaire, cohorte totale, $R^2 = 0.4304$

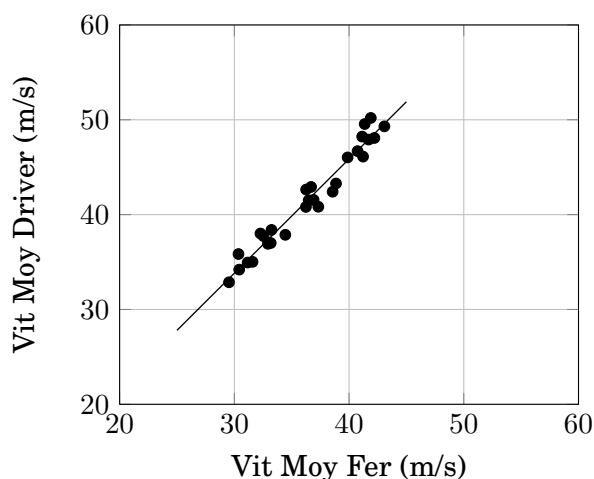


FIGURE V.6 – Correspondance entre la vitesse moyenne au fer et au driver pour la cohorte, $R^2=0.98$, équation : $V_{Driver} = 1.2078 \cdot V_{Fer} - 2.4203$

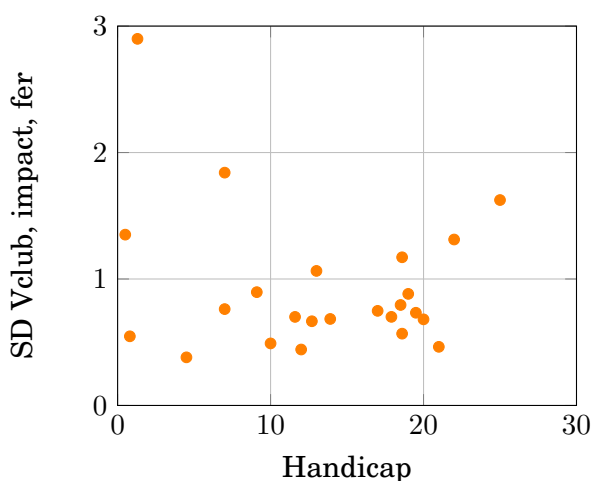


FIGURE V.4 – Evolution de la déviation standard de la vitesse de tête de club à l'impact en fonction du handicap du joueur, au fer.

Valeur moyenne = 0.9m/s

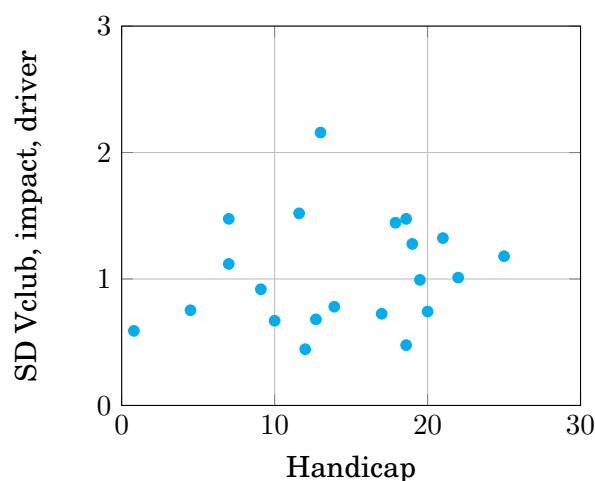


FIGURE V.5 – Evolution de la déviation standard de la vitesse de tête de club en fonction du handicap du joueur, au driver.

Valeur moyenne = 1m/s

V.1.3 Discussion et Analyse

Il a été montré par Fradkin *et al.* [FSF04] que chez des golfeurs de handicap de 2 à 27 et pour des swings effectués avec leur fer-5, que le handicap était corrélé à la vitesse de tête de club. Cette tendance a été retrouvée pour le fer-6 (*c.f.* Figure V.1b), et pour le driver (*c.f.* Figure V.1c),

Les vitesses moyennes des deux types de club sont positivement corrélées ($R^2=0.98$), ainsi, un golfeur réussissant à produire une vitesse de tête de club importante, le réussit aussi bien avec le fer qu'avec le driver. Cela signifie qu'une classification de la cohorte par la vitesse moyenne de tête de club par l'un ou l'autre des clubs est valable pour les deux clubs. Brown *et al.* [BNM⁺11] ont mesuré une corrélation entre le handicap et la vitesse de tête de club à l'impact, au driver

($r=-0.612$). Healy *et al.* ont quant à eux utilisé un critère de vitesse de balle comme critère de comparaison des sujets de leur cohorte, au fer-5. Ce critère, bien que plus proche de la performance *in situ* a l'inconvénient de prendre en compte la qualité du contact club/balle qui peut être lié à une différence du matériel utilisé et non de technique.

Il existe une tendance sur l'évolution des vitesses moyennes au fer-6 et au driver, en fonction du handicap. Les coefficients de corrélation sont toutefois faibles. Les déviations standards pour les deux clubs sont proches, en moyenne (0.9m/s *vs* 1m/s pour le fer-6 et le driver, respectivement). Ces déviations standards sont faibles car correspondent à 2.4% pour le fer et 2.3% pour le driver, de la vitesse moyenne sur tous les sujets. De plus, certains joueurs avec un bon handicap dépassent tous les autres joueurs de niveaux considérés plus faibles. Ainsi, dans les conditions d'expérimentation, la répétabilité est globalement bonne mais une meilleure répétabilité en termes de vitesse de tête de club ne semble pas être synonyme d'un meilleur niveau de jeu.

Conformément au tableau V.1, la répartition de la cohorte en termes d'âge indique que les joueurs de meilleurs niveaux sont plus jeunes, ceux de moins bons niveaux sont plus âgés. En termes de poids et de taille, les joueurs de meilleurs niveaux sont globalement plus lourds et plus grands que les joueurs de niveau plus faible.

V.1.4 Conclusion et prise en compte pour la suite du manuscrit

La cohorte prise en compte dans cette thèse comporte à la fois des sujets amateurs, enseignants et professionnels. Certains amateurs sont d'anciens professionnels ou ont de grands volumes d'entraînement. Ainsi, catégoriser les sujets en fonction de leur handicap semble biaisé.

Dans la suite du manuscrit, la classification de la cohorte s'effectuera en fonction de la vitesse moyenne de tête de club, au driver, sur l'ensemble des swings mesurés lors des expérimentations. Ainsi la répartition des golfeurs en catégories est celle de la figure V.1c et ne dépend que de la performance du swing. De plus, le critère de comparaison des swings entre eux est la vitesse de tête de club afin d'être cohérent avec la catégorisation de la cohorte et de faciliter la comparaison avec la littérature où la vitesse de tête de club est souvent utilisée comme critère de performance.

Age (ans)	Moy.	SD	Min	Max
cat1 (n=5)	66.6	6.3	57	74
cat2 (n=5)	60.7	5.9	53	68
cat3 (n=5)	47.5	15.4	25	61
cat4 (n=3)	35.2	12.7	23	50
cat5 (n=4)	31.2	11.0	23	50
cat6 (n=5)	27.6	6.1	22	37
Poids (kg)				
cat1	76.4	6.6	69	84
cat2	77.7	5.5	72	85
cat3	80.8	12.8	60	93
cat4	76.2	9.1	67.0	90
cat5	75.8	8.8	63.0	84
cat6	88.8	12.9	76	105
Taille (m)				
cat1	1.74	0.03	1.70	1.78
cat2	1.77	0.06	1.67	1.86
cat3	1.83	0.03	1.78	1.87
cat4	1.80	0.06	1.73	1.87
cat5	1.78	0.04	1.74	1.84
cat6	1.91	0.03	1.87	1.95
Performance (m/s)				
cat1	34.6	1.1	32.9	35.8
cat2	37.6	0.6	36.9	38.4
cat3	41.2	0.4	40.8	41.6
cat4	42.8	0.3	42.4	43.3
cat5	46.9	0.9	46.0	47.9
cat6	49.1	0.9	48.1	50.2

TABLE V.1 – Caractéristiques des catégories de la cohorte

V.2 Phases du swing

Il est nécessaire d'identifier les phases du swing afin d'uniformiser la comparaison entre les swings.

V.2.1 Approche

L'identification des cycles est effectuée manuellement à partir des fichiers d'analyse du mouvement. Quatre instants sont référencés : le début du *backswing* (ou fin de l'*address*), la transition entre le *backswing* et le *downswing* (*top of backswing*), l'impact et la fin du *early-follow-through*. Ces instants sont définis de la manière suivante :

- le début du cycle correspond à la fin de la phase d'*address*, il est défini comme le dernier instant où les marqueurs du club sont immobiles,
- la transition *backswing/downswing* correspond à l'inversion de la vitesse de tête de club,
- l'impact correspond à l'instant où la tête de club revient à sa position initiale,
- la fin du cycle correspond à l'instant où le club est horizontal, après l'impact.

Avec cette méthode, les instants de début de *downswing*, d'impact et de fin de swing sont déterminés avec une précision de l'ordre d'un intervalle entre deux images successives, soit 5ms. Seul le début du swing est connu avec une précision plus faible car la vitesse initiale est très faible. La vitesse moyenne maximale à l'impact des sujets est d'environ 50 m/s, avec une fréquence d'acquisition de 200 Hz. Ainsi, la distance parcourue par le marqueur de la tête de club entre deux images proches de l'impact peut atteindre 25 cm. Il a été choisi de couper le swing avant le *finish* afin d'harmoniser les cycles. En effet, les golfeurs peuvent avoir une position finale très variable, notamment entre les différents clubs.

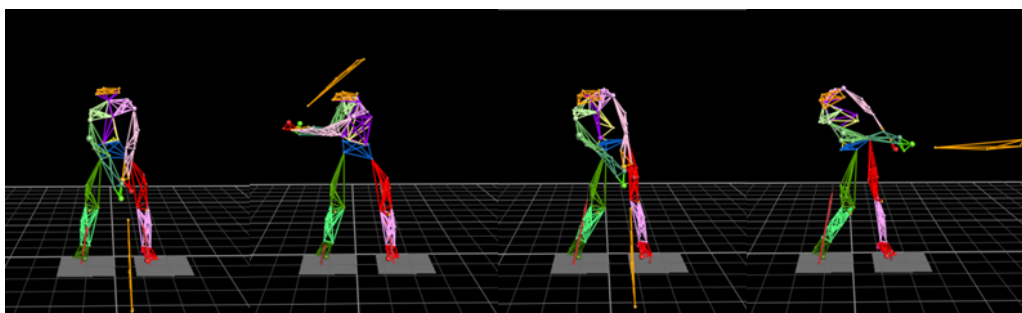


FIGURE V.7 – Découpage du cycle

V.2.2 Résultats et discussion : durée des phases

Il a été montré par Egret *et al.* [EDWC04a] que la durée du *downswing* et du *backswing* sont presque identiques entre les amateurs et les professionnels : $0.25s \pm 0.02$ et $0.25s \pm 0.02$ pour le *downswing*, pour les golfeurs expérimentés et les golfeurs loisir, respectivement. Le *backswing* dure quant à lui $0.82s \pm 0.03$ et $0.90s \pm 0.04$.

On retrouve bien cette tendance avec la cohorte de cette thèse avec une moyenne pour l'ensemble des sujets pour le *downswing* de $0.27^\circ \pm 0.04$ au fer et de $0.27^\circ \pm 0.04$ et pour le *backswing* de $0.93^\circ \pm 0.19$ au fer-6 et de $1.00^\circ \pm 0.21$ au driver (*c.f.* Tableau V.2).

Phase	Fer				Driver			
	Moy (°)	SD (°)	Min (°)	Max (°)	Moy (°)	SD (°)	Min (°)	Max (°)
Backswing	0.93	0.19	0.38	1.39	1.00	0.21	0.64	1.63
Downswing	0.27	0.04	0.18	0.37	0.27	0.04	0.20	0.38
Earl. FT	0.08	0.02	0.06	0.16	0.08	0.01	0.05	0.13
Total	1.28	0.21	0.71	1.73	1.35	0.24	0.92	2.09

TABLE V.2 – Durée des différentes phases du swing au fer et au driver
SD : déviation standard, Min : minimum, Moy : moyenne, Max : maximum

Toutefois, aucune tendance entre la durée des différentes phases et les différents critères de performance ne semble exister, pour les deux types de clubs (*c.f.* Figures de V.8a à V.9d)

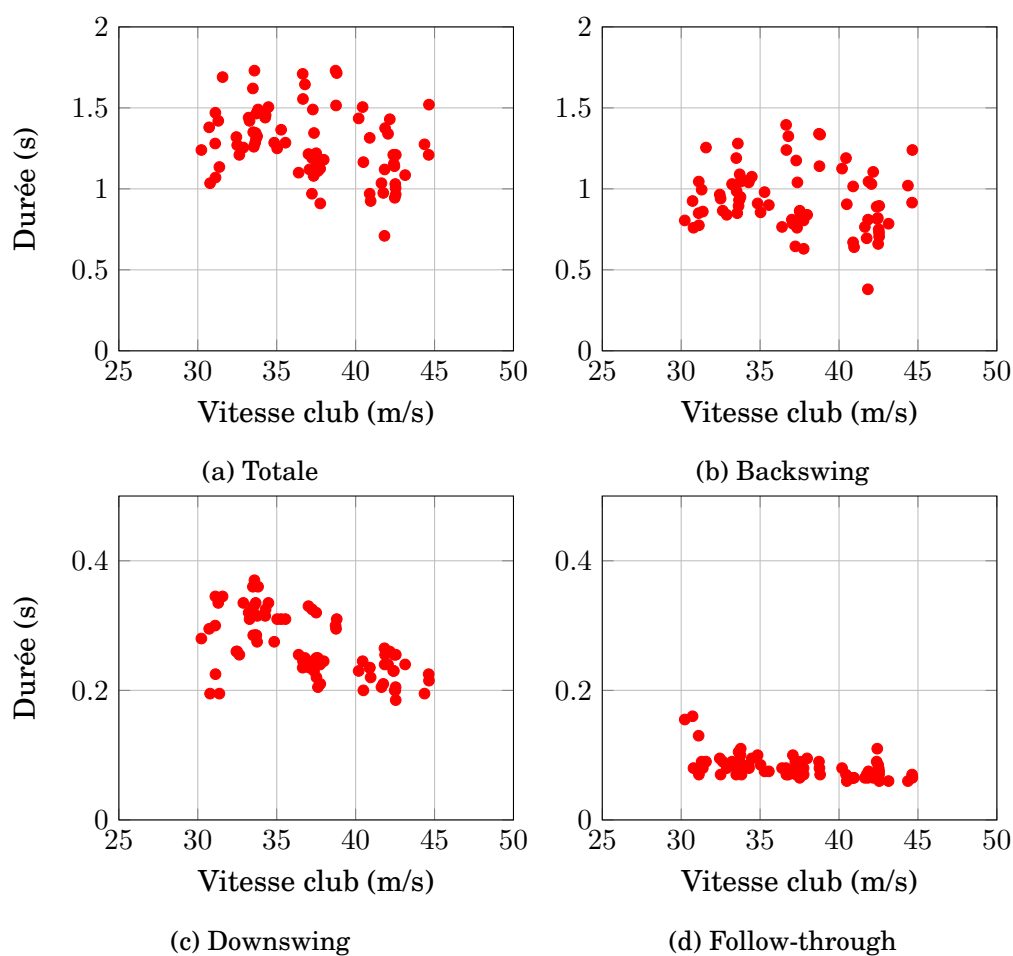


FIGURE V.8 – Durées des phases au fer, en fonction de la vitesse de tête de club.

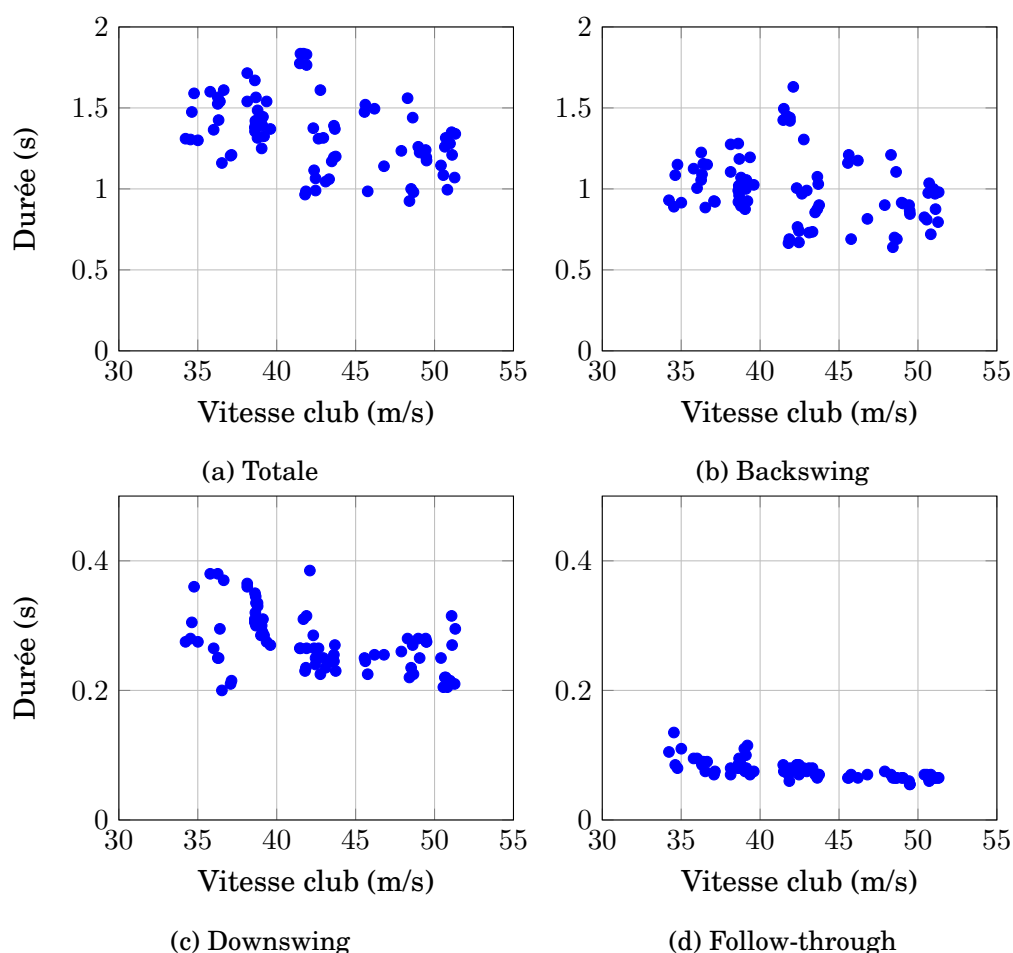


FIGURE V.9 – Durées des phases au driver, en fonction de la vitesse de tête de club.

V.2.3 Conclusion ou implication pour la suite du manuscrit

Les durées du *downswing* et du *follow-through* varient peu d'un individu à l'autre. Celle du *backswing* est variable mais la durée de cette phase d'armement ne semble pas avoir de conséquence sur la performance.

La phase du *backswing* est donc la plus variable, toutefois son lien avec la performance et les blessures ne semble pas primordiale. Les phases d'intérêt pour ces deux thématiques sont plutôt celles du *downswing* et de l'*early-follow-through*, qui sont globalement bien identifiées par cette méthode. La phase de *downswing* sera principalement étudiée dans la suite du manuscrit.

V.3 Plan de swing

Le mouvement de swing de golf est considéré comme plan lors des phases de *downswing* et d'*early follow-through* [CA07, CJOM14, MMW17, KCS⁺12]. Les définitions sont variables, toutefois conformément à l'étude de convergence détaillée dans l'annexe C, une définition basée sur une portion de la trajectoire de la tête de club a été proposée pour la cohorte étudiée.

Certains auteurs affirment que plus le mouvement est plan, plus le swing sera performant et notamment que les joueurs professionnels ont une trajectoire de tête de club plus lisse que celle des amateurs [CJOM14].

Cette section prend en compte la méthode issue de l'étude de convergence de l'annexe C qui avait pour objectif de déterminer la portion de la trajectoire à prendre en compte pour que l'écart entre le plan de swing et la trajectoire soit faible.

L'objectif de cette section est d'investiguer quels paramètres du plan de swing permettent la performance. Les paramètres pris en compte sont d'abord la qualité de description du plan, puis l'angle de ce plan dans le repère global.

V.3.1 Qualité de description du plan

L'objectif de cette section est d'investiguer si la qualité de la description d'un plan par la tête de club est liée à la performance.

V.3.1.1 Méthode

Le plan de swing a été défini comme celui minimisant l'écart quadratique entre le plan et les points de la trajectoire du marqueur de la tête de club le plus proche du manche (Club04), sur une portion définie dans l'annexe C. La qualité de la description de ce plan a été estimée par un critère d'écarts aux moindres carrés (Root Mean Squarre Error : RMSE) entre tous les points de la trajectoire sur la portion considérée et le plan calculé.

Deux cas de performance ont été pris en compte : la vitesse de tête de club (critère premier de sélection des swings) et la vitesse de balle (critère secondaire permettant de prendre en compte la qualité du contact entre le club et la balle).

V.3.1.2 Résultats

Driver Le RMSE du plan pour le driver varie de 0.2cm à 8.4cm avec une moyenne à 2.4cm et une déviation standard de 1.9cm. Conformément à la figure V.10, les swings les meilleurs en termes de vitesse de balle ont un RMSE parmi les plus faibles. Toutefois, des swings avec des RMSE semblables conduisent à une performance moindre. Cette tendance ne se retrouve pas lorsque l'on se base sur la vitesse de tête de club.

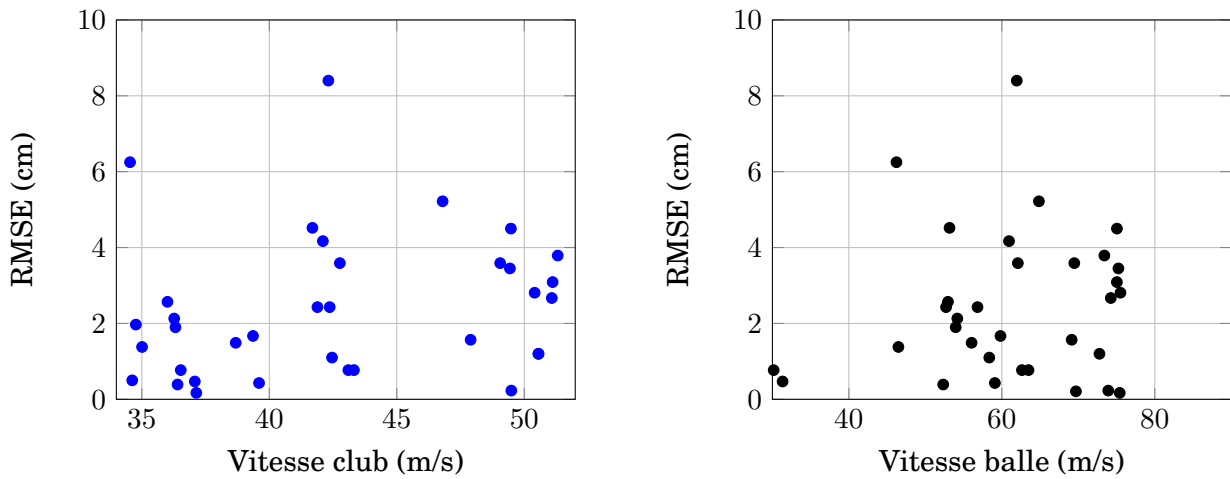


FIGURE V.10 – Evolution de RMSE du driver en fonction de la vitesse de club à gauche et de la vitesse de balle à droite

Fer Le RMSE du plan pour le fer-6 varie de 0.0cm à 3.3cm avec une moyenne à 1.6cm et une déviation standard de 1.1cm. Ainsi, la description du plan se fait de façon plus précise avec le fer-6 qu’avec le driver.

Les swings ayant une plus grande performance en termes de vitesse de balle sont ceux ayant un RMSE parmi les plus faibles. Le profil de distribution du RMSE en fonction de la vitesse de club est plus complexe : une partie croissante où la vitesse augmente au détriment du RMSE puis une partie décroissante où la vitesse ne peut augmenter qu’à condition que le RMSE diminue.

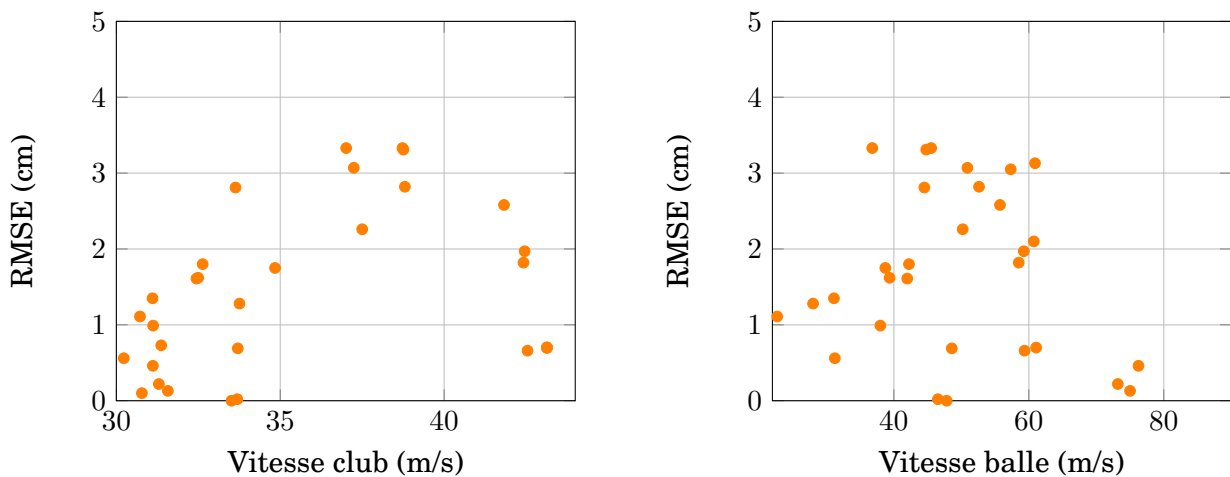


FIGURE V.11 – Evolution de RMSE du fer-6 en fonction de la vitesse de club à gauche et de la vitesse de balle à droite

V.3.1.3 Discussion et conclusion

Contrairement aux autres études sur le sujet, la tendance à devoir minimiser l’écart au plan pour obtenir une performance plus importante est moins prononcée. Toutefois, la population étudiée est plus homogène contrairement à l’étude de Choi [CJOM14] qui étudie une population

d'amateurs de niveau récréatif contre des joueurs professionnels. La présence de joueurs amateurs de haut niveau permet de retranscrire une tendance plus complexe, notamment avec le fer-6 où deux phases apparaissent : une phase où l'on peut augmenter sa performance en réduisant la qualité du mouvement, avec une valeur maximale d'environ 38m/s (vitesse de club) et une phase où l'augmentation de cette vitesse ne peut se faire qu'avec un mouvement très plan. D'ailleurs, dans ces cas, l'augmentation de la vitesse de tête de club ne conduit pas à une augmentation de la vitesse de balle, signifiant que le contact balle/club est moins précis. Ainsi, une augmentation de la vitesse de tête de club peut se faire en réduisant la qualité de la trajectoire de la tête de club, mais cela conduit à un contrôle plus difficile du club qui peut se traduire par un mauvais contact et donc une mauvaise performance.

V.3.2 Orientation du plan et distance apparente

Le mouvement de la tête de club est considéré comme étant un mouvement de rotation autour du tronc [Whi06, Che09, JM14] ou des épaules. Ainsi, globalement, sa vitesse va être dépendante à la fois de la vitesse de rotation et de la distance à l'axe de rotation. Augmenter l'angle entre le club et le sol permet d'augmenter la distance entre le golfeur et la balle. Ce qui revient à diminuer l'angle entre la normale au plan de swing et la verticale (c.f Figure V.13).

L'objectif de cette section est de déterminer si l'angle du club ou la distance apparente sont des éléments liés à la performance.

V.3.2.1 Matériel et méthode

On considère le vecteur unitaire colinéaire à la normale au plan de swing, calculé conformément à la méthode décrite dans l'annexe C, sa direction fixée pour que sa composante verticale soit positive. L'angle du plan est défini entre la verticale et la normale au swing. Il est ensuite comparé à la performance définie comme étant la vitesse de tête de club mesurée par le radar de vol.

La distance apparente est définie comme étant la distance entre le centre des épaules, souvent considéré comme un point de l'axe central de la rotation, et la tête de club, projeté sur le plan horizontal, à l'impact.

V.3.2.2 Résultats et discussion

Comme cela est visible sur le graphique V.12, les joueurs de bons niveaux (cat6), ont tous un angle de 51° à 56°, au driver. Ces valeurs sont aussi obtenues par des joueurs d'autres catégories. Toutefois, certains forment un angle plus faible. Ainsi, il semble qu'il y ait une configuration plus optimale, avec un angle légèrement plus important que 45°. Toutefois, cette configuration pourrait aussi être due à la taille des joueurs.

Conformément au graphique V.14, hormis les joueurs des deux catégories extrêmes, la longueur apparente n'influe pas sur la performance. Avec les deux catégories extrêmes, la tendance est qu'une diminution de la distance apparente permet d'augmenter la performance. En somme les joueurs de moins bon niveau essaient d'augmenter la vitesse de tête de club en augmentant la

distance entre eux et la balle mais leur niveau technique semble ne pas leur permettre d'utiliser ce potentiel.

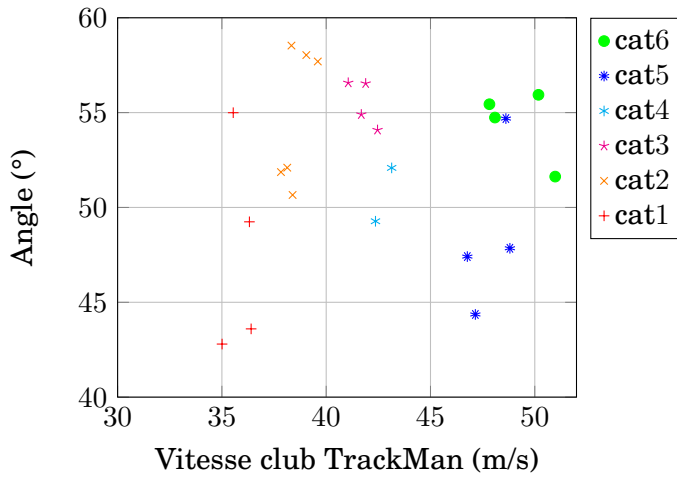


FIGURE V.12 – Comparaison de la normale au plan de swing en fonction de la performance.

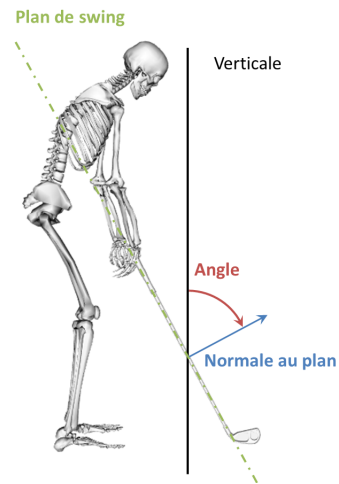


FIGURE V.13 – Illustration de la définition de l'angle entre la verticale et la normale au plan de swing

Dans leur étude de 2007, Coleman *et al.* [CA07] ont mesuré un angle 125.5° pour le driver (avec un écart type de 3°). Leur définition de l'angle du plan de swing est complémentaire à celle définie ici, ce qui revient à un angle du plan de 54.5° . Comme leur valeur est mesurée sur une cohorte de joueurs ayant un handicap de 1 à 5, leur valeur est similaire à celle mesurée dans le cas de cette étude.

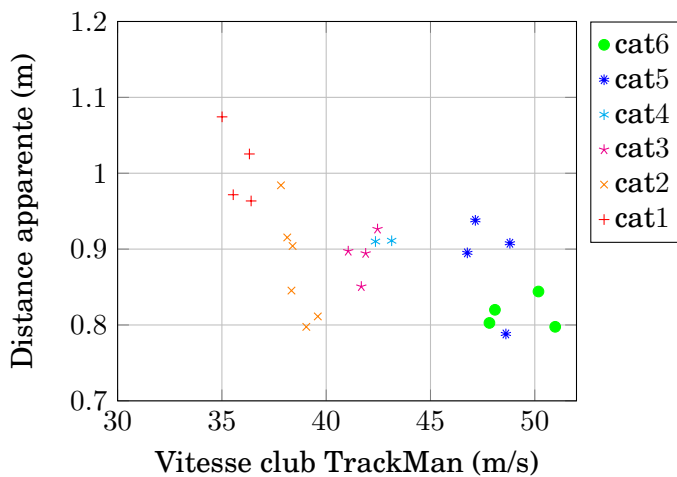


FIGURE V.14 – Comparaison de la distance apparente en fonction de la performance.

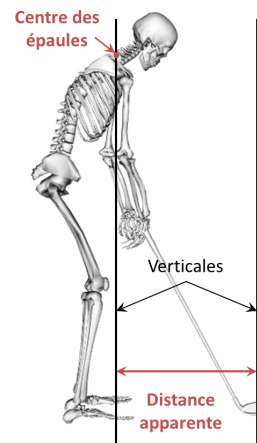


FIGURE V.15 – Illustration de la définition de la distance apparente, à l'impact

Un fait intéressant est que la taille du joueur semble aussi permettre d'améliorer la performance (c.f. Figure V.14). En effet, tous les joueurs mesurant plus d'un mètre quatre vingt dix sont dans la catégorie cat6 (meilleurs joueurs de la cohorte) et les joueurs de la catégorie de niveau le plus faible sont les plus petits de la cohorte (1m74 contre 1m87 de taille moyenne pour la catégorie cat1 et cat6, respectivement). Cette tendance pourrait s'expliquer par l'augmentation naturelle de la taille des clubs avec la taille du golfeur.

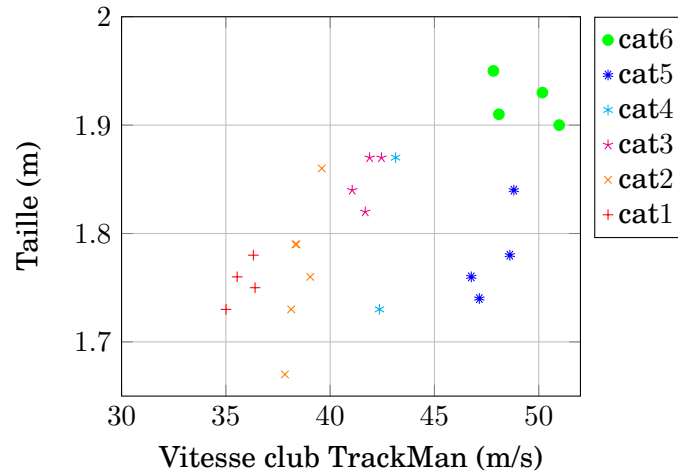


FIGURE V.16 – Comparaison de la taille du golfeur et de sa performance.

V.3.3 Conclusion

La configuration dans laquelle le golfeur se positionne lors du *downswing*, pour l'orientation du plan de swing, ou à l'impact, pour la distance apparente, semblent avoir un rôle sur la performance. Les joueurs de meilleurs niveaux semblent privilégier un rapprochement entre les épaules et la balle, ce qui devrait permettre d'améliorer le contrôle de la position du club.

V.4 Longueur de la trajectoire de la tête de club

V.4.1 Introduction

La planéité de la trajectoire de la tête de club n'est pas valable pour tous les golfeurs. Ainsi, il est difficile de baser une réflexion sur l'amplitude angulaire du swing. Une manière de caractériser la trajectoire de la tête de club, quelque soit la forme de la trajectoire est d'estimer sa longueur.

L'objectif de cette section est de déterminer si la longueur de la trajectoire du club est un élément permettant la performance, ainsi que de caractériser le lien entre planéité du swing et longueur de la trajectoire.

V.4.2 Matériel et Méthode

La longueur de la trajectoire est calculée pour chaque portion du mouvement (*backswing*, *downswing* et *early follow-through*) en sommant la longueur du segment défini par deux points successif de la trajectoire, dans la portion considérée. Le plan de swing est calculé par la méthode vue dans l'annexe C.

V.4.3 Résultats et discussion

L'ordre de grandeur de la longueur totale correspond à une rotation d'environ π rad pour le *backswing*, π rad pour le *downswing* et $\frac{\pi}{2}$ rad pour le *follow-through*. La longueur apparente entre la tête de club et son axe de rotation est de l'ordre d'un mètre et demi, soit un ordre de grandeur de 10 m pour la longueur de la trajectoire. La longueur totale mesurée ici atteignant des valeurs en moyenne de l'ordre de 11 m (*c.f.* tableau V.3), l'ordre de grandeur est respecté.

Conformément à la figure V.18, la longueur estimée du *backswing* croît avec la performance. Comme la position de départ est identique pour tous les golfeurs, cela signifie que ceux réussissant à augmenter l'amplitude de leur *backswing* ont une position de *top of backswing* avec un club en position plus reculée, comme cela est illustré sur la figure V.17. Cependant, la longueur du *downswing* n'est pas nécessairement augmentée V.19. Ainsi, il semblerait que les joueurs de meilleur niveau rapprochent leur club au *downswing*. Ceci étant en accord avec l'étude de Morrison *et al.* [MMW17] qui ont montré que les joueurs de plus haut niveau ($h=0.6\pm 2.8$) font décrire à leur tête de club une trajectoire elliptique avec une excentricité plus importante que chez les joueurs de niveau intermédiaire ($h=13.2\pm 2.8$).

La durée du *follow-through* est quasiment identique pour tous les joueurs, ce qui est sûrement dû à la méthodologie de découpage des cycles. En effet, cette portion angulaire allant de l'impact jusqu'à l'horizontal, les bras étant dans une configuration similaire d'une personne à l'autre à l'impact, les variabilités de longueur sur la portion de *follow-through* sont donc logiquement peu variables.

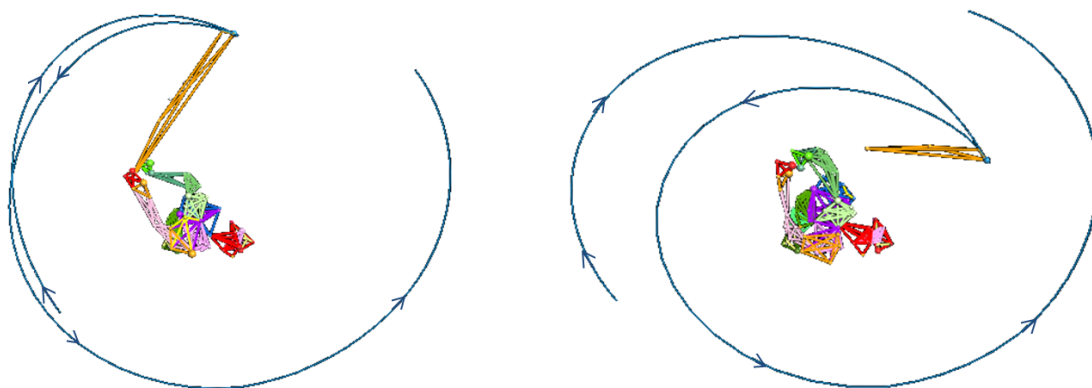


FIGURE V.17 – Vue de dessus des marqueurs mesurés. Trajectoire de la tête de club en bleu, orientée par les flèches. A gauche, le golfeur 019(PS) de la catégorie cat1, à droite le golfeur 038(SG) de la catégorie cat6.

Lors du *backswing*, les marqueurs de la tête de club sont susceptibles de ne plus être captés, notamment car le club atteint une hauteur plus importante qui peut être en dehors du volume d'acquisition de la salle ; ce qui explique le graphique V.18 compte moins de données.

Sujet	Driver			
	Moy.	SD.	Min.	Max
Backswing	5.23	1.48	0.04	6.8
Downswing	4.14	0.69	0.91	5.06
Follow-through	2.01	0.31	0.49	0.25
Total	11.17	2.66	1.45	14.01

TABLE V.3 – Longueurs des trajectoires de la tête de club en fonction de la portion considérée.

Back. : *backswing*, *down.* : *downswing*, *early FT* : *early follow-through*

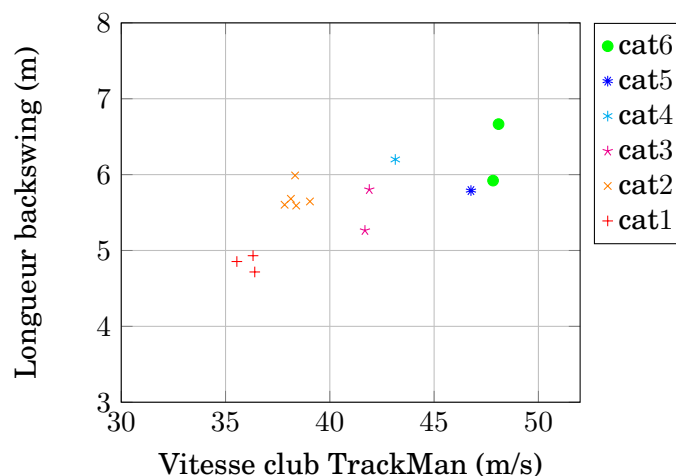


FIGURE V.18 – Comparaison de la longueur de la trajectoire de la tête de club et de la performance.

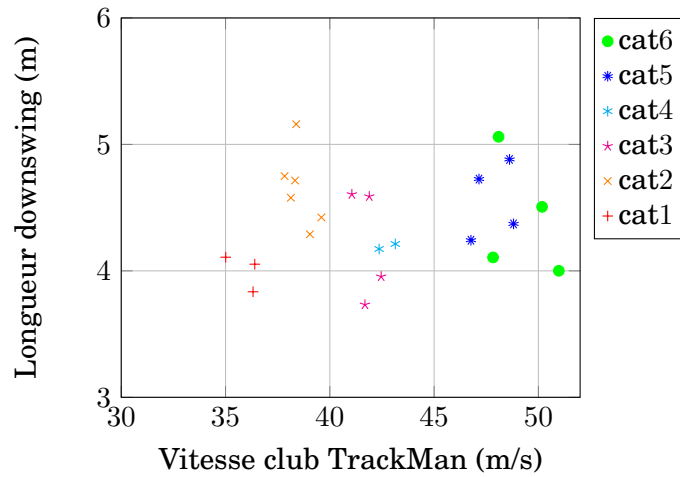


FIGURE V.19 – Comparaison de la longueur de la trajectoire de la tête de club et de la performance.

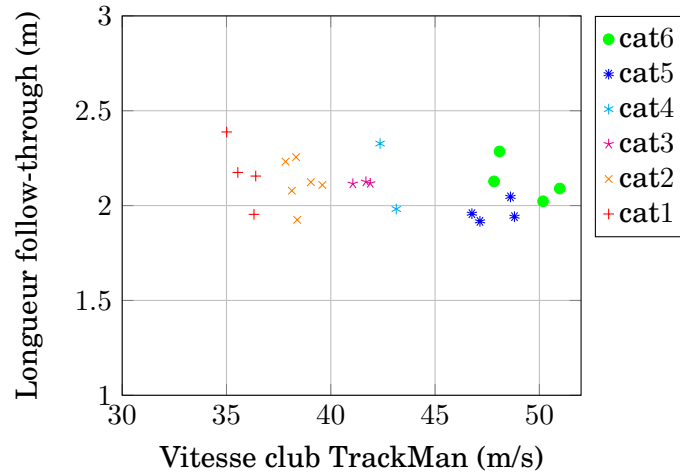


FIGURE V.20 – Comparaison de la longueur de la trajectoire de la tête de club et de la performance.

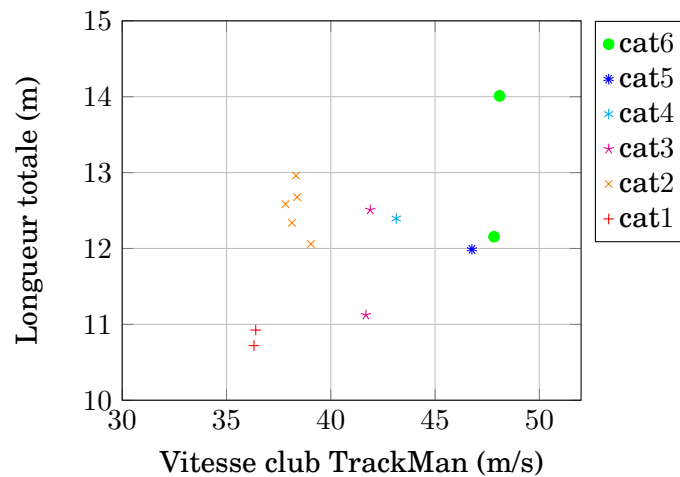


FIGURE V.21 – Comparaison de la longueur de la trajectoire de la tête de club et de la performance.

V.4.4 Conclusion

Il semblerait que les joueurs ayant un meilleur niveau ont une longueur de *backswing* plus importante que celle des joueurs de niveau plus faible. Ceci pouvant s'expliquer par une différence de taille de manche de club ainsi qu'une amplitude angulaire plus importante.

La longueur du *downswing* suit une tendance similaire mais moins prononcée. Cela pourrait s'expliquer par le fait que les joueurs de meilleur niveau ont certes une amplitude angulaire plus importante, mais ils semblent garder leur club plus proche de leur corps lors du *downswing* et ainsi ils diminuent la longueur de la trajectoire parcourue par la tête de club. Cette stratégie permettrait de diminuer significativement le moment d'inertie global.

Afin d'investiguer l'importance de cet élément pour la performance, une approche par comparaison des ellipses va être effectuée dans la section suivante.

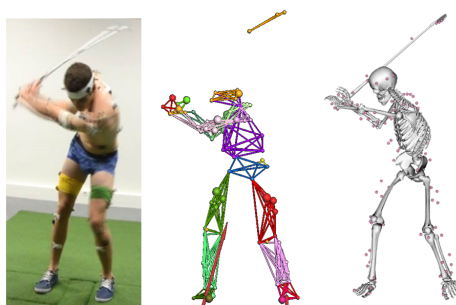
V.5 Conclusion du chapitre

Ce chapitre a permis de mettre en place une catégorisation de la cohorte du protocole de recherche qui ne prend en compte qu'un élément mesuré au laboratoire. L'influence sur la performance de trois paramètres géométriques simples a été investiguée. Il en ressort que l'optimisation de la performance se fait en augmentant la longueur la trajectoire de la tête de club au *backswing*. Elle se fait aussi en diminuant la distance entre le golfeur et la balle, à l'impact, notamment en réduisant l'angle entre le club et le plan horizontal. La trajectoire de la tête de club est plus proche de celle d'un plan avec un fer qu'avec le driver.

En somme, la configuration géométrique dans laquelle les golfeurs arrivent à se positionner influence la performance.

Chapitre VI

Cinématique du swing



Sommaire

VI.1	Population du chapitre	92
VI.2	X-factor	92
VI.2.1	Méthode	92
VI.2.2	Résultats et discussion	94
VI.2.3	Conclusion	96
VI.3	Cinématique articulaire corps complet	96
VI.3.1	Membres inférieurs	96
VI.3.2	Tronc	104
VI.3.3	Membres supérieurs	107
VI.3.4	Conclusion sur la cinématique articulaire	110
VI.4	Normes des vitesses	111
VI.5	Séquence cinématique	114
VI.5.1	Matériels et méthodes complémentaires	114
VI.5.2	Résultats	114
VI.5.3	Vitesses longitudinales de rotation	114
VI.5.4	Vitesse colinéaire au plan	116
VI.6	Centre de masse	118
VI.6.1	Position du CoM	118
VI.6.2	Vitesse du CoM	121
VI.7	Conclusion et perspectives sur la cinématique	124

VI.1 Population du chapitre

Afin de rendre l'analyse des résultats plus claire, il a été choisi de ne présenter dans la suite du manuscrit, que la partie de la base de données correspondant au meilleur swing de chaque joueur, au driver, pour la série effectuée dans leur zone de confort. Ce swing est considéré comme étant représentatif de la technique du joueur, dans des conditions de jeu favorables à un mouvement le plus naturel possible. Ainsi, les différences mesurées sont censées être des différences techniques entre les joueurs et non une différence due à une modification du swing à cause de conditions trop différentes.

Pour des raisons expérimentales et de traitement, certaines acquisitions n'ont pas pu être prises en compte dans le cadre de cette thèse. La répartition de la population pour ce chapitre et les suivants est celle de l'histogramme VI.1.

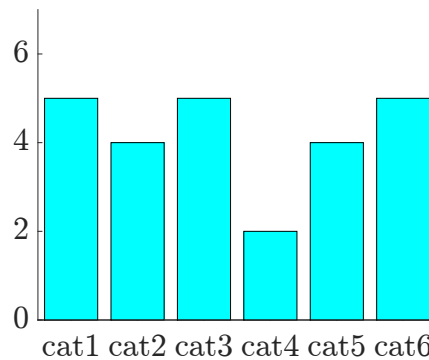


FIGURE VI.1 – Histogramme de répartition de la population pour l'étude cinématique
Les groupes sont rangés dans l'ordre croissant de performance : la plus faible performance à gauche (cat1), la plus grande performance à droite (cat6).

VI.2 X-factor

Cette section a pour objectif d'analyser la relation entre le *X-factor*, *stretch* ou non, et la performance. La revue de la littérature a fait apparaître des résultats parfois contradictoires mais les méthodologies étaient souvent différentes. Aussi, ici, il a été choisi d'évaluer le *X-factor* pris à la fois comme dissociation épaules/bassin (définition de McLean et utilisé par exemple par Joyce *et al.* [Joy16]) et comme la dissociation thorax/bassin (utilisé par exemple par Dale *et al.* [DB16]). De plus, pour chacune de ces définitions, sont calculés, les *X-factor* dans le plan horizontal, comme cela est généralement fait dans la littérature, et dans le plan fonctionnel de swing (Kwon *et al.* [KHC⁺13]).

VI.2.1 Méthode

Comme cela vient d'être mentionné, deux types de facteurs de dissociations ont été considérés : celui basé sur la dissociation entre le thorax et le bassin, et celui basé sur la dissociation entre la ligne des épaules et le bassin. Les vecteurs considérés pour le bassin, le thorax et les épaules sont ceux médio-latéraux pointant vers la droite. Pour le bassin ce vecteur est défini par les milieux

des épines iliaques antérieures et postérieures de chaque côté. Pour les épaules, ce vecteur est défini par les deux acromions et pour le thorax, ce vecteur est défini comme la normale au plan défini par la huitième vertèbre thoracique, le manubrium et la septième vertèbre cervicale.

Le *X-factor* a été défini par la valeur de dissociation au *top of backswing* et le *X-factor stretch* par la valeur maximum de ce facteur de dissociation. Enfin, deux plans ont été pris en compte pour l'expression de l'angle : le plan horizontal et le plan de swing.

Dans cette section, les résultats sont présentés de deux manières : soit par groupe, et à des instants clefs, pour montrer les éventuelles tendances en fonction du niveau de jeu, soit en temporel pour quatre golfeurs. L'analyse par évolution temporelle permet de prendre le compte la continuité des paramètres étudiés mais aussi de s'affranchir des éventuels lissages et compensation et de façon globale (moyenne et écart type) pour les autres golfeurs, groupés par catégories. Les caractéristiques des quatre joueurs sont détaillées dans les tableaux B.3 et B.4, ils ont notamment les caractéristiques suivantes, rangés par performance croissante :

- 22(GB) : joueur sénior (70 ans), pratique loisir, catégorie cat1,
- 36(XP) : joueur jeune (31 ans), professionnel, catégorie cat5,
- 28(AM) : joueur jeune (30 ans), professionnel, catégorie cat6,
- 23(OR) : joueur jeune (26 ans), professionnel, catégorie cat6.

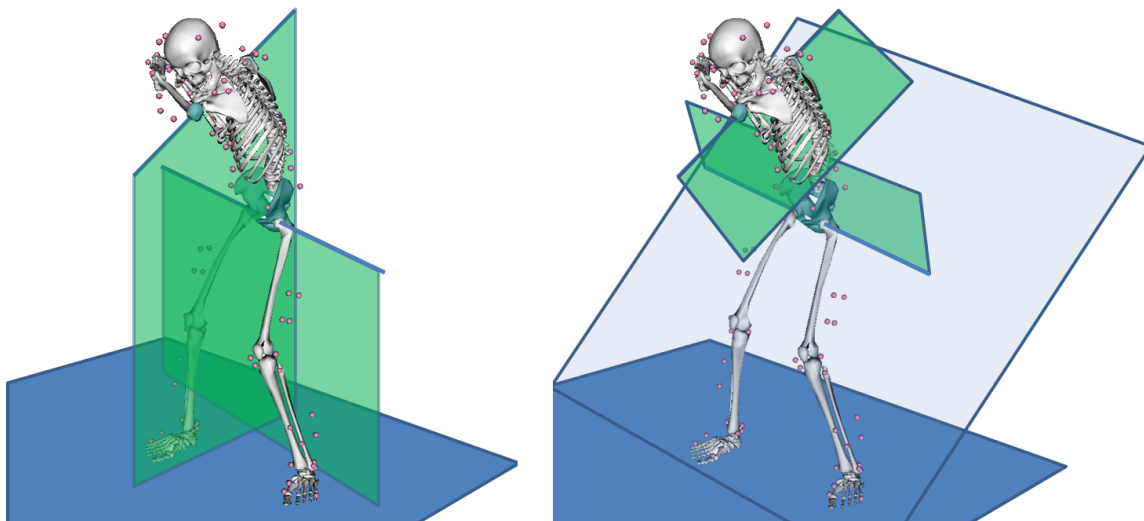


FIGURE VI.2 – Illustration des plans de projections du X-factor, dans le plan horizontal à gauche et dans le plan de swing, à droite.

VI.2.2 Résultats et discussion

VI.2.2.1 Plan horizontal

Le *X-factor*, le *X-factor stretch* ainsi que l'évolution temporelle temporelle du *X-factor*, défini dans le plan horizontal, sont visibles dans l'ensemble de graphiques de la figure VI.3. Comme attendu, le *X-factor* défini par les épaules est plus important que celui défini par le thorax avec une augmentation d'environ 50 à 100% (pour les catégories de cat5 à cat6 et les catégories de cat1 à cat3, respectivement).

En termes d'ordre de grandeurs, les valeurs calculées sont bien dans les corridors indiqués par Joyce *et al.*, Smith *et al.*, Kwon *et al.*, et Ferdinands *et al.* [Joy16, SRW⁺16, KHC⁺13, FKM13] pour la dissociation épaules/bassin. Celles de dissociation thorax/bassin sont proches de celles mesurées par Henry *et al.*, Brown *et al.*, et Healy *et al.* [HBML15, BSW13, HMD⁺11].

Les dissociations thorax/bassin sont quasiment constantes par ensemble de 3 catégories (de cat1 à cat3 et de cat4 à cat6). Il semble exister une valeur limite au delà de laquelle la performance augmente d'un seul coup.

La dissociation épaules/bassin semble aussi décrire deux plateaux mais avec une légère augmentation linéaire. La valeur de transition est plus tardive que pour le premier type de *X-factor*. Ainsi, l'amélioration de la performance semble se faire avec l'amélioration de l'amplitude globale des épaules vis-à-vis du bassin, celle-ci se faisant d'abord avec une meilleure gestion en rotation du thorax par rapport au bassin puis, dans un second temps, des épaules par rapport au bassin.

Dans les données présentées ici, le *X-factor* et le *X-factor stretch* sont très proches et il ne semble pas y avoir de différence notable sur l'interprétation de l'un ou l'autre des paramètres vis-à-vis de la performance, ceci pouvant aussi s'expliquer par la définition prise ici pour identifier le *top of backswing*. En effet il a été identifié lorsque le club avait déjà changé de direction, et non lorsque sa vitesse était nulle. Ce faible écart de définition pouvant gommer le faible écart temporel existant entre le *X-factor* et le *X-factor stretch*.

L'évolution temporelle du *X-factor* du joueur amateur est beaucoup plus faible que celle des joueurs professionnels, tant sur la dissociation thorax/bassin que épaules/bassin. Le joueur 36(XP) a un *X-factor* beaucoup plus important que celui des autres. Paradoxalement, ce n'est pas lui qui a la meilleure performance. En effet, des trois joueurs professionnels présentés sur le graphique, le joueur 36(XP) arrive à avoir une dissociation thorax/bassin et une dissociation épaules/bassin beaucoup plus importante que les deux autres (thorax : 44.7° contre 32.0° et 33.7°, épaules : 82.7° contre 53.6° et 53.8°, pour 036(XP), 023(OR) et 028(AM) respectivement), pour une performance plus faible, ce qui est en contradiction avec les résultats de Cheetham *et al.* [PPRB01]

Juste avant l'impact, les joueurs professionnels arrivent à effectuer un petit pic de dissociation. Le joueur 28(AM) semble réussir à mobiliser son bassin vers la cible pour augmenter sa dissociation globale alors que le joueur 23(OR) effectue ce surplus de dissociation avec les épaules.

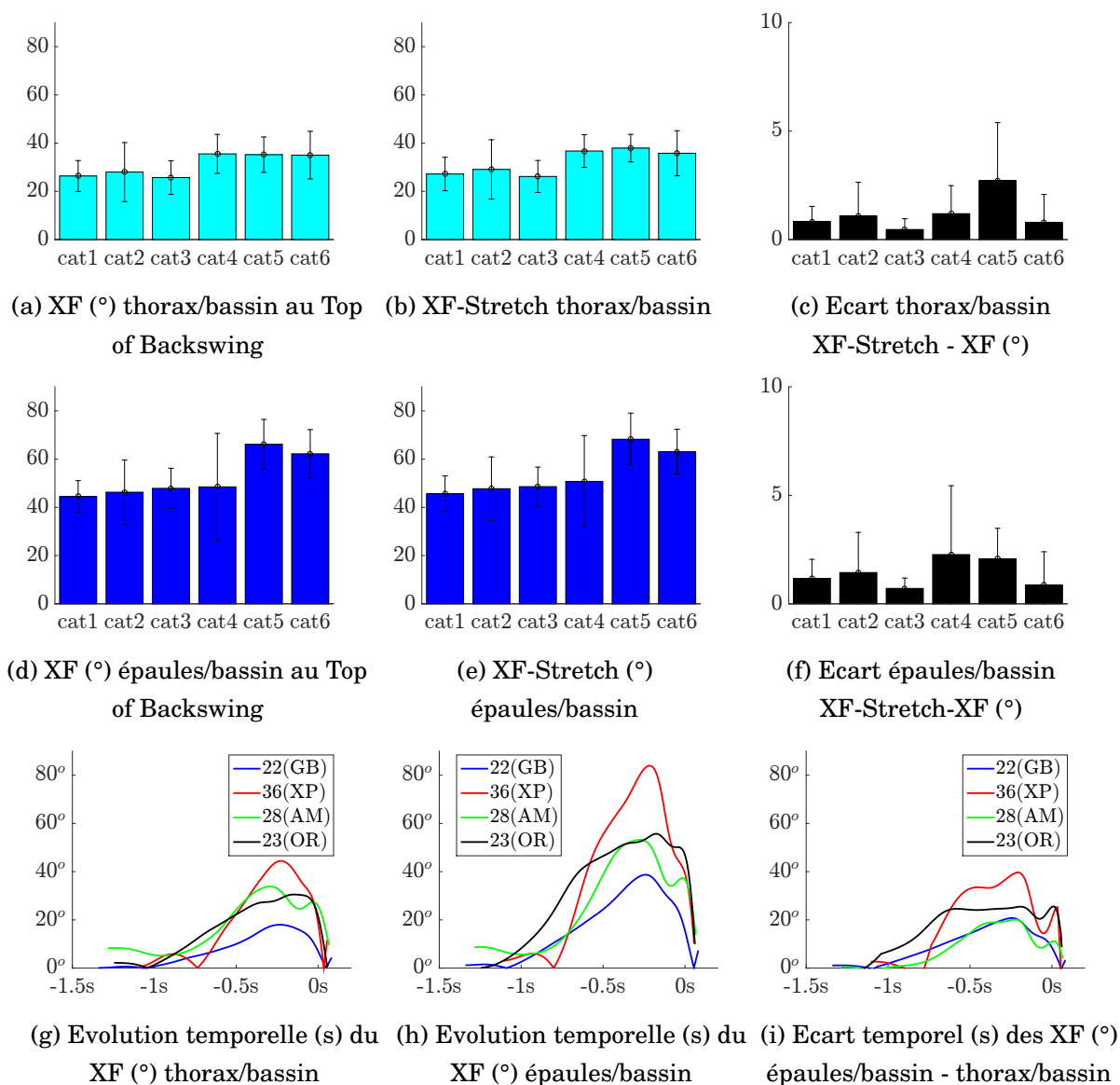


FIGURE VI.3 – X-factors, X-factors stretch, écarts et évolutions temporelles, définition dans le plan de swing, origine temporelle prise comme étant l’impact. Barres : moyenne, traits : écart-type. Définitions dans le plan horizontal.

VI.2.2.2 Plan de swing

Calculé dans le plan de swing, l’ensemble des résultats étaient similaires à ceux présentés dans le plan horizontal. Les résultats sont visibles dans l’ensemble de graphiques de la figure D.1 de l’annexe D.1. Peu de différences sont visibles dans l’interprétation et dans la quantification des résultats entre les deux plans de projection. Ainsi, malgré le fait que le plan soit quasiment incliné à 45° et que la composante utile de l’angle soit celle comprise dans le plan, une analyse dans le plan horizontal, comme réalisée dans la littérature, semble tout aussi juste que celle dans le plan de swing.

VI.2.3 Conclusion

D'un point de vue méthodologique, calculer le *X-factor* dans le plan horizontal ou dans le plan de swing ne semble pas avoir de conséquence sur l'interprétation des résultats. Par contre, il existe une différence très importante entre la définition basée sur les épaules et celle basée sur le thorax.

L'amélioration de la performance semble se faire par l'amélioration de la dissociation entre le thorax et le bassin dans un premier temps puis par la dissociation entre les épaules et le thorax. Finalement, le *X-factor* semble bien être un facteur de performance même si son amélioration n'est pas linéaire avec la performance et que des exceptions stratégiques semblent exister.

VI.3 Cinématique articulaire corps complet

La cinématique articulaire est issue du traitement par le modèle par optimisation multi-corps, corps complet (*c.f.* section IV.1). Pour chaque degré de liberté considéré, cinq instants différents ont été pris en compte : l'*address*, le *top of backswing*, le *mid-downswing* (défini à la moitié temporelle du *downswing*), l'*impact* et le *mid-follow-through* et sont représentés sous forme d'histogrammes pour chacune des six catégories. Pour chaque degré de liberté, l'évolution temporelle de celui-ci a également été reportée pour les quatre joueurs sélectionnés pour le chapitre de cinématique.

VI.3.1 Membres inférieurs

VI.3.1.1 Hanches

La cinématique articulaire de la hanche droite (côté non-dominant) est décrite dans les trois ensembles de figures VI.4, D.2, VI.5 pour l'ensemble de la cohorte et sur les figures VI.6a, VI.6b, VI.6c, pour les évolutions temporelles des quatre joueurs considérés, pour la flexion/extension, l'abduction/adduction et la rotation interne/externe, respectivement. La cinématique articulaire de la hanche gauche (côté dominant) est décrite de la même manière de la figure VI.7 à la figure VI.8c.

Hanche droite A l'*address*, la flexion de hanche, côté non-dominant, est quasiment identique chez tous les joueurs. Les différences notables apparaissent après le milieu du *downswing* où les joueurs de haut niveau commencent une extension de hanche plus tôt que les joueurs de niveau plus faible. Ainsi, à l'*impact*, les joueurs de haut niveau ont une flexion quasiment nulle et en extension au *mid-follow-through* alors que les joueurs de niveau plus faible ont une flexion quasiment nulle qu'à ce moment là. Ainsi, les joueurs de plus haut niveau semblent arriver à débloquer leur hanche plus tôt dans le mouvement pour déplacer leur bassin plus tôt. Ceci se retrouve dans l'évolution temporelle (*c.f.* Figure VI.4) où les profils sont semblables mais déphasés dans le temps, sauf pour le joueur 28(AM) qui re-fléchit légèrement sa hanche au *downswing* avant d'effectuer une extension de hanche droite.

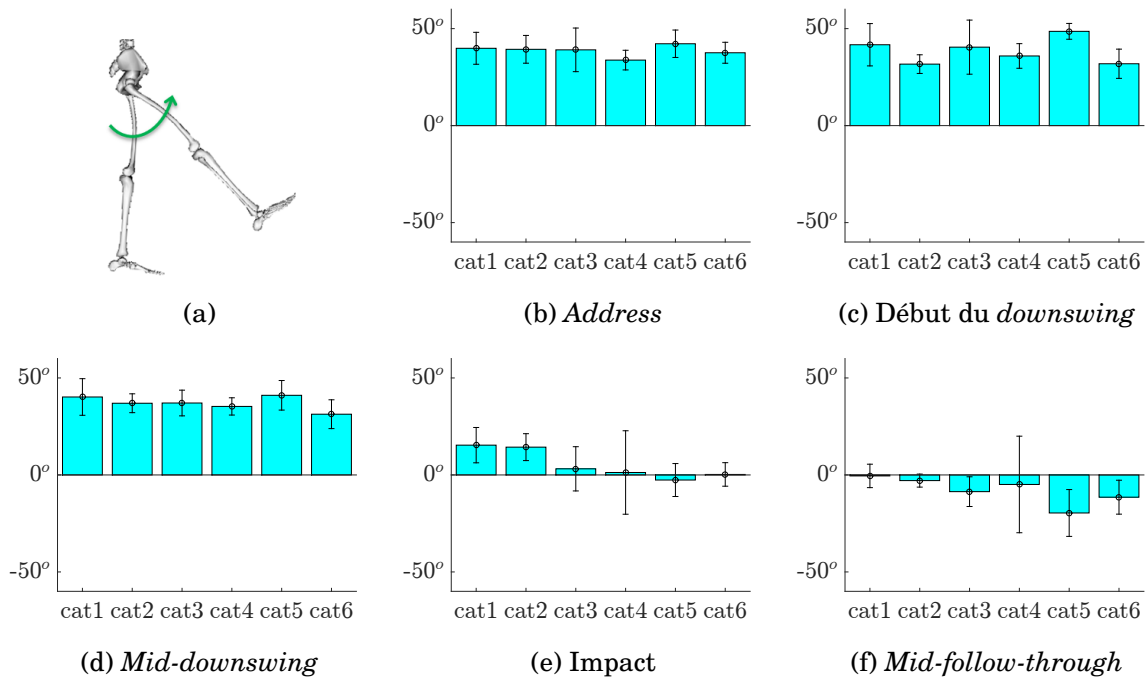


FIGURE VI.4 – Moyennes et écarts-types de la flexion de hanche droite, l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'*impact* (e) et au *mid-follow-through* (f)

Barres : moyenne, traits : écart-type.

L'abduction/adduction de hanche droite ne présente pas de variation notable en fonction de la performance. Les répartitions et les évolutions temporelles sont visibles dans l'annexe D, figure D.2.

La position initiation (*address*), vis-à-vis de la rotation interne/externe, est quasiment neutre chez les joueurs de haut niveau alors que les joueurs des catégories cat1, cat2 et cat3 sont en légère rotation externe. De cette manière, les joueurs les plus expérimentés ont une rotation interne plus importante au *downswing*. A l'impact, les profils de rotation interne/externe sont similaires à ceux de l'*address*. De manière générale, les joueurs de bons niveaux semblent plus enclin à effectuer une rotation interne importante lors du *backswing* alors que les joueurs de niveau plus faible ont tendance à diminuer cette amplitude en décalant le pied dès le début.

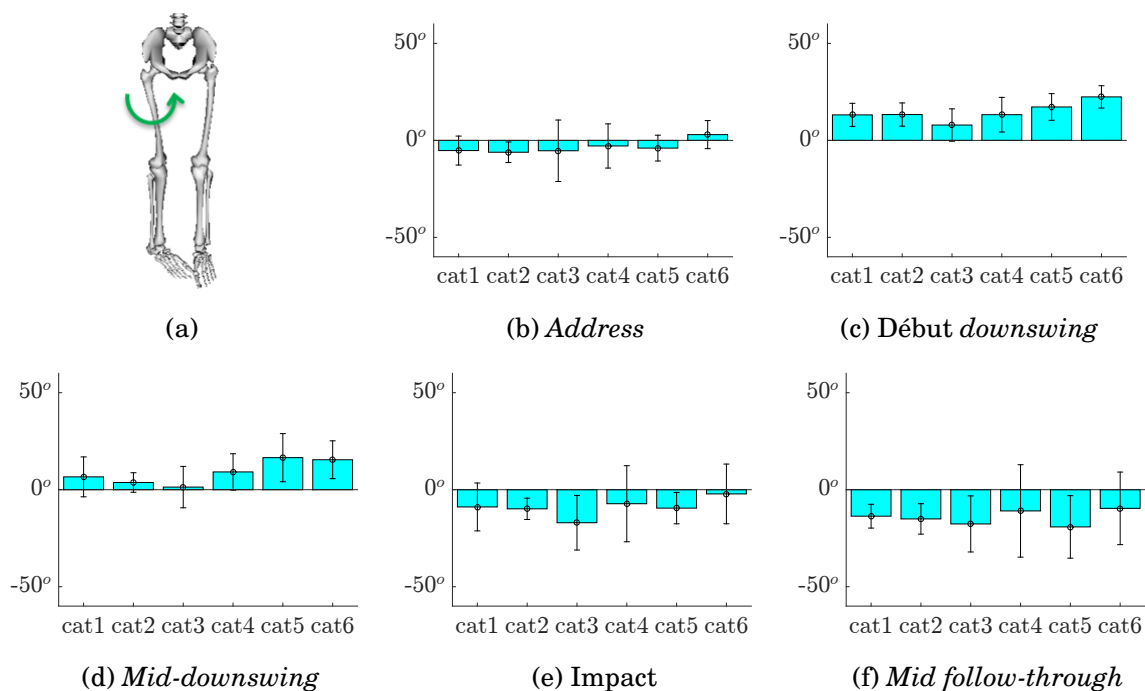


FIGURE VI.5 – Moyennes et écarts-types de la rotation de hanche droite, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'impact (e) et au *mid-follow-through*.

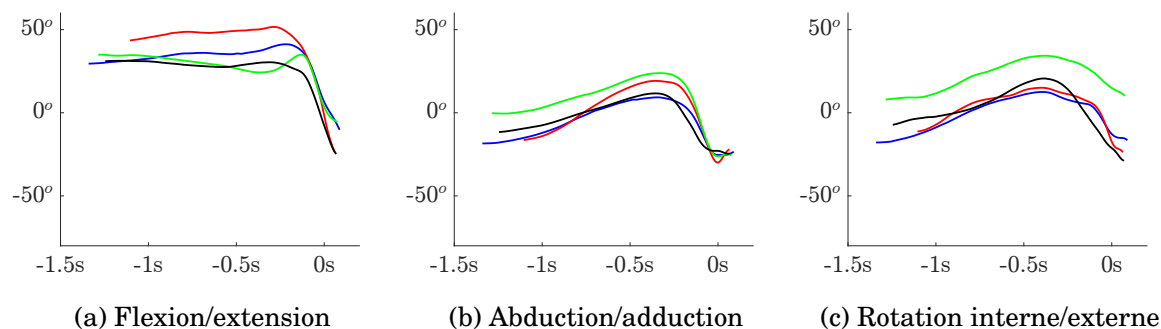


FIGURE VI.6 – Evolutions temporelles (s) des degrés de liberté de la hanche droite, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)

Les évolutions temporelles des rotations de hanche, visibles sur la figure VI.6, présentent des profils d'évolution similaires à ceux de Kim *et al.* [KYKY15]. Ils se sont intéressés à une cohorte de joueurs uniquement professionnels et leurs profils cinématiques sont proches de celui du golfeur 028(AM) de notre cohorte.

Hanche gauche La flexion de hanche gauche (côté dominant) est décrite dans l'ensemble de graphiques de la figure VI.7 et l'évolution temporelle pour les quatre joueurs concernés est visible dans la figure VI.7.

Toute comme pour le côté droit, la flexion de hanche gauche, à l'*address*, est quasiment identique pour tous les joueurs, indépendamment de leur niveau. La seule différence notable entre les joueurs des différentes catégories est un léger retard temporel des joueurs amateurs sur les joueurs professionnels ayant pour conséquence d'avoir une flexion plus importante à l'impact. Au *follow-through*, les joueurs de haut niveau sont ainsi en extension de hanche, contrairement aux joueurs de niveau plus faible qui restent encore fléchis.

L'évolution temporelle des quatre joueurs montre que le joueur amateur est toujours plus fléchi que les trois joueurs professionnels. De plus, les joueurs professionnels arrivent à effectuer une extension progressive de leur hanche pendant le *backswing*. Ils ont ainsi un pic de flexion pendant le *downswing* qui décroît juste avant l'impact.

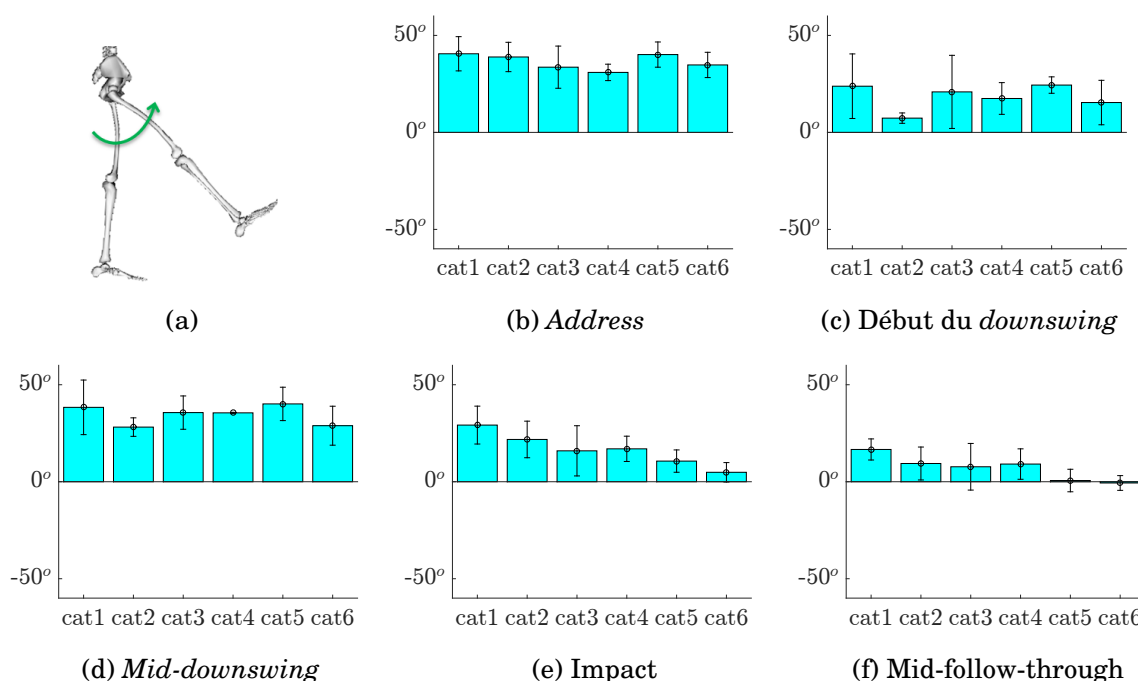


FIGURE VI.7 – Moyennes et écarts-types de la flexion de hanche gauche, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'impact (e) et au *mid-follow-through*.

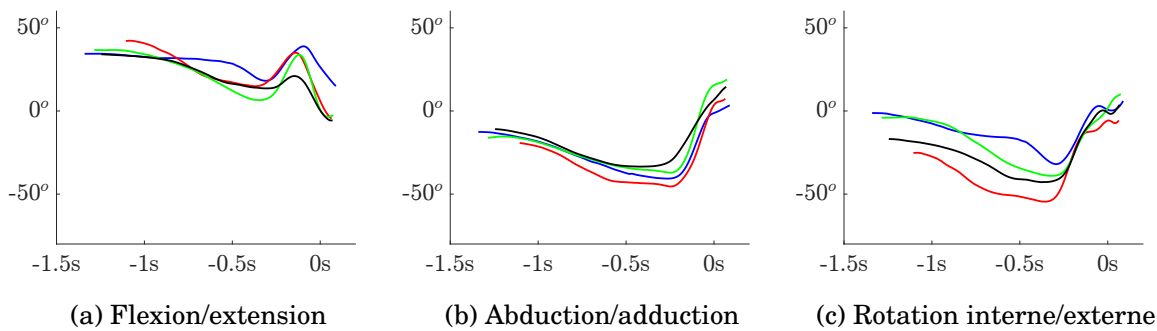


FIGURE VI.8 – Evolutions temporelles (s) des degrés de liberté de la hanche gauche, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)

Concernant l'abduction/adduction, ainsi que la rotation interne/externe de la hanche du côté dominant, aucune différence notable n'a pu être relevée d'une catégorie de joueurs à l'autre (voir annexe D, figures D.3 et D.4).

La rotation interne/externe de la hanche du côté dominant ne présente pas de différence notable d'une catégorie de joueurs à l'autre. Toutefois, la rotation interne/externe des joueurs présentés dans le graphique VI.8, montre une augmentation de la rotation chez le joueur 32(XP) qui pourrait être due à un mécanisme de compensation aux niveaux des hanches, de mobilités insuffisantes au niveau lombaire. En effet ce golfeur souffre d'une protrusion discale au niveau de L4 qui pourrait justifier une adaptation de sa technique pour solliciter le moins possible ses lombaires. *A contrario*, le golfeur 022(GB) a une rotation plus faible, qui pourrait être due à une limitation de mobilité de hanche.

VI.3.1.2 Genoux

Au niveau du genou droit (non-dominant), aucune différence notable n'a été relevée entre les catégories. En revanche, une différence notable est visible sur la flexion du genou gauche (dominant) à l'impact, avec une flexion beaucoup plus faible chez les meilleurs joueurs. Ainsi les joueurs de plus faible niveau ne se rapprochent de l'extension de genou qu'après l'impact. Les valeurs mesurées aux genoux sont globalement dans les corridors indiqués par Murakami *et al.* [MHO⁺16], même si une légère augmentation de l'amplitude articulaire a été mesurée avec notre protocole, comparé au leur. Les golfeurs de la cohorte qui ont des valeurs de flexion les plus proches de celles de l'étude de Murakami *et al.* sont ceux de la catégorie cat2, ce qui est cohérent avec le fait qu'ils aient étudié des joueurs amateurs. L'asymétrie avec une flexion plus grande du genou dominant est retrouvé. Par définition, les rotations internes/externes du genou sont supposées nulles avec le modèle utilisé ici. Or, Murakami *et al.* ont montré qu'elles étaient de -16° à la fin du *follow-through* pour le côté non-dominant jusqu'à 9.8° au *top of backswing*, côté non-dominant ; ces rotations risquent d'être transférées soit à la hanche soit à la cheville.

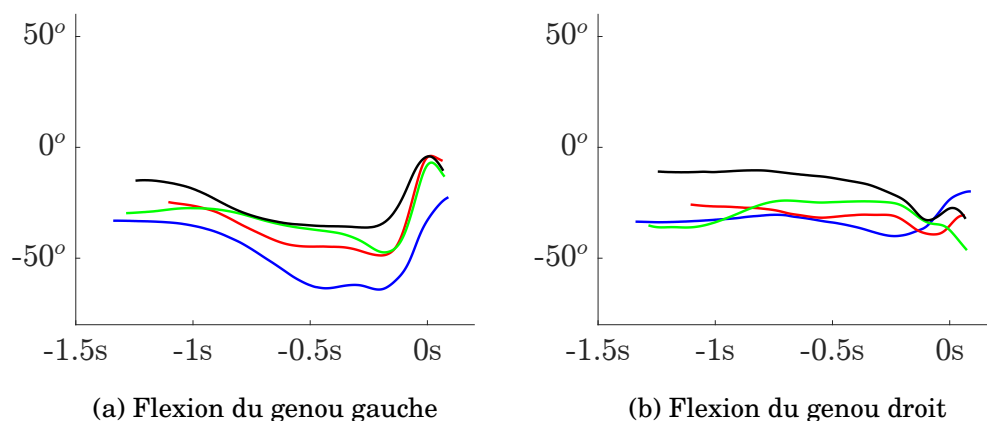


FIGURE VI.9 – Evolutions temporelles des degrés de liberté des genoux, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)

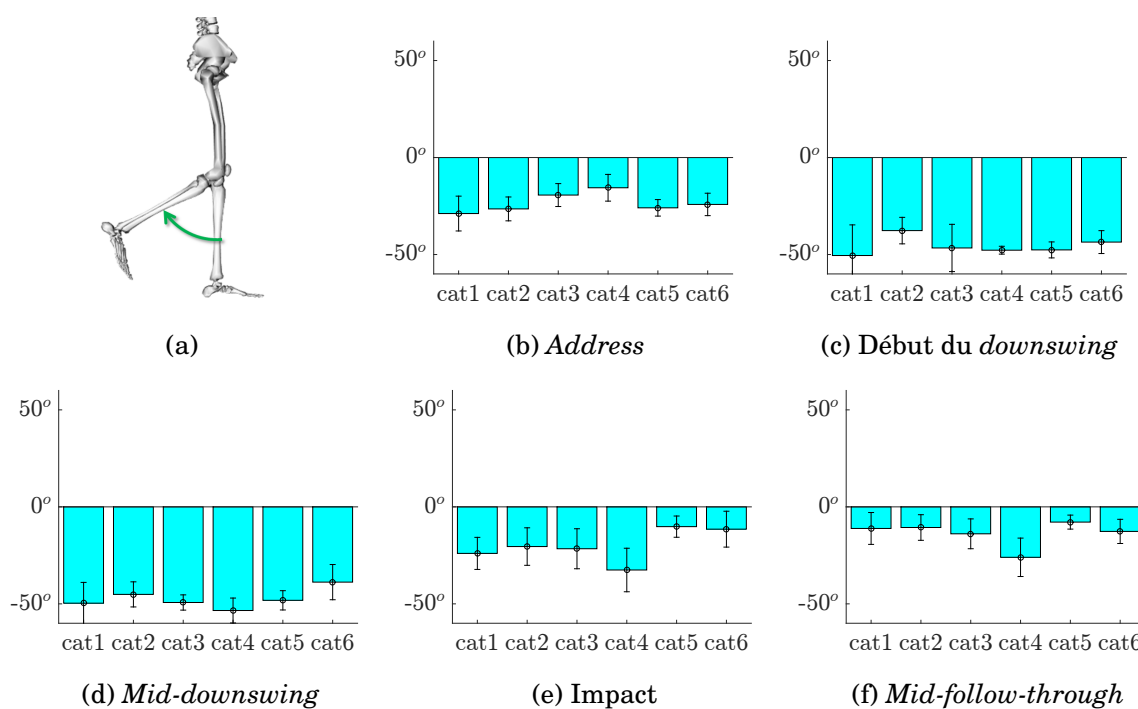


FIGURE VI.10 – Moyennes et écarts-types de la flexion du genou gauche, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'*impact* (e) et au *mid-follow-through*.

VI.3.1.3 Les chevilles

Deux degrés de liberté ont été considérés à la cheville : la flexion/extension et la rotation interne/externe. Ce dernier degré de liberté est très peu physiologique mais la rigidité de la chaussure rend l'analyse de la cheville plus délicate. Ainsi, le choix de modélisation est avant tout de bien décrire la flexion de cheville tout en évitant que sa mesure soit influencée par un mauvais suivi des marqueurs du pied qui aurait pu être dû au manque de degrés de liberté définis à la cheville.

Cheville droite La seule modification notable de flexion de cheville droite entre les joueurs est une extension de cheville qui démarre plus tôt chez les joueurs de haut niveau, un peu avant l'impact.

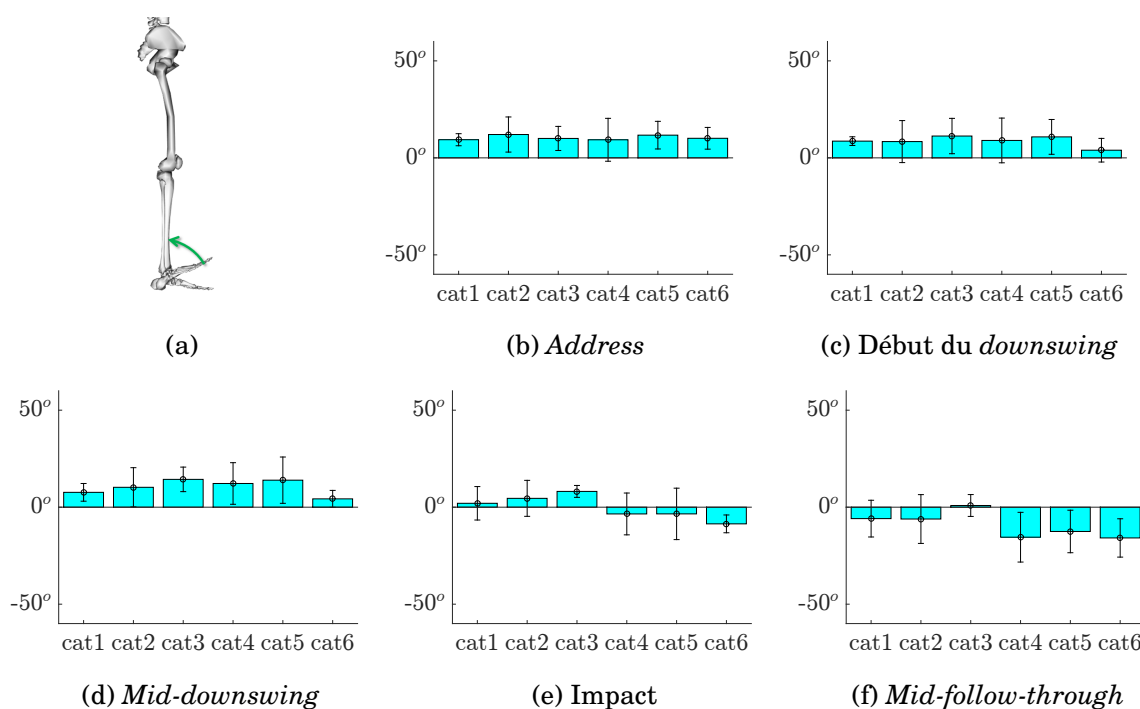


FIGURE VI.11 – Moyennes et écarts-types de la flexion de la cheville droite, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through (f).

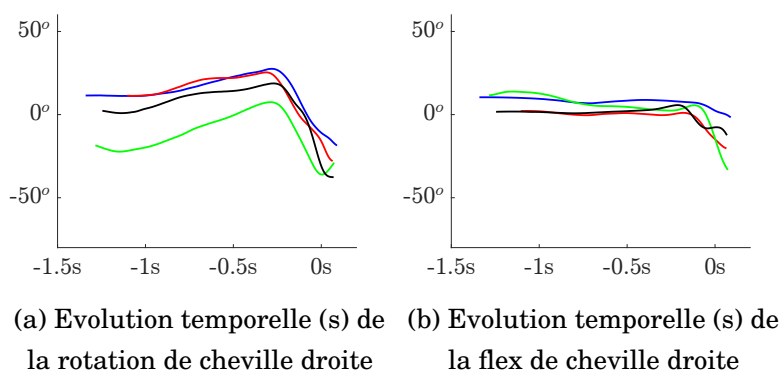


FIGURE VI.12 – Evolutions temporelles des degrés de liberté des chevilles, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)

Le second degré de liberté de la cheville ne présente pas de différence notable en fonction des joueurs (c.f. Annexe , figure D.6).

Cheville gauche Au niveau de la cheville gauche, aucune différence notable n'a été relevée en fonction des joueurs. aussi bien en flexion/extension qu'en rotation interne/externe.

VI.3.1.4 Amplitudes articulaires

Les amplitudes articulaires des membres supérieurs semblent augmenter avec la performance jusqu'à une valeur limite atteinte par la catégorie cat4. Les joueurs au delà de ce niveau semblent arriver à une performance plus importante en nécessitant une amplitude articulaire plus faible.

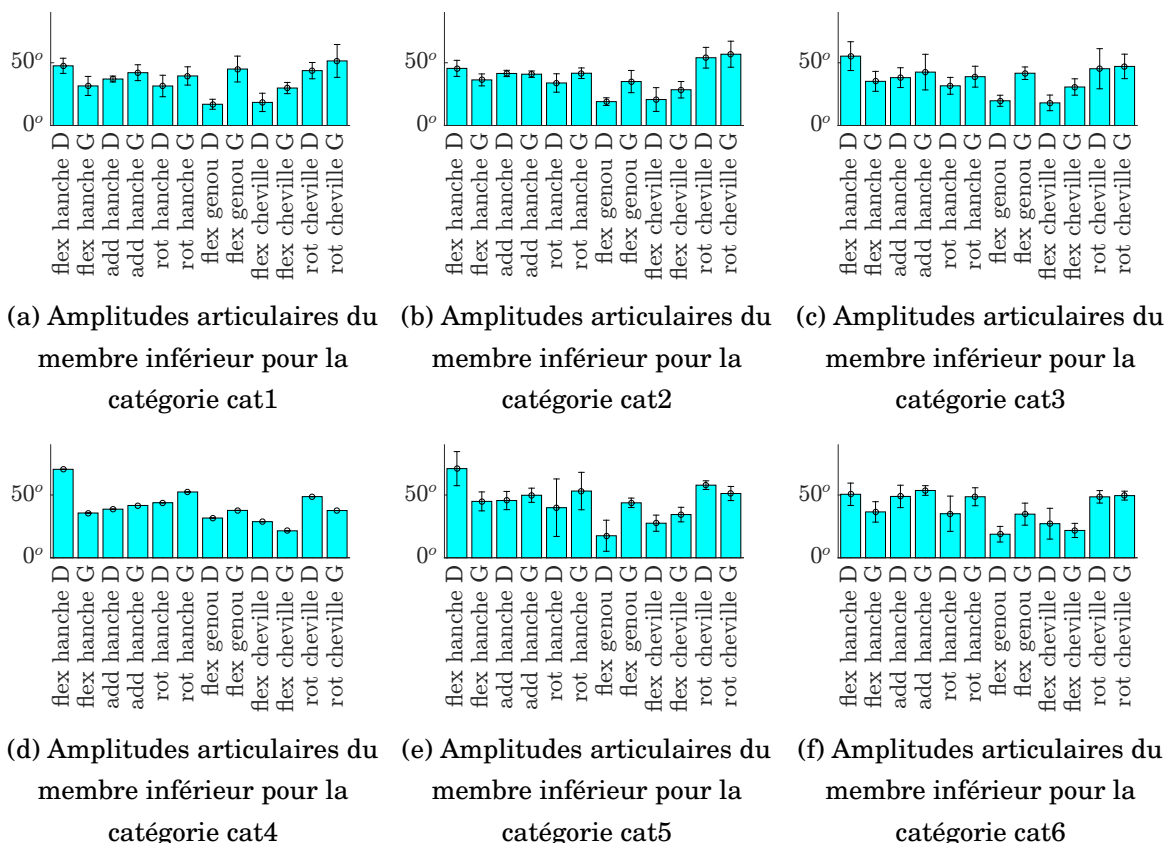


FIGURE VI.13 – Amplitudes articulaires du membre inférieur en fonction des catégories.

Barres : moyenne, traits : écart-type.

L'étude récente de Kim *et al.* [KS17] a mesuré une amplitude de flexion au genou pour les joueurs professionnels de $26.44 \pm 8.98^\circ$ côté dominant et de $21.11 \pm 8.38^\circ$ côté non-dominant ; et de $31.14 \pm 10.38^\circ$ côté dominant et de $18.60 \pm 6.43^\circ$ non-dominant, pour les amateurs, au *downswing*. Nos données sont logiquement supérieures aux leurs car ils n'ont pris en compte l'amplitude que sur le *downswing*, et comme cela a été montré sur la figure VI.10 les *extrema* de flexion de genou sont au début de *downswing* et au *mid-follow-through*. Toutefois, on a bien retrouvé que les joueurs professionnels ont une flexion de genou plus faible que celle des amateurs.

VI.3.1.5 Conclusion sur les membres inférieurs

Les joueurs d'un niveau plus important ont tendance à amorcer leur mouvement plus tôt que les joueurs d'un niveau plus faible, notamment concernant l'extension de hanche et de cheville. Leur rotation interne/externe de hanche est aussi modifiée, leur technique nécessitant plus d'amplitude articulaire de rotation de hanche, ce qui pourrait justifier l'apparition de douleur due à une amplitude de hanche plus faible [MBTLM09, LP13]. Ces combinaisons de modifications

articulaires devraient leur permettre de tourner leur bassin plus tôt.

VI.3.2 Tronc

La cinématique articulaire du tronc est décrite de la même manière que celle du membre inférieur, les résultats sont visibles sur les figures de VI.15 à VI.17.

L'évolution temporelle des degrés de liberté du tronc des golfeurs présentés sur la figure VI.14 montre la tendance que seuls les joueurs d'un meilleur niveau arrivent à s'étendre au moment de l'impact et du *follow-through*. Toutefois, cette tendance ne se retrouve pas dans l'analyse par groupe de la figure VI.15.

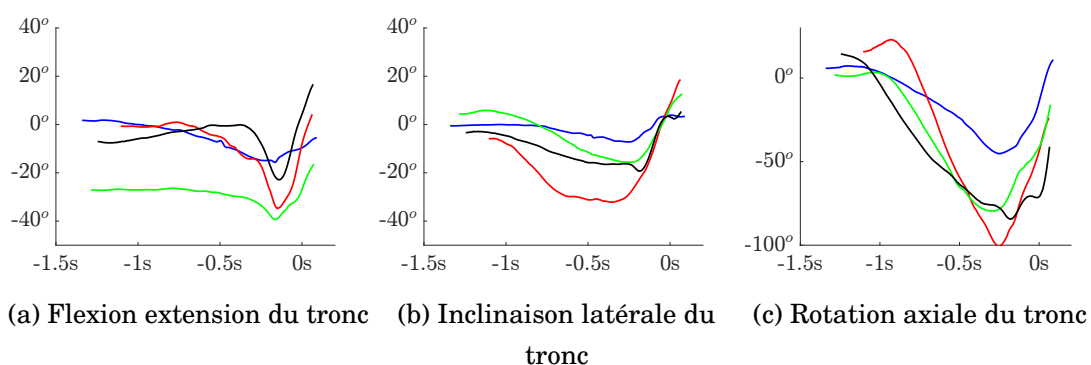


FIGURE VI.14 – Evolutions temporelles des différents degrés de liberté du tronc, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)

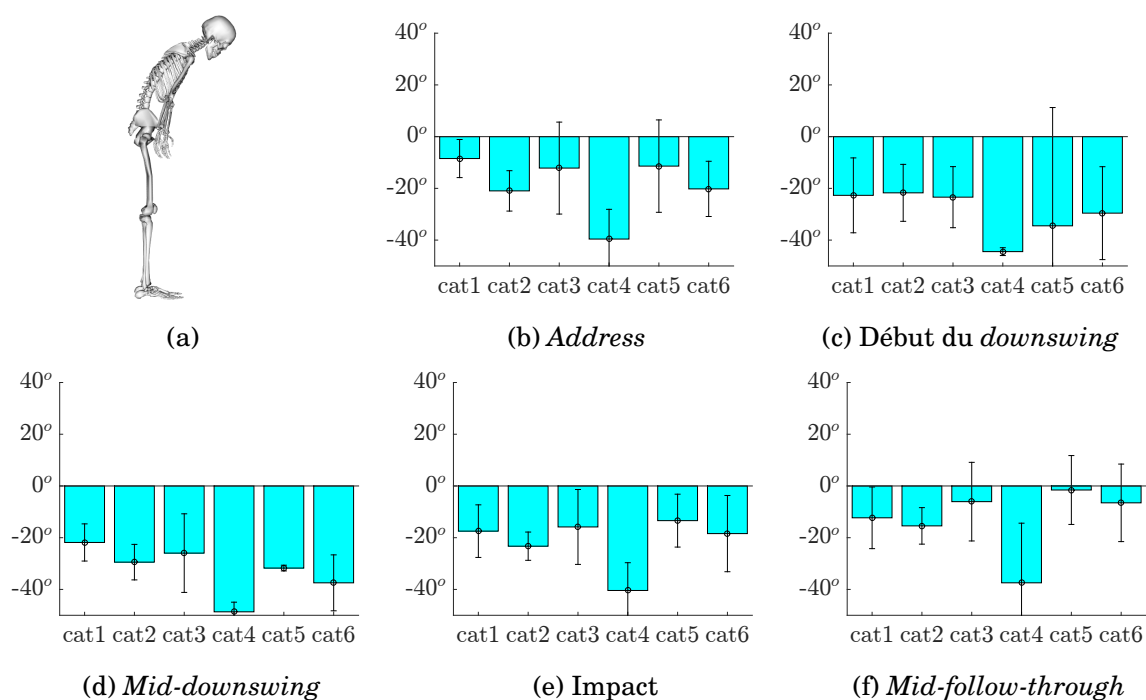


FIGURE VI.15 – Moyennes et écarts-types de la flexion/extension du tronc, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'impact (e) et au *mid-follow-through*.

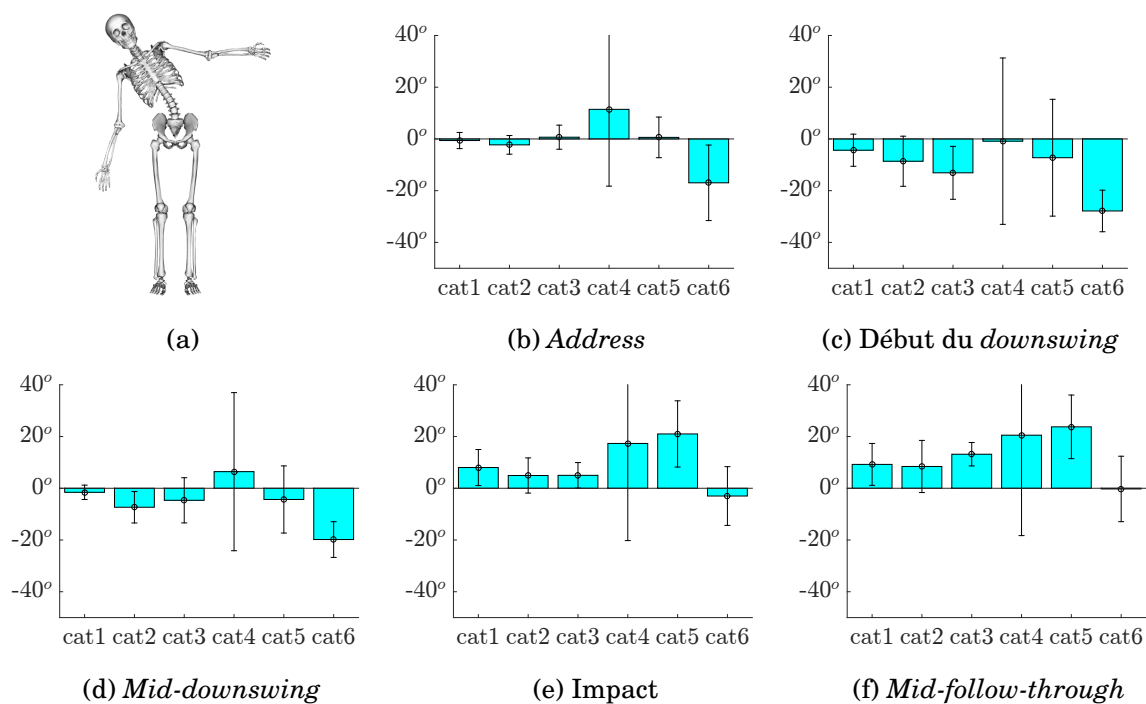


FIGURE VI.16 – Moyennes et écarts-types de l'inclinaison latérale du tronc, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

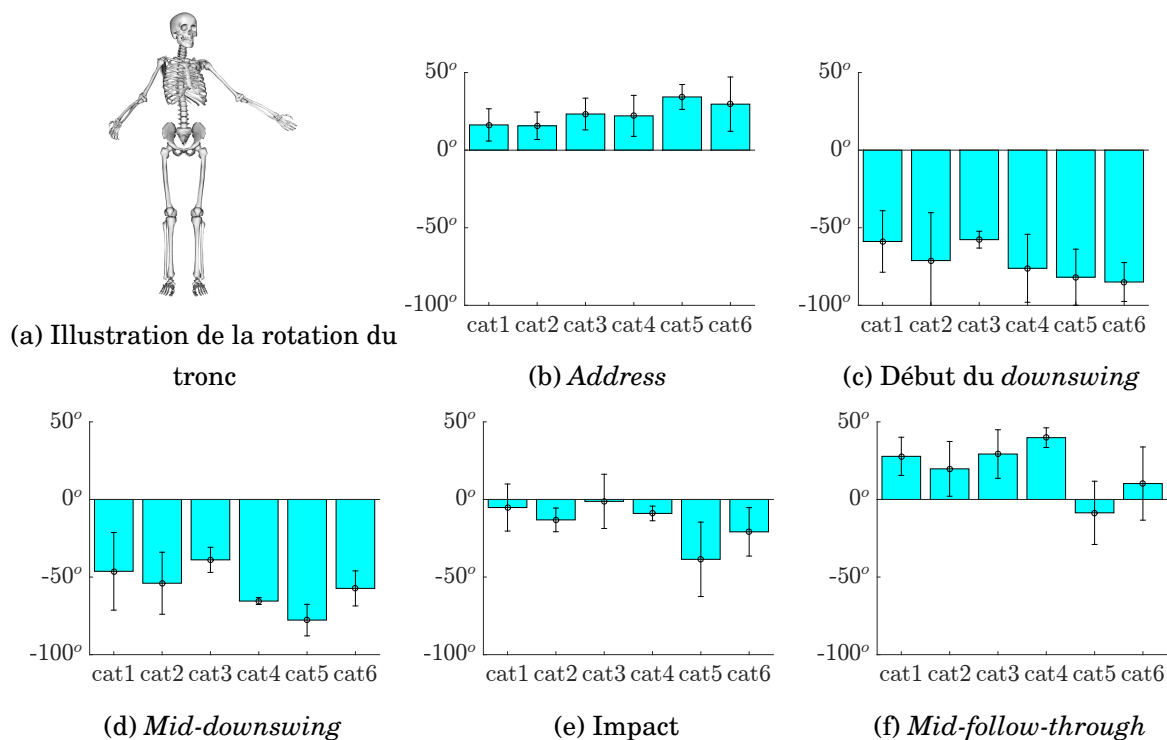


FIGURE VI.17 – Moyennes et écarts-types de la rotation axiale du tronc, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

Les études de Okuda *et al.* [OGA10] et de Zheng *et al.* [ZBFA08a, ZBFA08b] ont mesuré une augmentation de la rotation du tronc avec la performance, ce qui se retrouve bien sur le graphique VI.14c où le golfeur le moins expérimenté est celui qui a le moins de rotation axiale,

en valeur absolue et en amplitude. Les variations de flexion/extension et d'inclinaison latérale sont beaucoup plus importantes pour les joueurs professionnels que pour l'amateur, confortant la remarque de Chu *et al.* [CSL10].

VI.3.2.1 Amplitudes articulaires

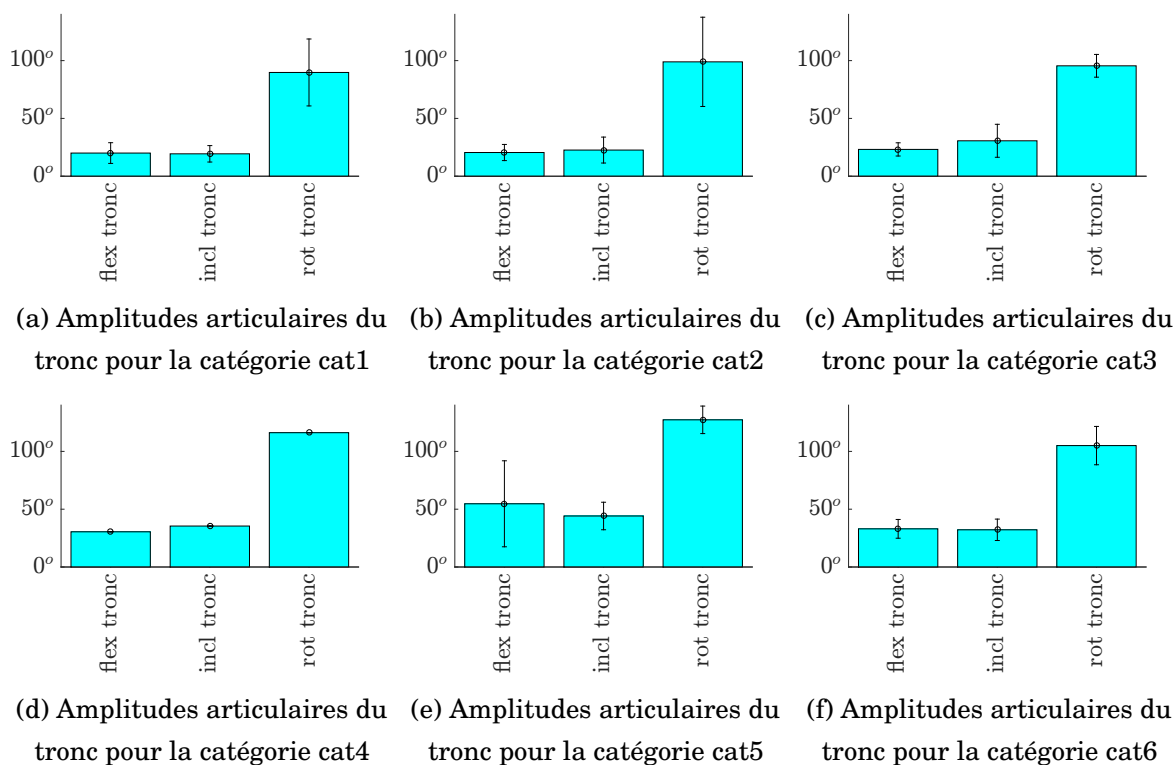


FIGURE VI.18 – Amplitudes articulaires du tronc en fonction des catégories.

Barres : moyenne, traits : écart-type.

Les amplitudes articulaires sont variables d'une catégorie à l'autre mais il n'y a pas nécessairement une tendance à devoir l'augmenter pour atteindre un haut niveau de performance.

VI.3.3 Membres supérieurs

VI.3.3.1 Coudes

La flexion du coude côté droit (non-dominant) semble n'avoir que peu de variations entre les différentes catégories. Par contre, celle du coude côté gauche (dominant) a une très grande variabilité.

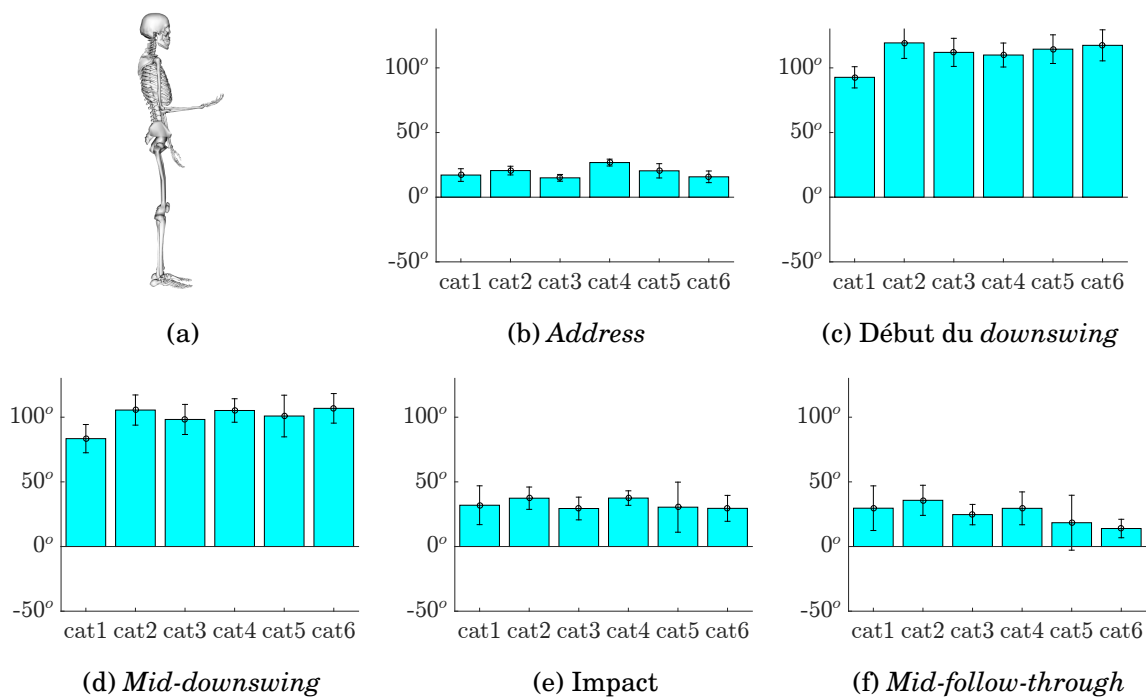


FIGURE VI.19 – Moyennes et écarts-types de la flexion du coude droit, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

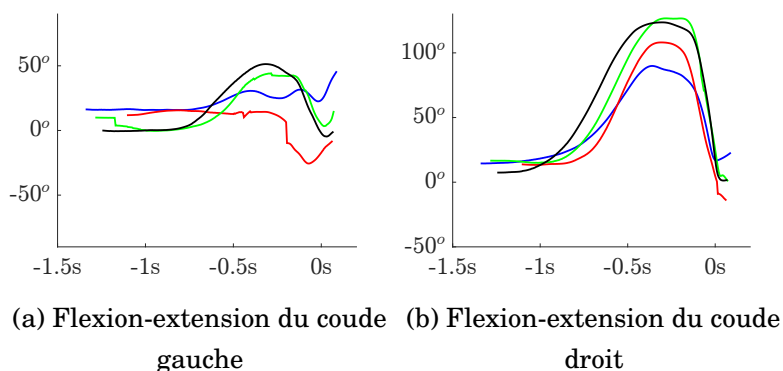


FIGURE VI.20 – Evolutions temporelles de flexion/extension des bras gauche et droit, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)

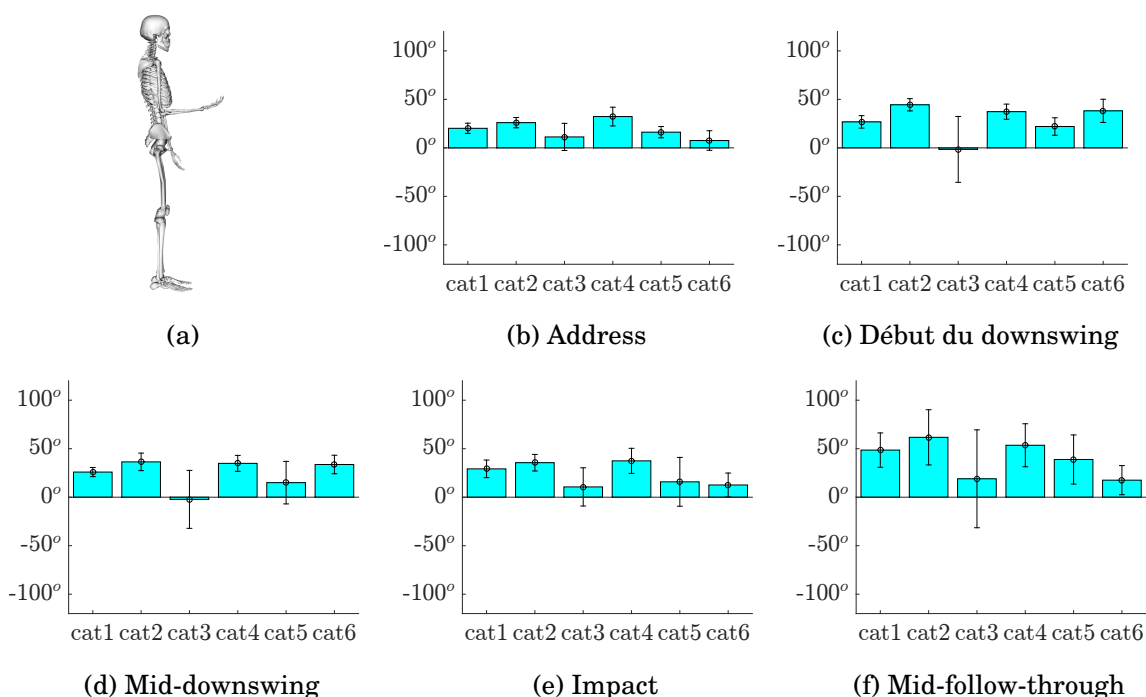


FIGURE VI.21 – Moyennes et écarts-types de la flexion du coude gauche, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

VI.3.3.2 Poignets

La déviation latérale de main droite (non-dominante) ne suit pas une tendance suivant les catégories. Toutefois, la main gauche (dominante) est, chez les joueurs de haut niveau, plus inclinée avant l'impact et change d'orientation juste avant l'impact. Ce phénomène a aussi été mis en avant par plusieurs études récentes [JBCR16, FQA⁺12, BMWO12] et montre l'intérêt du mouvement du poignet juste avant l'impact.

La flexion des mains, quant à elle ne semble pas suivre de tendance particulière entre les groupes (*c.f.* figures F.1, F.2 et F.3, en annexe).

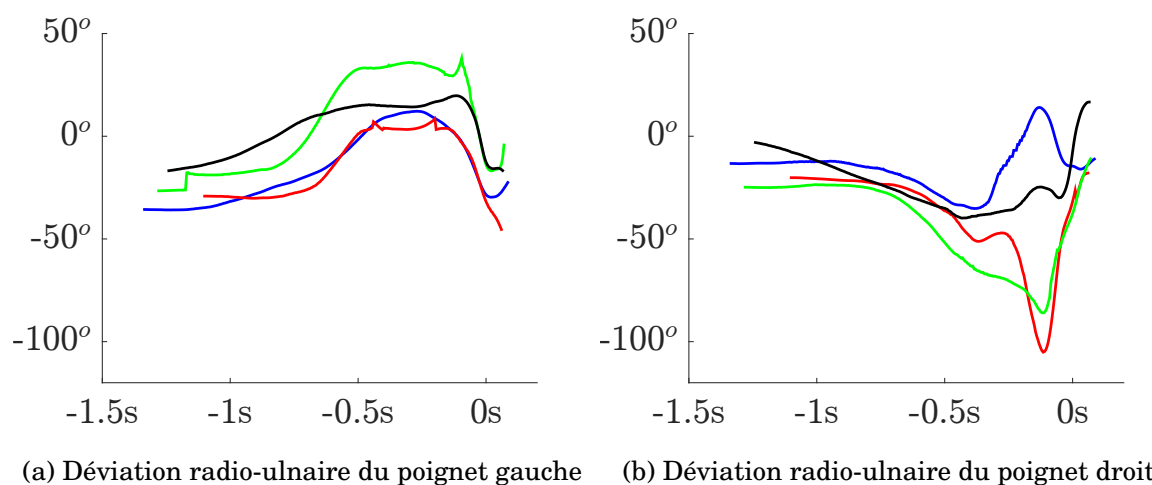


FIGURE VI.22 – Evolutions temporelles des déviations latérales des mains gauche et droite, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)

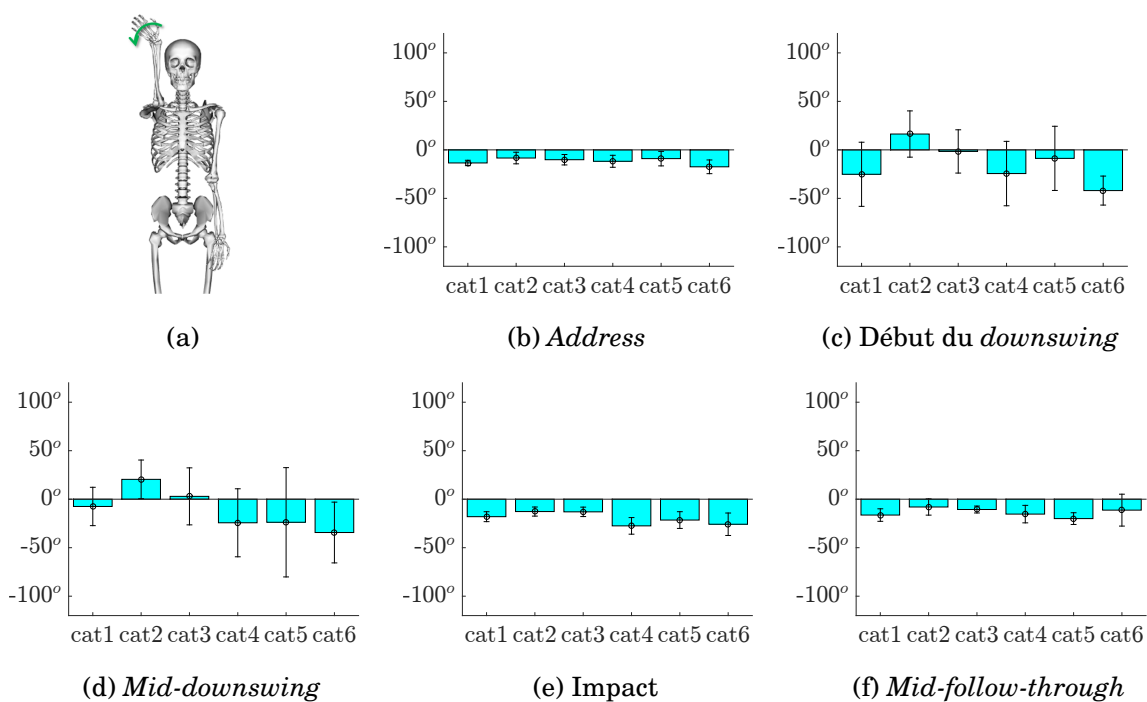


FIGURE VI.23 – Moyennes et écarts-types de la déviation de la main droite, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

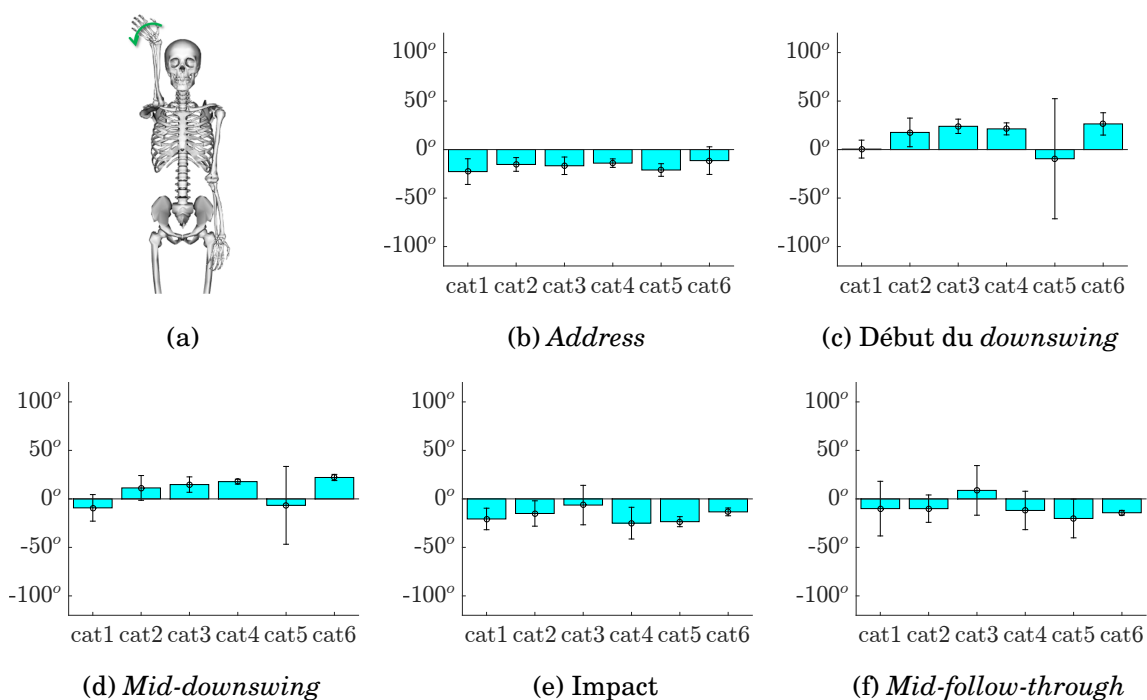
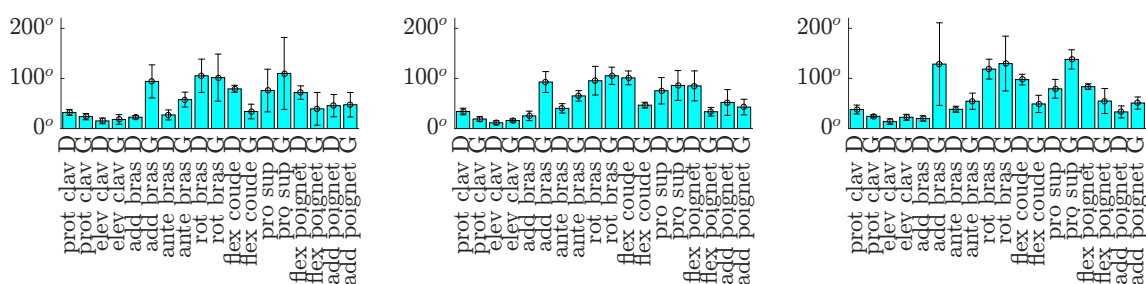
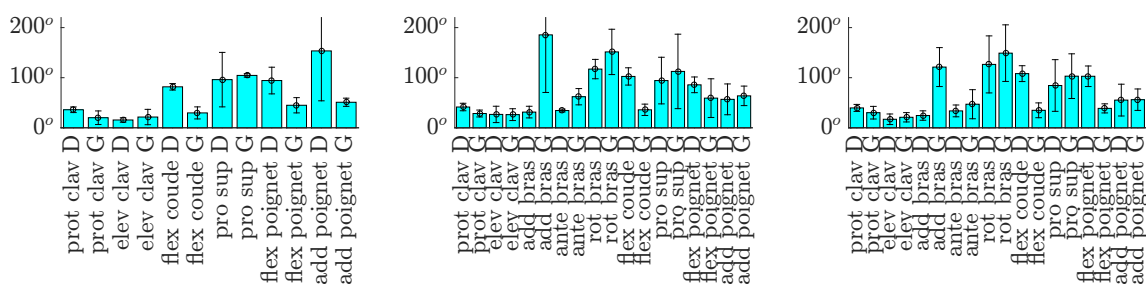


FIGURE VI.24 – Moyennes et écarts-types de la déviation de la main gauche, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

VI.3.3.3 Amplitudes articulaires



(a) Amplitudes articulaires du membre supérieur pour la catégorie cat1 (b) Amplitudes articulaires du membre supérieur pour la catégorie cat2 (c) Amplitudes articulaires du membre supérieur pour la catégorie cat3



(d) Amplitudes articulaires du membre supérieur pour la catégorie cat4 (e) Amplitudes articulaires du membre supérieur pour la catégorie cat5 (f) Amplitudes articulaires du membre supérieur pour la catégorie cat6

FIGURE VI.25 – Amplitudes articulaires du membre supérieur en fonction des catégories.

Barres : moyenne, traits : écart-type.

VI.3.4 Conclusion sur la cinématique articulaire

D'un point de vue méthodologique, la cinématique inverse du membre supérieur reste délicate, notamment au niveau de l'épaule. En effet, la phase d'identification des angles anatomiques est soumise à des erreurs dues à l'instabilité de cardan (*gimbal lock*), rendant l'interprétation des résultats compliquée. Le mouvement de swing de golf étant ample, les valeurs critiques conduisant au *gimbal lock* sont dépassées quelque soit la séquence cinématique choisie. Cette problématique semble être commune à tous les mouvements amples, comme par exemple le service de tennis [CSD⁺17]. A cela s'ajoute la complexité expérimentale : les marqueurs internes des coudes (épicondyle médial, EM) ne sont presque jamais visibles lors de l'acquisition et ceux des mains sont aussi rarement différenciables au niveau du *top of backswing*. Ainsi les seuls marqueurs anatomiques de l'avant-bras, du bras et de l'épaule, lors de l'acquisition sont les acromions, les épicondyles latéraux et les processus styloïdes radiaux qui peuvent être occultés, eux aussi. De cette manière, il peut y avoir une indétermination de la rotation axiale du bras et de l'avant-bras (prono-supination) uniquement due à la perte de marqueurs. Un travail supplémentaire semble donc nécessaire pour interpréter avec plus de précision les mouvements du membre supérieur.

Il existe moins de problèmes méthodologiques pour la cinématique articulaire du membre inférieur et du tronc. Des modifications des angles articulaires ont pu être identifiées comme

variant avec le niveau des joueurs, notamment la flexion du genou qui est plus faible chez les joueurs de hauts niveaux.

Ainsi, il se pourrait que les joueurs de haut niveau arrivent surtout à ces amplitudes en un temps plus court que les autres joueurs. La section suivante s'intéresse donc aux maximums de vitesses des différents segments pour toutes les catégories de joueurs.

VI.4 Normes des vitesses

Les figures de VI.26 à VI.30a présentent les normes des vitesses de rotation des différents segments, exprimées dans le repère global.

Les joueurs avec un meilleur niveau arrivent à tourner plus vite leur bassin, juste avant l'impact. Toutefois, comme illustrée sur la figure VI.26a, l'amplitude de cette vitesse n'est pas l'élément le plus important mais l'instant auquel ce maximum apparaît : les golfeurs 023(OR) et 022(GB) ont atteint un maximum de rotation de bassin proche mais seul le plus expérimenté des deux est arrivé à garder cette vitesse jusqu'à l'impact. Le joueur 028(AM) a atteint une vitesse plus importante mais il a ralenti son bassin avant l'impact.

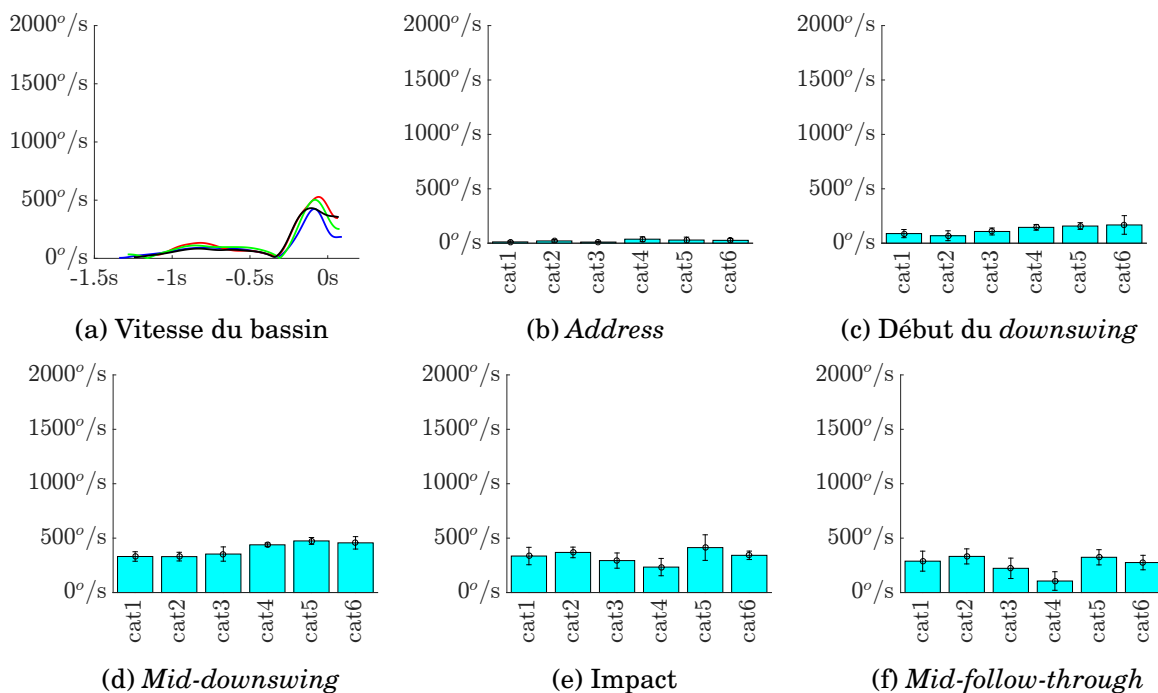


FIGURE VI.26 – Moyennes et écarts-types de la norme de la vitesse de rotation du bassin, évolution temporelle (a), à l'address (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'impact (e) et au *mid-follow-through*.

La vitesse de rotation du tronc avant l'impact est elle aussi croissante avec la performance du golfeur, les vitesses à l'impact et après l'impact étant similaires. Les évolutions temporelles de la figure VI.27a indiquent que cette fois, le joueur de plus faible niveau n'est pas arrivé à atteindre la même vitesse de rotation du tronc. De plus, il atteint son maximum beaucoup plus tôt que les joueurs expérimentés. Ainsi, sa vitesse de tronc à l'impact est beaucoup plus faible. Le golfeur 036(XP), qui avait un *X-factor* plus important que les trois autres joueurs, est arrivé à accélérer

son tronc de manière plus importante. Toutefois, le pic de vitesse est atteint tôt avant l'impact, conduisant à une vitesse à l'impact plus faible.

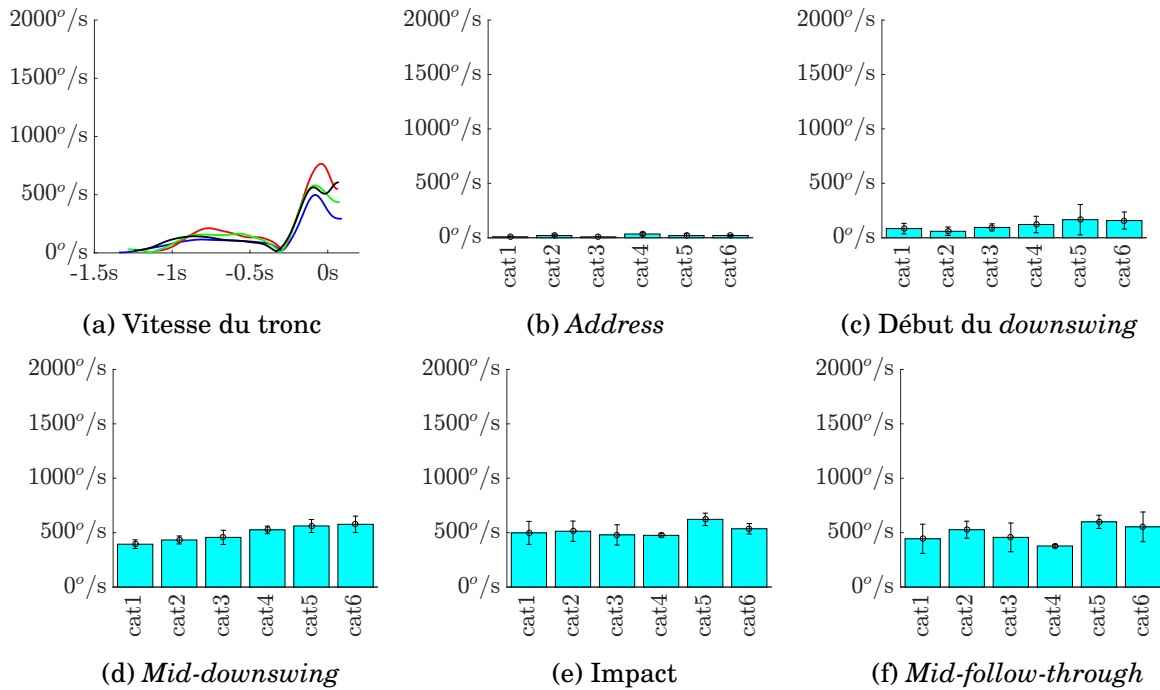


FIGURE VI.27 – Moyennes et écarts-types de la norme de la vitesse de rotation du tronc, évolution temporelle (a), à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

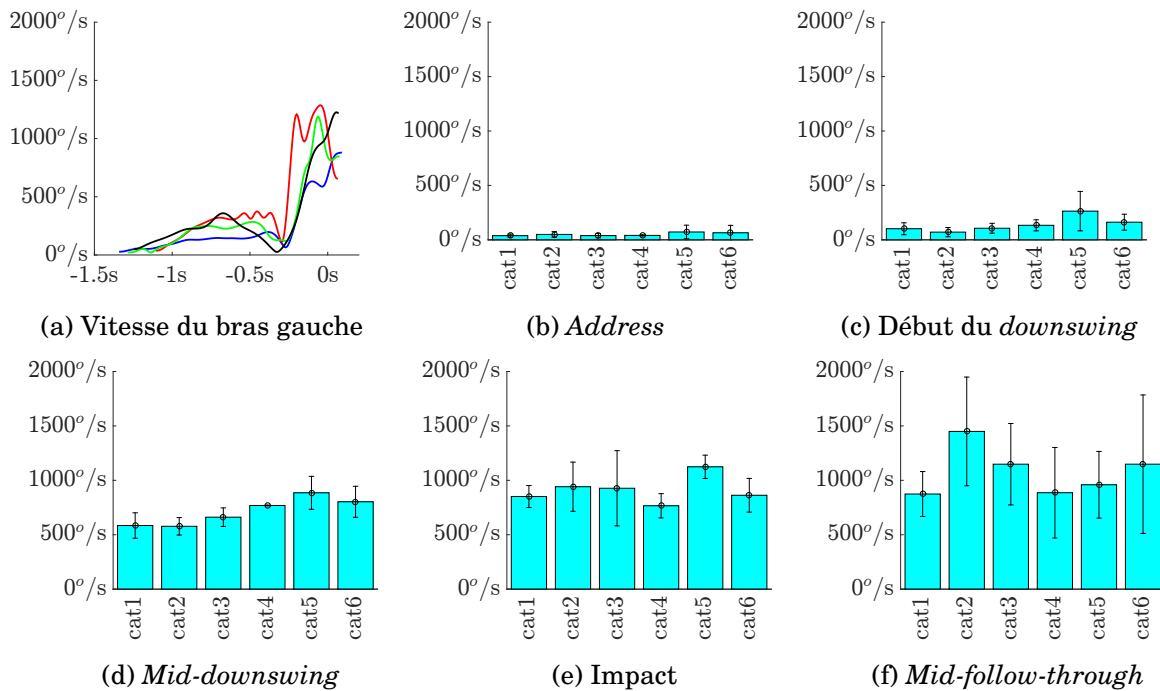


FIGURE VI.28 – Moyennes et écarts-types de la norme de la vitesse de rotation du bras, évolution temporelle (a), à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

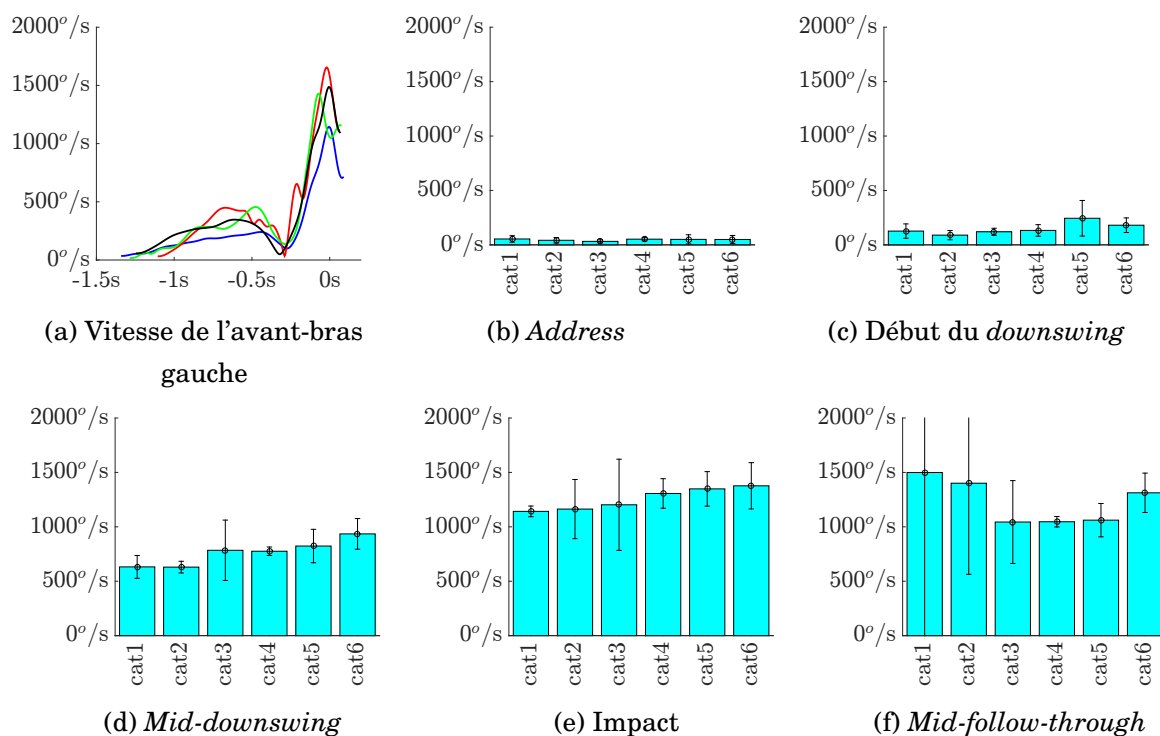


FIGURE VI.29 – Moyennes et écarts-types de la norme de la vitesse de rotation de l'avant-bras, évolution temporelle (a), à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'impact (e) et au *mid-follow-through*.

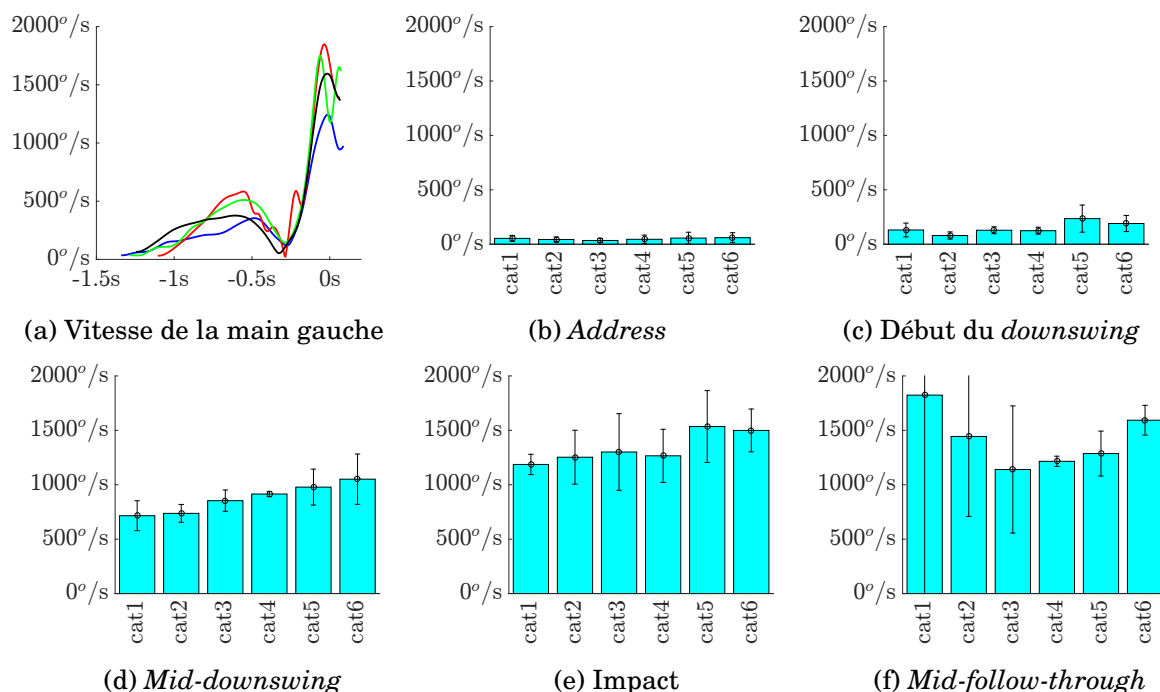


FIGURE VI.30 – Moyennes et écarts-types de la norme de la vitesse de rotation du main, évolution temporelle (a), à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'impact (e) et au *mid-follow-through*.

La main atteint une vitesse très importante à l'impact. Les joueurs de meilleurs niveaux

arrivant à la faire accélérer juste avant l'impact. Certains joueurs amateurs ont une vitesse segmentaire importante à l'impact, toutefois, ils semblent ne pas arriver à bien gérer leur mouvement pour ne pas perdre en précision.

Les différents segments suivent le principe de sommation des vitesses : la main, segment le plus distal de la chaîne cinématique atteint logiquement la vitesse de rotation la plus importante. Les joueurs de meilleur niveau semblent arriver à produire une vitesse plus importante juste avant l'impact. Toutefois, certains golfeurs atteignent leur maximum de vitesse trop tôt et n'arrivent donc pas à utiliser tout leur potentiel.

Ainsi, la vitesse des segments semble être primordiale mais n'est pas suffisante : les instants auxquels la vitesse des segments atteint son maximum semblent importer du point de vue de la performance.

VI.5 Séquence cinématique

La séquence cinématique a été montrée comme étant liée ou non à la performance. Les différentes méthodologies présentées dans la littérature ont été comparées dans la publication de Marsan *et al.*, [MSB⁺17] en annexe J.2.2.

L'objectif de cette section était d'identifier s'il existe une séquence cinématique menant à la performance.

VI.5.1 Matériels et méthodes complémentaires

Deux méthodes ont été prises en compte pour cette section : la première consiste à calculer les vitesses de rotations longitudinales de chaque segment. La seconde consiste à ne prendre que la composante de la rotation qui est colinéaire avec la normale au plan.

VI.5.2 Résultats

Le calcul de la séquence cinématique est effectué à partir de la répartition des maximums des vitesses de rotation suivant l'axe longitudinale de chaque segment. Pour chaque catégorie et chaque segment, l'ordre d'apparition est représenté sous forme d'histogrammes

VI.5.3 Vitesses longitudinales de rotation

L'ensemble d'histogrammes de la catégorie cat6 (correspondant aux golfeurs de meilleur niveau) ont une séquence proche de celle proximale vers distale censée être optimale. En effet, leur bassin atteint son pic en premier, suivi par le thorax (en second ou troisième) puis le bras dominant (en troisième ou quatrième), puis l'avant-bras dominant (troisième, quatrième ou cinquième) et enfin la main dominante, pour trois des cinq golfeurs de la catégorie. La main semble le segment dont il est le plus difficile de gérer l'ordre de rotation. En effet, même chez les joueurs de très haut niveau, celle-ci atteint parfois son pic en second ou troisième. De même, dans les autres catégories la main est rarement en dernière dans la séquence.

Etonnamment, les golfeurs de la catégorie cat5 ne suivent que très grossièrement la séquence idéale, et même peu arrivent à faire atteindre le pic à leur bassin en premier.

Les golfeurs de la catégorie cat2 ne suivent pas du tout la séquence proximale vers distale, les quatre golfeurs de la catégorie cat2 semblent tous suivre un ordre différent. Toutefois, quasiment tous ceux de la catégorie cat1 arrivent à commencer la séquence avec le bassin, et suivent globalement la séquence, mais seuls deux arrivent à finir la séquence avec la main.

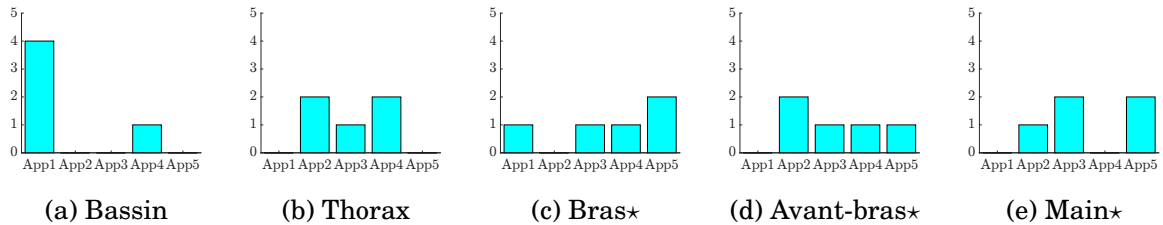


FIGURE VI.31 – Ordre d'apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat1.

* : côté dominant

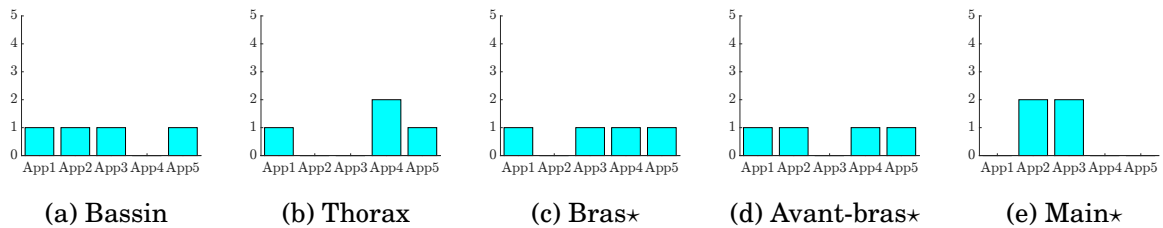


FIGURE VI.32 – Ordre d'apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat2.

* : côté dominant

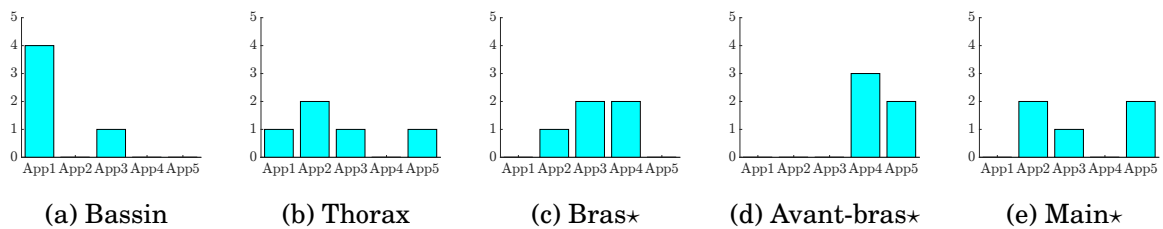


FIGURE VI.33 – Ordre d'apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat3.

* : côté dominant

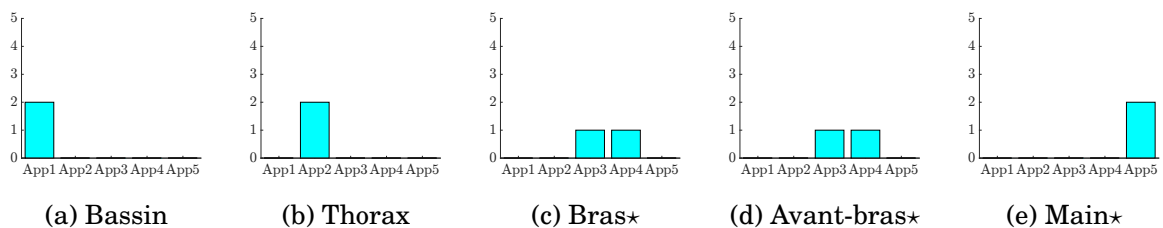


FIGURE VI.34 – Ordre d'apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat4.

* : côté dominant

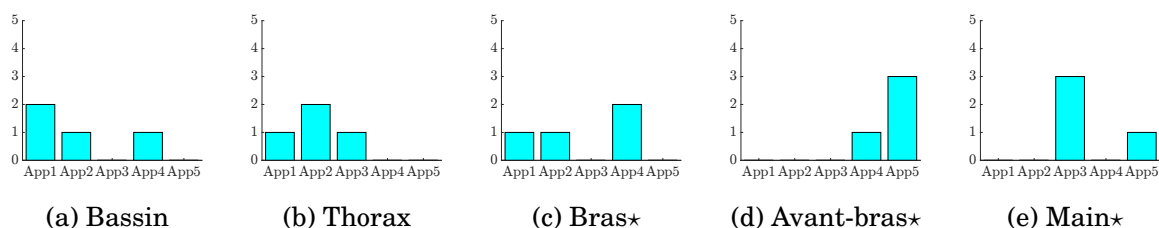


FIGURE VI.35 – Ordre d’apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat5.

* : côté dominant

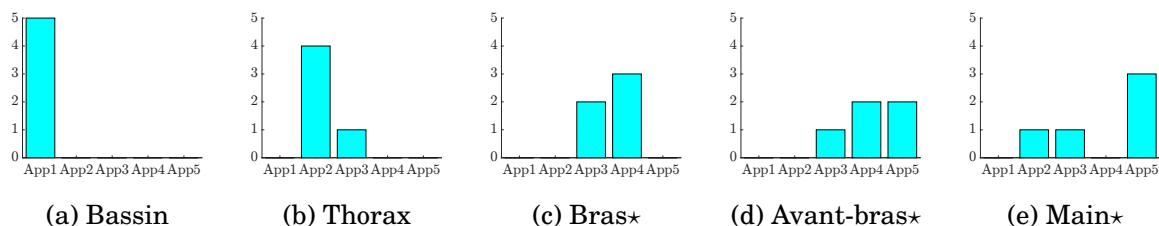


FIGURE VI.36 – Ordre d’apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat6.

* : côté dominant

VI.5.4 Vitesse colinéaire au plan

Avec une définition suivant le plan de swing, on se rend compte que la séquence est sensiblement différente. Par exemple le bassin n’atteint plus nécessairement son pic de vitesse de rotation en premier mais est remplacé par le thorax voire même l’avant-bras, même chez les joueurs de la catégorie cat6.

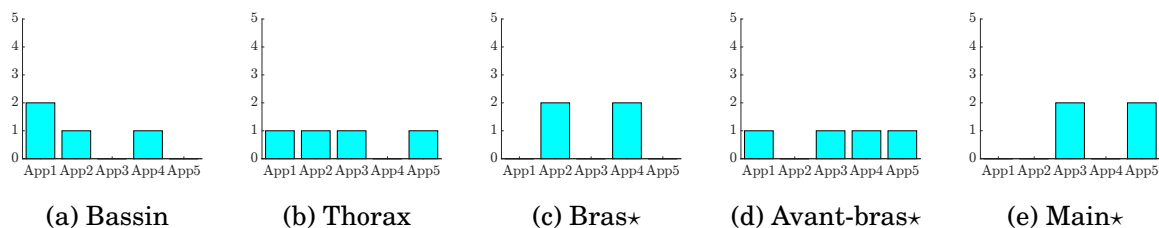


FIGURE VI.37 – Ordre d’apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat1.

* : côté dominant

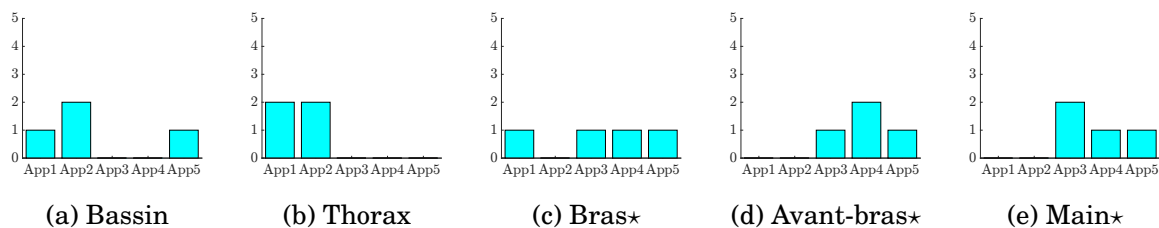


FIGURE VI.38 – Ordre d’apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat2.

* : côté dominant

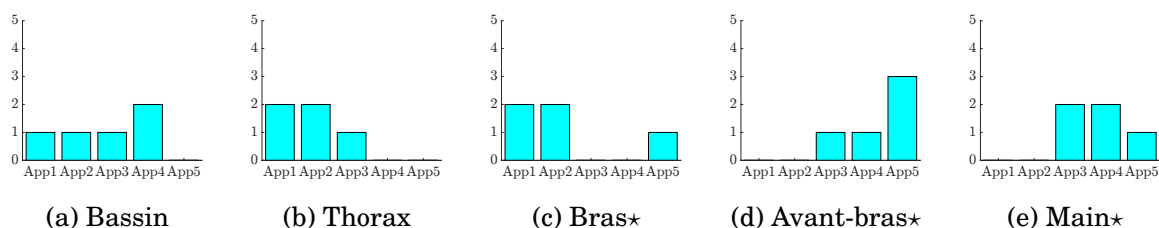


FIGURE VI.39 – Ordre d’apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat3.

* : côté dominant

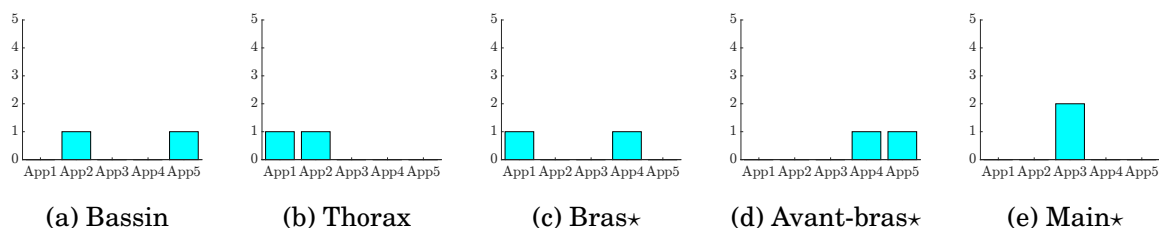


FIGURE VI.40 – Ordre d’apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat4.

* : côté dominant

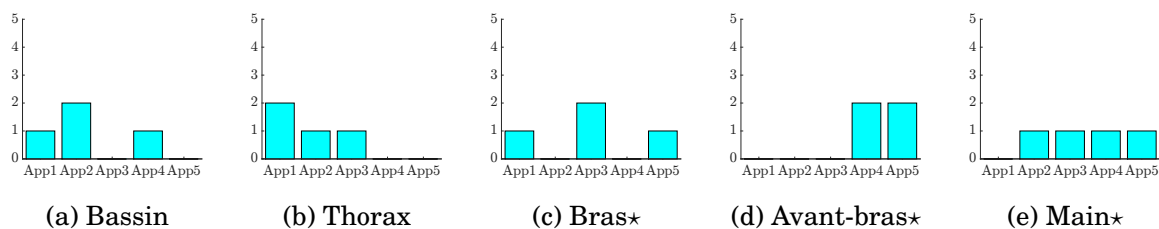


FIGURE VI.41 – Ordre d’apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat5.

* : côté dominant

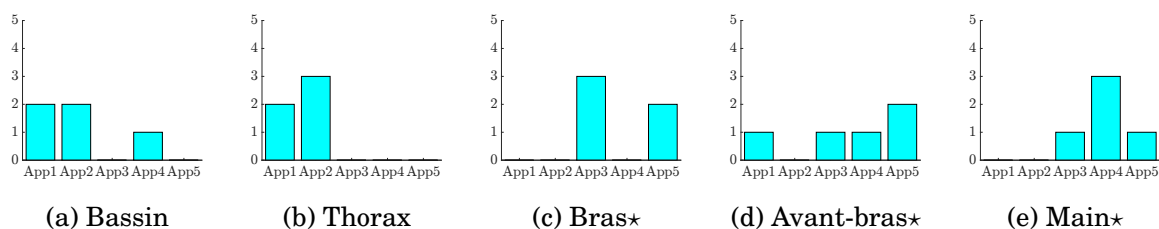


FIGURE VI.42 – Ordre d’apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat6.

* : côté dominant

La notion de séquence cinématique optimale, bien que très largement considérée comme primordiale, reste toutefois très difficile à réaliser mais aussi à mesurer. En effet, suivant la définition, une même acquisition peut être considérée comme suivant cette séquence ou non. De plus, ces pics arrivent dans un instant très court ce qui peut remettre en question la possibilité de la mesurer précisément.

Toutefois, des tendances d’ordre d’apparition des pics de rotation ressortent, notamment chez les joueurs de haut niveau.

De cette manière, il apparaît que les joueurs de meilleurs niveaux arrivent à la fois à produire une vitesse plus importante mais aussi dans un ordre proche de celui qui est théoriquement idéal.

VI.6 Centre de masse

Le centre de masse du corps est le barycentre de tous les éléments le constituant. Dans le cadre d'une approche macroscopique, le centre de masse global du corps est le barycentre de tous les segments le constituant, affecté des poids valant la masse de chaque segment (*c.f.* Figure VI.43), ce qui se traduit mathématiquement par l'équation vectorielle : VI.6.1.

$$\exists G_{go} \in \mathbb{R}^3, \forall O \in \mathbb{R}^3, /m_{go} \cdot \overrightarrow{OG_{go}} = \sum_{i_{seg}=1}^{N_{seg}} m_{seg} \cdot \overrightarrow{OG_{seg}} \quad (\text{VI.6.1})$$

Avec m : masse du segment, \vec{x} : le vecteur position du segment, \vec{F}_{ext} : l'ensemble des forces extérieures s'exerçant sur le segment, J : l'inertie en rotation du segment, $\vec{\theta}$: le vecteur angulaire du segment, \vec{C}_{ext} : l'ensemble des moments des actions mécaniques extérieures s'exerçant sur le segment.

Divers techniques sont disponibles afin d'estimer le centre de masse. La plupart des études l'estiment lors de mouvements simples ou quasi-statiques, comme dans l'étude de Lafond *et al.* [LDP04] comparant trois techniques d'estimation du centre de masse. La technique basée sur la mesure de la cinématique pour déterminer la position de segments au cours du temps et l'attribution de masses issues d'un modèle anthropologique mis à l'échelle est considérée comme le plus proche de la définition du centre de masse et le plus précis, comme cela a été montré par Lafond *et al.*

Le mouvement de golf étant très rapide, les modèles développés dans le cadre quasi-statique ne sont pas tous généralisables. Toutes les études sur le CoM utilisent un modèle anthropologique et une mesure de la cinématique. La différence se situe sur le choix du modèle anthropologique, notamment sur sa finesse et donc son nombre de segments. Deux approches sont réalisées : une avec 16 segments (dont un pour le club) [CKM16, SRW⁺16, CSM16] et une avec un modèle avec seulement 2 segments, considérée comme estimant de façon suffisamment précise le CoM [WMN12].

La trajectoire du CoM, dans le plan horizontal, lors du *backswing*, est incluse dans celle du *downswing* [WMN12, CKM16]. Les joueurs professionnels ont une amplitude de mouvement de leur CoM plus faible que les joueurs amateurs suivant les axes antéro-postérieur et inférieur-supérieur [CKM16].

VI.6.1 Position du CoM

Pour faciliter la comparaison entre les joueurs, les trajectoires ont été normées par rapport à l'écartement initial entre les pieds, celui-ci étant défini comme étant la distance entre les centres des malléoles internes et externes, des côtés droit et gauche, projetés dans le plan horizontal.

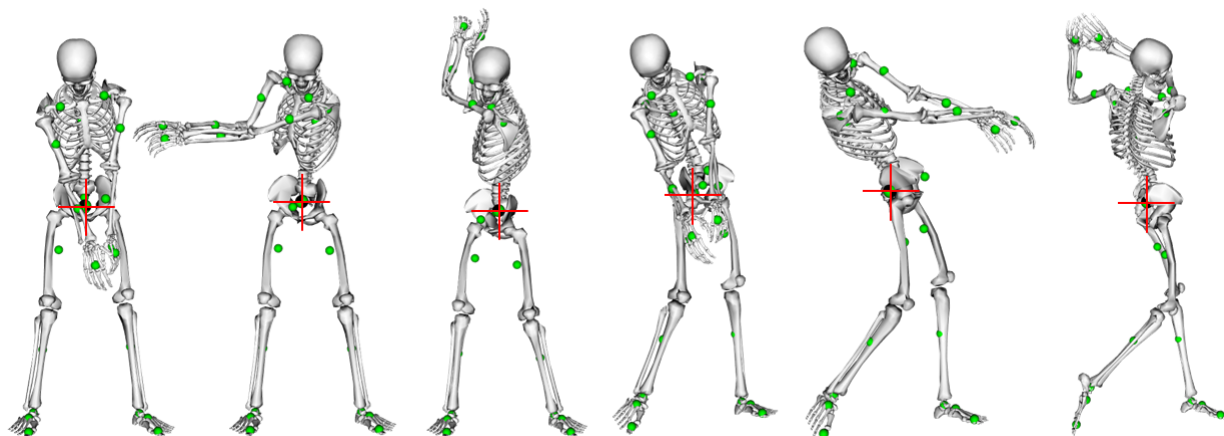


FIGURE VI.43 – Centres des masses des segments (ronds verts) et centre de masse global du golfeur (rond vert et noir), pendant le swing [BHT⁺17, DAA⁺07]
 vue adaptée pour que les symboles des masses puissent être visibles

Les amplitudes suivant les axes médio-latéral et antéro-postérieur sont calculés pour chaque golfeur, sur les trajectoires normées.

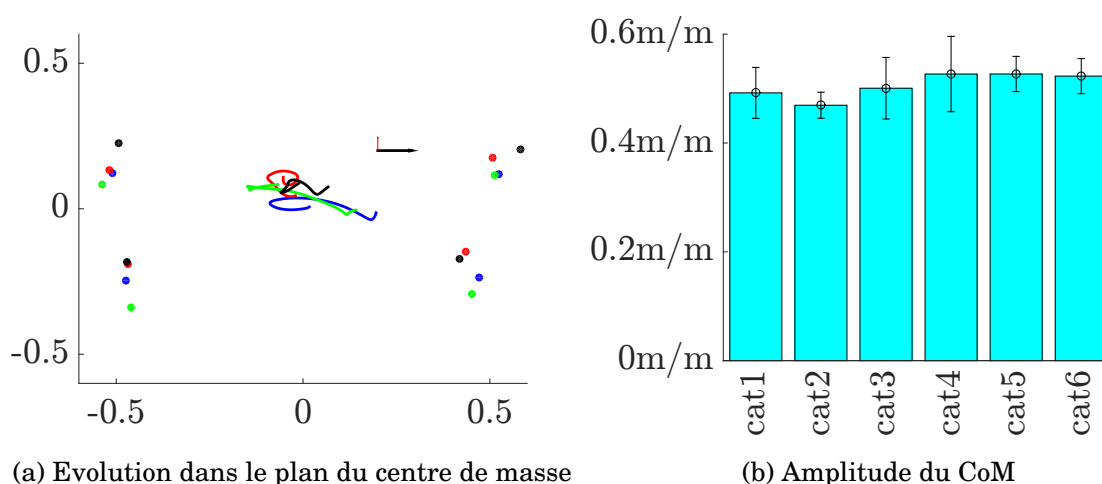


FIGURE VI.44 – (a) Evolution du centre de masse pour la sélection des joueurs et positions des marqueurs des pieds à l'address. (b) Ecartement des pieds à l'address pour les joueurs de la cohorte

022(GB) en bleu, 036(XP) en rouge, 028(AM) en vert et 023(OR) en noir. Fleche noire : orientation médio-latérale vers la cible, flèche rouge : orientation antéro-postérieure, antérieure positive.

Ronds : positions à l'address des marqueurs du pieds (CAL, MT1, MT5)

L'écartement des pieds des différents joueurs ne semble pas être lié à la performance : celle-ci devant plutôt être liée à des éléments physiologiques comme la taille ou le poids (c.f. figure D.10).

Les amplitudes d'évolution antéro-postérieure et médio-latérale du centre de masse sont faibles (aux alentours de 10% de la largeur des pieds contre 20% pour la composante médio-latérale). De cette manière, les joueurs sont globalement très stables au cours du mouvement car leur centre de masse évolue dans une zone faible.

L'amplitude antéro-postérieure du mouvement du centre de masse croît légèrement avec les catégories entre cat1 et cat4. Les valeurs pour les deux dernières catégories, celles des meilleurs joueurs, sont plus faibles alors que la cinétique du swing est plus importante. Les joueurs de hauts niveaux semblent donc avoir la capacité de contrôler le mouvement de leur centre de masse malgré les vitesses de club. *A contrario*, les joueurs de niveau plus faible semblent arriver à augmenter les vitesses de tête de club au prix d'une moins bonne maîtrise du mouvement. Les joueurs ayant une faible vitesse de club arrivent aussi à bien maîtriser leur positionnement antéro-postérieur.

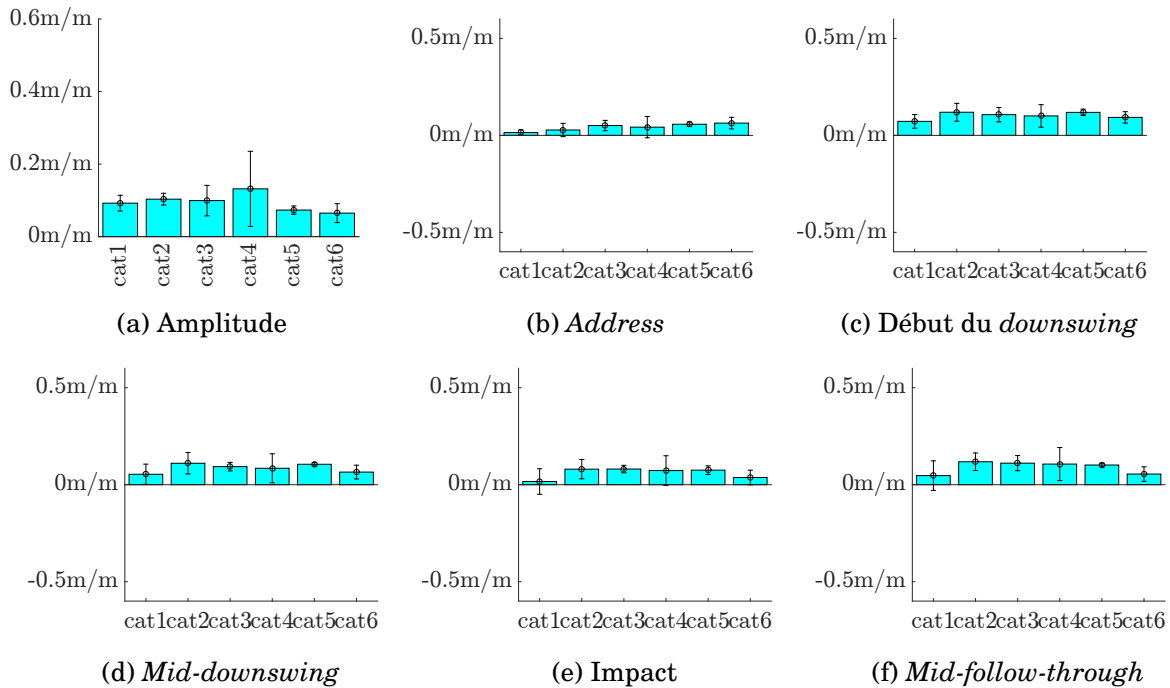


FIGURE VI.45 – (a) Moyennes et écarts-types de l'amplitude antéro-postérieure (m/m) au cours du swing du centre de masse. Moyennes et écarts-types de la position antéro-postérieure des centres de masses normés (m/m), à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'*impact* (e) et au *mid-follow-through*.

La répartition des amplitudes du mouvement médio-latéral des golfeurs est assez homogène parmi les catégories. La variation entre les individus semble plus liée à un choix de type de stratégie qu'à une réelle contribution à la performance. En effet, comme cela est illustré dans la figure VI.44a, 028(AM) et 022(GB) ont une amplitude médio-latérale sensiblement proche mais des performances très différentes.

En somme, la position du centre de masse reste sensiblement proche de sa position initiale. Le mouvement antéro-postérieur du centre de masse semble être un mouvement parasite et son évolution médio-latérale ne semble pas être liée à une modification directe de la performance.

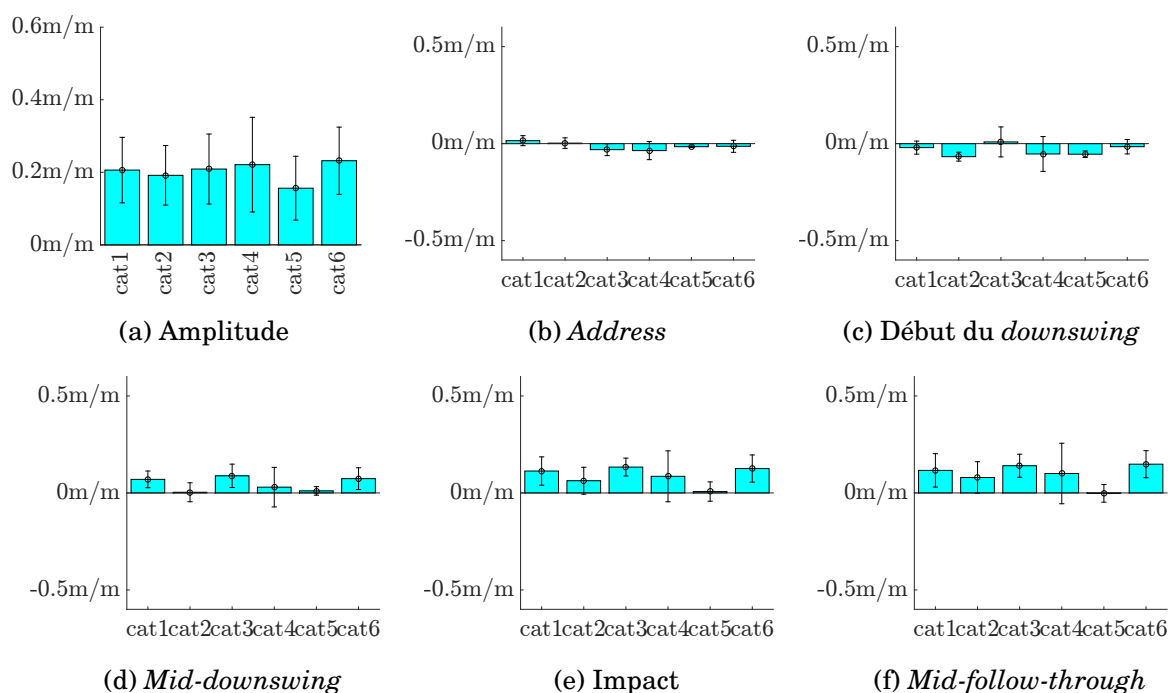


FIGURE VI.46 – (a) Moyennes et écarts-types de l’amplitude antéro-postérieure (m/m) au cours du swing du centre de masse. Moyennes et écarts-types de la position médio-latérale des centres de masses normés (m/m), à l’*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l’*impact* (e) et au *mid-follow-through*.

VI.6.2 Vitesse du CoM

La vitesse du centre de masse correspond au mouvement global du golfeur. De plus, cela correspond aussi à la quantité de mouvement globale normée par le poids, il est donc intéressant d’étudier son évolution.

Logiquement, cette vitesse est négative au *backswing* et positive au *downswing*. Étonnamment, ce ne sont pas les joueurs de plus haut niveau qui ont une vitesse de translation horizontale la plus importante, ce sont même ceux pour lesquelles cette vitesse est la plus faible.

Les golfeurs de la catégorie avec la meilleure performance arrivent à toujours avoir une vitesse positive, leur mouvement global est donc moins ralenti.

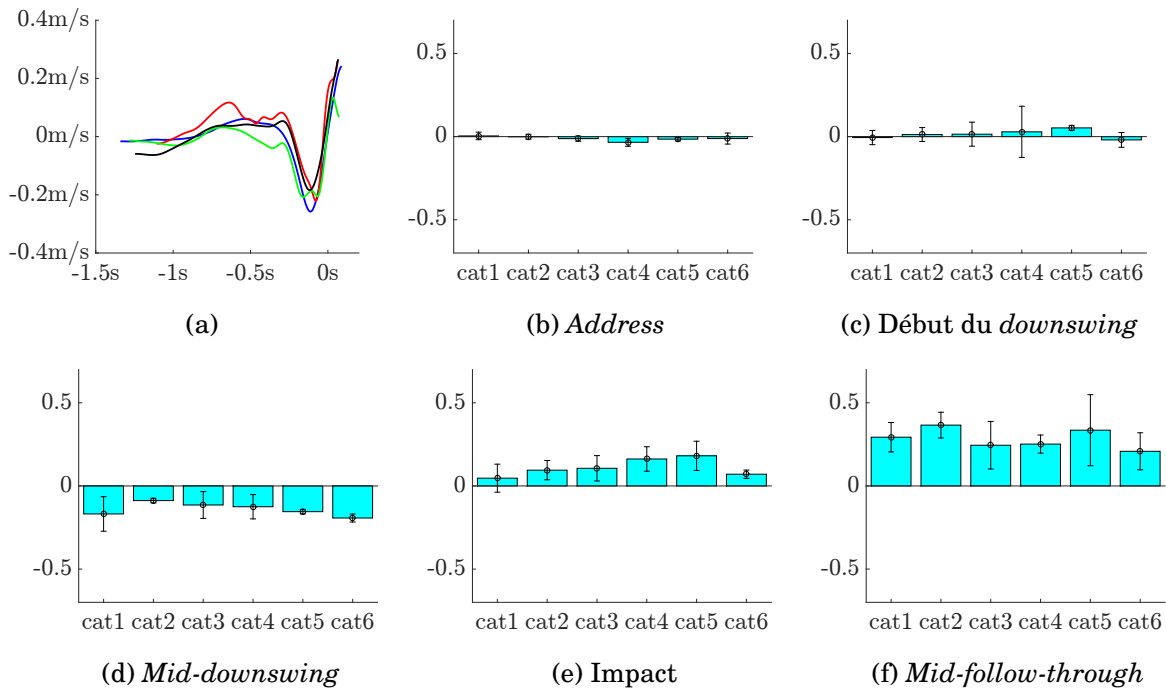


FIGURE VI.47 – (a) Evolution temporelle de la vitesse de translation du centre de masse sur l’axe antéro-postérieur. Moyennes et écarts-types de la norme de la vitesse de translation du centre de masse global (m/s), à l’*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l’*impact* (e) et au *mid-follow-through*.

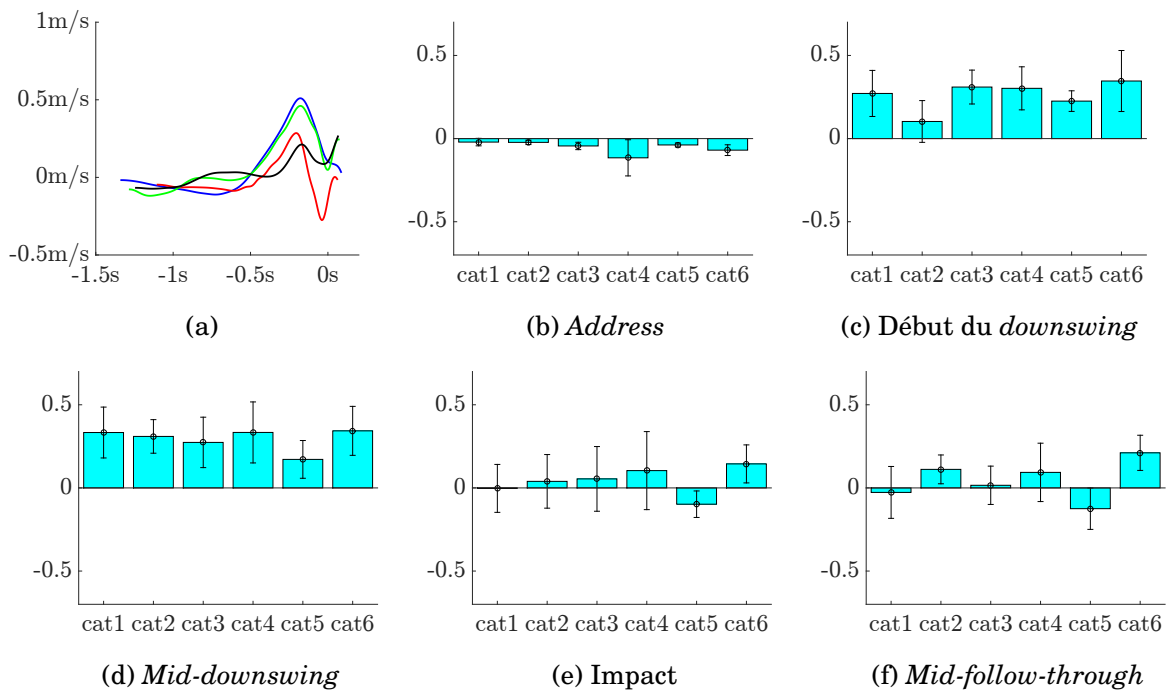


FIGURE VI.48 – (a) Evolution temporelle de la vitesse de translation du centre de masse, suivant l’axe médio-latéral. Moyennes et écarts-types de la norme de la vitesse de translation du centre de masse global (m/s), à l’*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l’*impact* (e) et au *mid-follow-through*.

La composante antéro-postérieure de la vitesse du centre de masse, à l'impact, a tendance à augmenter avec le niveau du joueur, sauf pour la catégorie cat6. Ces golfeurs semblent réussir à bien orienter leur vitesse de translation sans qu'une composante antéro-postérieure ne vienne parasiter leur mouvement.

La vitesse verticale du centre de masse est très importante juste avant l'impact. Les joueurs de haut niveau ont quant à eux un pic plus tôt, ce qui leur permet d'avoir une vitesse d'ascension quasiment nulle à l'impact. A l'impact, les joueurs professionnels ont déjà atteint le pic de vitesse verticale, leur vitesse à l'impact y est presque nulle. Ainsi, au *mid-follow-through*, leur centre de masse descend, contrairement à celui des joueurs amateurs qui continue d'augmenter. Cette tendance pourrait être en lien avec la tendance de certains joueurs à devenir "**junper**" pour améliorer leur performance.

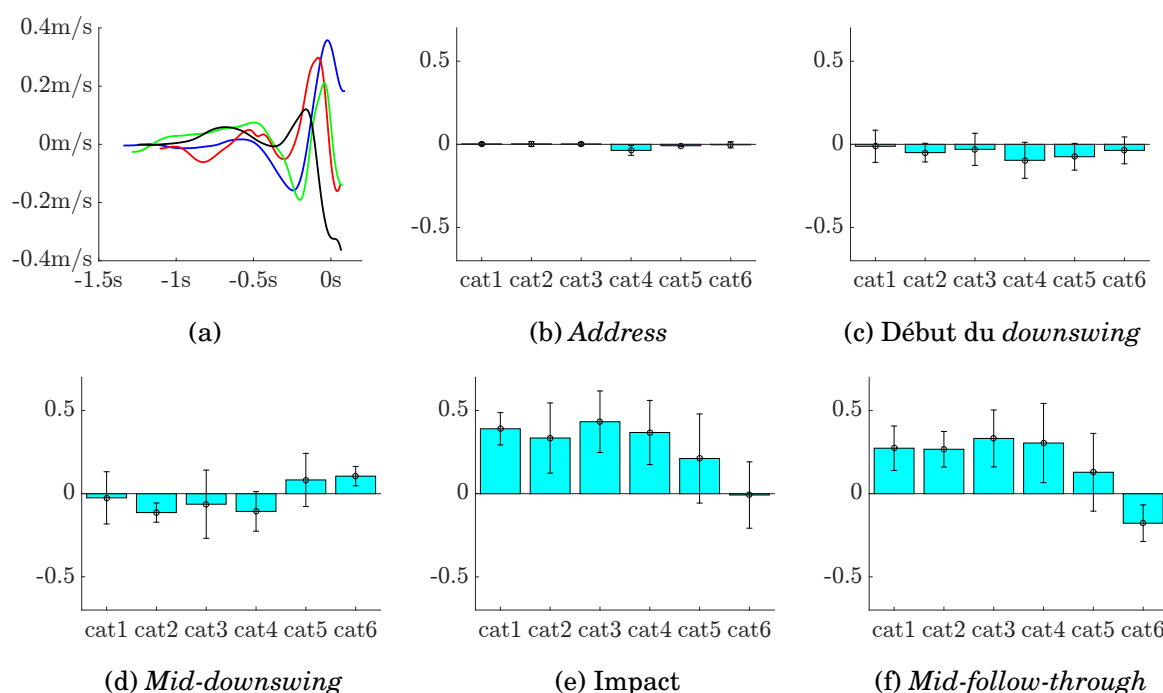


FIGURE VI.49 – (a) Evolution temporelle de la vitesse de translation du centre de masse (m/s), suivant l'axe vertical. Moyennes et écarts-types de la norme de la vitesse de translation du centre de masse global (m/s), à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'impact (e) et au *mid-follow-through*.

Le pic de vitesse ascendante avant impact pourrait permettre aux golfeurs de profiter au maximum de leurs appuis avant l'impact. Récemment, des joueurs dits sauteurs ("**jumpers**") sont apparus sur les parcours de haut niveau. Si le geste est maîtrisé, il est possible que cette technique permette d'augmenter les efforts au sol, c'est ce qui sera abordé dans la section VII.2.

VI.7 Conclusion et perspectives sur la cinématique

L'analyse du mouvement de golf est très complexe : ce mouvement fait intervenir quasiment toutes les articulations du corps et les segments ont des vitesses très différentes. D'un point de vue méthodologique cela engendre de nombreux problèmes : l'occlusion des marqueurs antérieurs par les bras, la difficulté du suivi des marqueurs au cours du temps ainsi que la difficulté d'effectuer un choix pragmatique sur les pondérations cinématiques des marqueurs.

Il est indéniable que la cinématique est un élément important de l'étude du swing de golf. En effet, plusieurs paramètres cinématiques semblent cruciaux pour la performance. La cinématique articulaire des joueurs est très variable, mais l'amplitude de celle-ci n'est pas nécessairement un paramètre de performance. Les joueurs de haut niveau ont eu tendance à effectuer leur mouvement plus tôt, notamment pour l'extension de hanche et du tronc. Les joueurs de haut niveau arrivent à produire des vitesses articulaires plus importantes et suivant une séquence proche de celle théorique optimale.

Toutefois il paraît délicat de trouver un paramètre unique de la performance et jusqu'à présent, aucun paramètre cinématique simple n'a réussi à prendre en compte tous les éléments de la performance. Et, même le *X-factor*, qui semble faire consensus au sein de la communauté du golf, augmente globalement avec le niveau du joueur, mais n'explique pas à lui seul la performance. De plus, comme beaucoup de paramètres introduits dans la littérature, le manque de consensus vis-à-vis de sa définition rend difficile la généralisation des conclusions des différentes études.

Une des difficultés lors de l'utilisation des modèles cinématiques par optimisation multi-corps est la définition des poids cinématiques, jusqu'à présent le choix s'est basé sur une approche par essais-erreurs. Une des manières qui permettrait de s'affranchir d'un choix arbitraire serait d'effectuer l'analyse avec une boucle d'optimisation : une première simulation où les poids sont normés puis une succession de simulations où les marqueurs sont pondérés par un facteur lié à l'inverse de leur écart entre les marqueurs simulés et les marqueurs mesurés. Cette amélioration permettrait d'effectuer une approche personnalisée du problème cinématique. L'inconvénient restant le temps de calcul d'une telle approche ainsi que la gestion des éventuels problèmes de convergence.

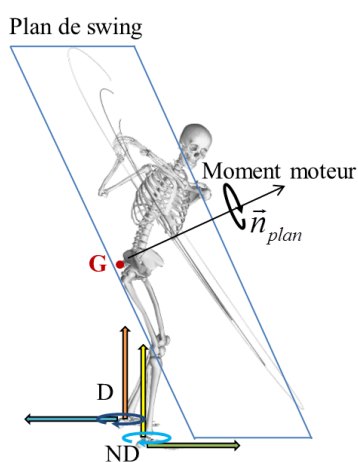
Bien que l'interprétation des angles articulaires comme des angles anatomiques fasse consensus au sein de la communauté scientifique en analyse du mouvement, cette étape peut conduire à des résultats aberrants à cause du *glimbal lock*. Ce phénomène très présent lors de l'analyse des mouvements des membres supérieurs et notamment de l'épaule, l'est aussi lors de l'analyse du mouvement de swing de golf où les amplitudes articulaires y sont très importantes.

Le centre de masse des golfeurs est très peu mobile, malgré la complexité du mouvement, et peu de différences existent entre les différentes catégories. Seule sa vitesse verticale varie avec la performance.

Le présent travail a permis de montrer la complexité méthodologique de l'étude du swing de golf. Un modèle cinématique a été développé et permet l'analyse cinématique du swing pour les membres inférieurs et le tronc. Mais, pour améliorer cette analyse, des améliorations restent à être apportées pour intégrer de façon fiable la cinématique des membres supérieurs.

Chapitre VII

Dynamique du swing



Sommaire

VII.1	Introduction	126
VII.2	Actions mécaniques extérieures	126
VII.3	Centre de Pression	132
VII.4	Dynamique articulaire des membres inférieurs	134
VII.5	Moment moteur	140
VII.5.1	Matériel et méthodes	140
VII.5.2	Résultats	141
VII.5.3	Discussion et conclusion	145
VII.6	Conclusion sur la dynamique	146

VII.1 Introduction

La dynamique est l'étude du mouvement et plus spécifiquement de ses causes. Le principe fondamental de la dynamique est rappelé dans le système VII.1.1. Ces équations font intervenir trois types de paramètres :

- les paramètres d'inertie : m et J qui retranscrivent respectivement la masse du segment et sa répartition,
- les accélérations vectorielles : en translation \vec{x} et en rotation $\vec{\theta}$; ces variables sont issues de la mesure cinématique,
- les actions mécaniques extérieures : de résultante \vec{F}_{ext} et de moment \vec{C}_{ext} .

L'application de ces équations à chaque segment du corps permet d'effectuer une approche dite par "**dynamique inverse**". Cette approche permet d'estimer les efforts inter-segmentaires nets entre deux segments adjacents, au cours du mouvement.

$$\begin{cases} m \cdot \vec{x} = \vec{F}_{ext} \\ J \cdot \vec{\theta} = \vec{C}_{ext} \end{cases} \quad (\text{VII.1.1})$$

Avec m : masse du segment, \vec{x} : le vecteur accélération du centre de gravité segment, \vec{F}_{ext} : l'ensemble des forces extérieures s'exerçant sur le segment, J : l'inertie en rotation du segment, $\vec{\theta}$: le vecteur d'accélération angulaire du segment, \vec{C}_{ext} : l'ensemble des moments des actions mécaniques extérieures s'exerçant sur le segment.

Dans ce chapitre, la cinématique est celle issue du chapitre précédent, les efforts extérieurs sont obtenus à l'aide des méthodes décrites dans le chapitre du protocole expérimental, et les inerties des segments sont mis à l'échelle avec le logiciel OpenSim, en conservant la distribution des masses par rapport au modèle générique.

Le chapitre s'articule de la manière suivante :

- les efforts entre le sol et les golfeurs,
- le centre de pression de ces efforts,
- les efforts inter-articulaires,
- le moment moteur.

VII.2 Actions mécaniques extérieures

En plus du poids, les actions mécaniques qui s'exercent sur l'ensemble golfeur et club sont uniquement celles de réaction du sol; celles-ci ayant été mesurées à l'aide de plateformes de force. Afin de faciliter la comparaison entre les joueurs, toutes les composantes des efforts ont été adimensionnées en les normant par le poids du sujet. Les données présentant le plus de différences entre les catégories ont été intégrées à ce chapitre et les autres résultats sont présentés dans l'annexe G.

Les efforts verticaux s'appliquant sur chacun des deux pieds des golfeurs sont représentés sur les figures de VII.1 à VII.3. Les histogrammes par catégories ne montrent pas de différence notable

entre les golfeurs pour le côté dominant (*c.f.* VII.3), sauf au *follow-through* où les meilleurs golfeurs (cat6) ont des efforts verticaux plus importants. Concernant le côté non-dominant, de l'*address* à l'*impact*, les efforts sont plus importants pour les joueurs de meilleur niveau de la catégorie cat1 à cat3 puis diminuent de la catégorie cat4 à cat6. Des différences plus notables sont visibles sur la figure d'évolutions temporelles complètes (*c.f.* figure VII.1). Globalement les golfeurs chargent leur côté non-dominant pendant le *backswing* puis chargent leur côté dominant au *downswing*, ce qui est conforme aux études de la littérature [HKR05, CSL10, OGA10, MGMZ⁺13]. Le joueur amateur (sujet 022(GB)) charge autant que les joueurs professionnels son côté dominant mais avec un léger décalage, surtout visible du côté non-dominant. Le sujet 023(OR) effectue plusieurs cycles de gauche/droite en termes d'efforts pendant son swing, contrairement aux autres joueurs. Trois des quatre joueurs effectuent leur pic d'effort avant l'*impact*, ce qui est représentatif des joueurs de haut niveau selon Wang *et al.* [WYHS15]. Le golfeur amateur, 022(GB), met plus de temps à décharger son côté non-dominant, ce qui semble corroborer l'étude de Okuda *et al.* [OGA10] qui a montré que les joueurs de plus haut niveau ont un transfert de charge plus rapide que les joueurs de niveau plus faible.

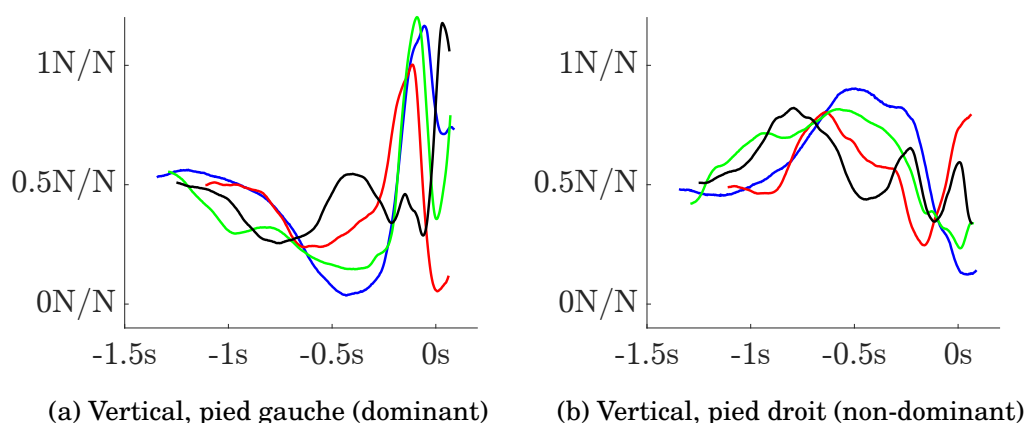


FIGURE VII.1 – Evolutions temporelles des efforts au sol, suivant la direction verticale et normés par rapport au poids.

Bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)

Les transferts de charge entre les pieds gauche et droit, chez les joueurs amateurs, suivent les étapes mises en avant auparavant dans la littérature [HKR05, CSL10, OGA10, MGMZ⁺13], où le chargement se fait d'abord du côté non-dominant au *backswing* puis vers le côté dominant au *downswing*. Cette évolution se retrouve chez le joueur 022(GB) (*c.f.* VII.2a). Toutefois, les trois autres golfeurs ont des chargements plus complexes, notamment lors du *downswing*. Par exemple, le sujet 036(XP) effectue un second transfert de charge, dans l'autre sens, juste avant l'*impact*. Le golfeur 023(OR) a un profil d'efforts verticaux encore plus complexe, avec plusieurs petits transferts de charges successifs, ce qui retarde considérablement le dernier transfert de charge. Les amplitudes des maximums des efforts verticaux ne sont pas sensiblement différents d'un joueur à l'autre, ainsi, il ne semble pas y avoir de golfeurs *jumpers* dans la cohorte.

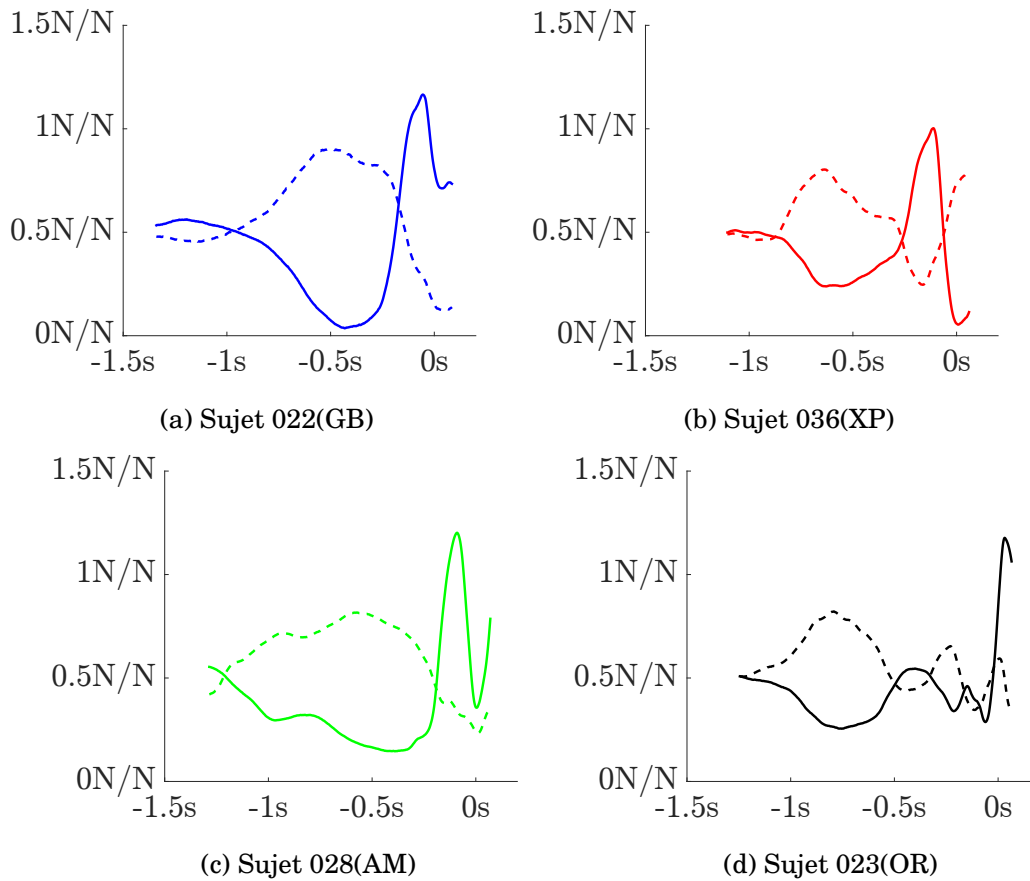


FIGURE VII.2 – Evolutions temporelles des efforts au sol, suivant la direction verticale et normés par le poids.

Côté dominant (traits pleins) et du côté non-dominant (traits discontinus), Bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)

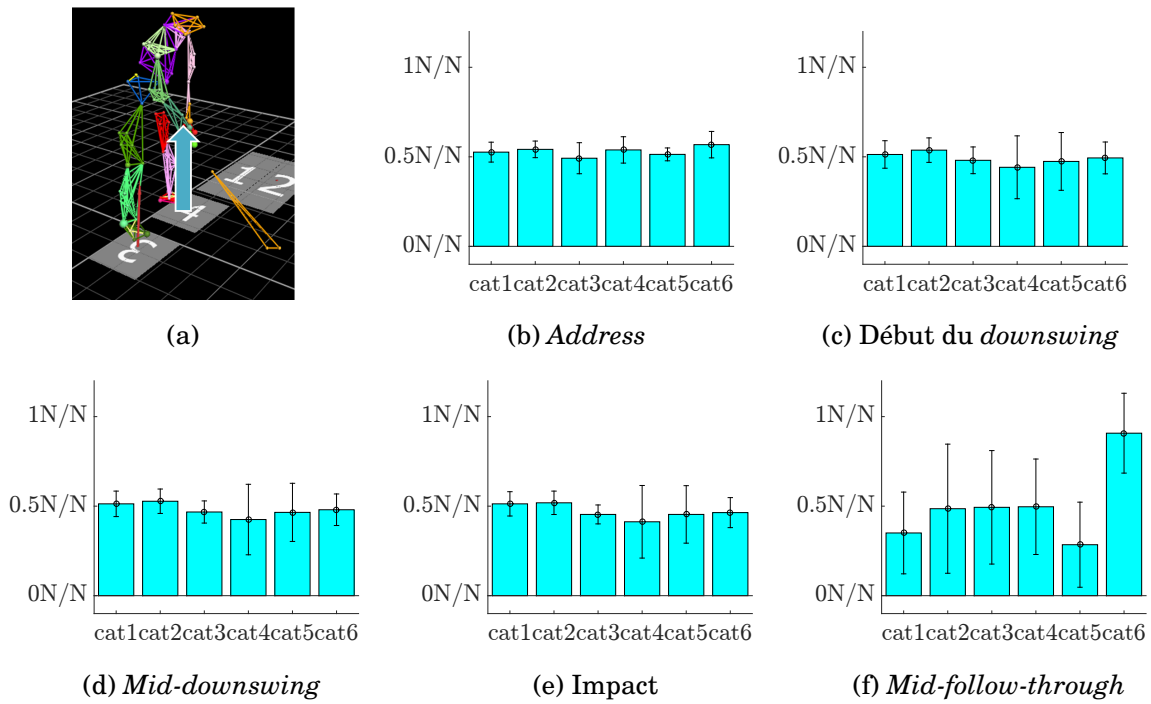


FIGURE VII.3 – Moyennes et écarts-types des efforts verticaux normés, côté dominant, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'impact (e) et au *mid-follow-through*.

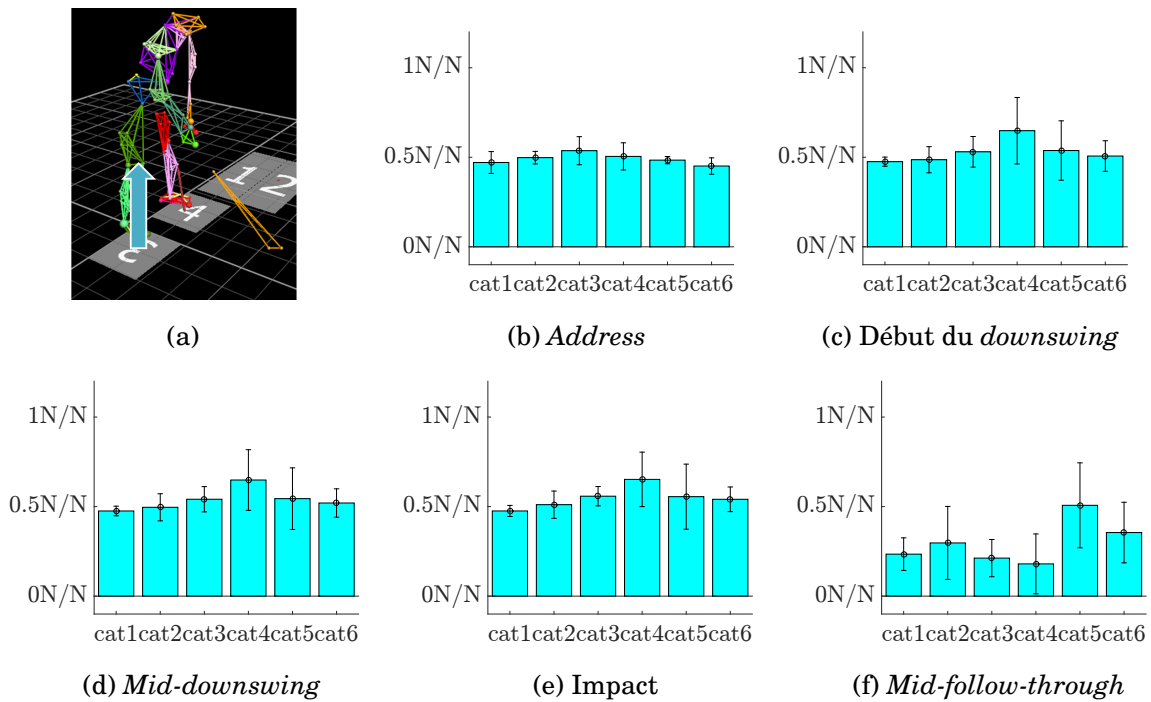


FIGURE VII.4 – Moyennes et écarts-types des efforts verticaux normés, côté non-dominant, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'impact (e) et au *mid-follow-through*.

De la même manière, les efforts antéro-postérieurs sont visibles sur les figures de VII.5 et G.1. Pour le côté dominant, les histogrammes par catégories montrent que ces efforts augmentent avec le niveau des joueurs, de l'*address* à l'impact. *A contrario*, les joueurs de hauts niveaux arrivent à

les réduire de façon plus importante, après l'impact. Les évolutions temporelles montrent que les amplitudes d'effort ne sont pas nécessairement plus importantes chez les joueurs professionnels que chez le joueur amateur, pendant le swing jusqu'à l'impact mais que celui-ci a un léger pic juste après l'impact. Les histogrammes du côté non-dominant ne présentent pas de différence notable entre les catégories (c.f. figure G.1).

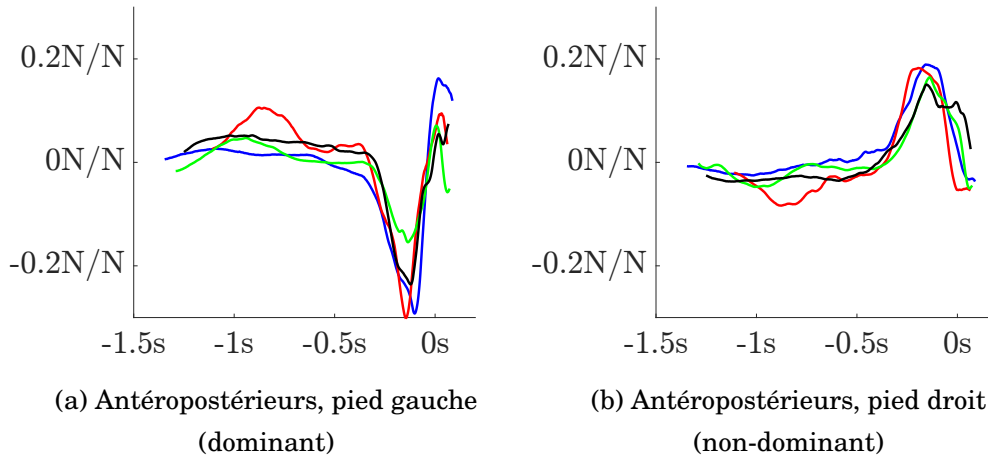


FIGURE VII.5 – Evolutions temporelles des efforts au sol, antéro-postérieurs normés par le poids, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)

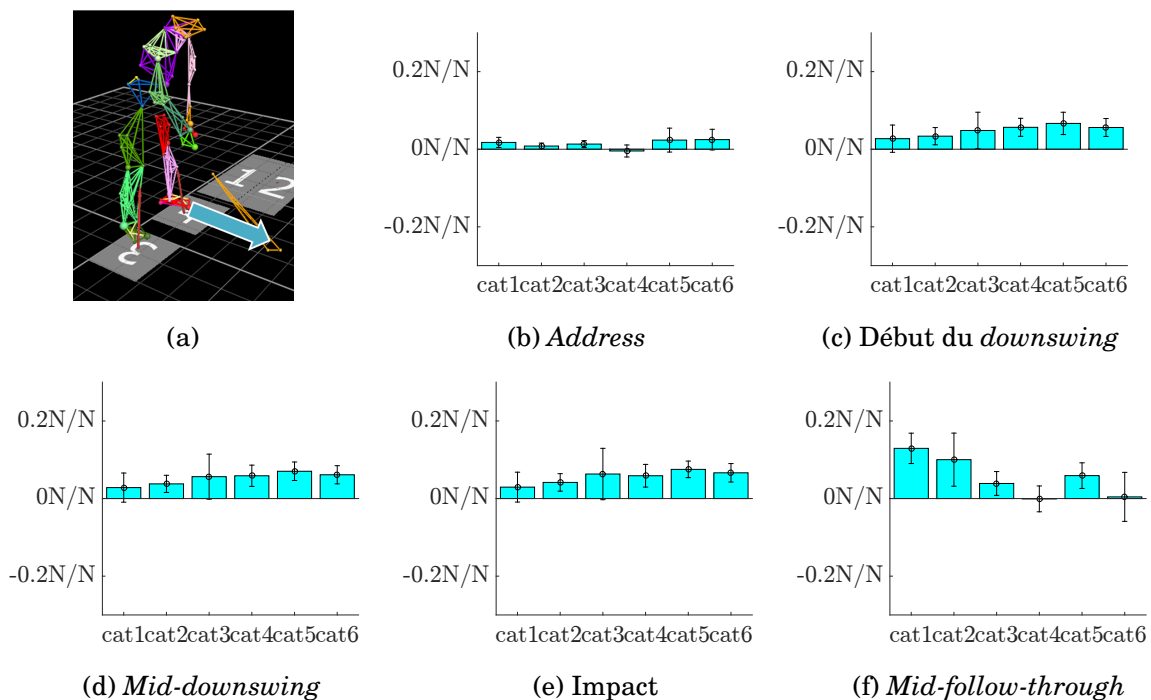


FIGURE VII.6 – Moyennes et écarts-types des efforts antéro-postérieurs normés, côté dominant, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

Les histogrammes des efforts médio-latéraux présentent une légère croissance avec la catégorie, à l'address, mais celle-ci semble s'effacer lors du swing. A l'impact, les joueurs de meilleur

niveau semblent avoir un effort médio-latéral plus important corroborant la remarque de Peterson *et al.* [PWMG16] qui ont mesuré que les efforts au sol horizontaux des joueurs de haut niveau sont plus dirigés vers la cible. Les histogrammes du côté non-dominant ne présentent pas de différence notable entre les catégories (*c.f.* figure G.2). Les évolutions temporelles montrent que le joueur amateur a un pic d'effort négatif en début de *downswing*, du côté non-dominant. Ainsi, il semble forcé de prendre appui sur sa jambe arrière pour commencer l'accélération du club.

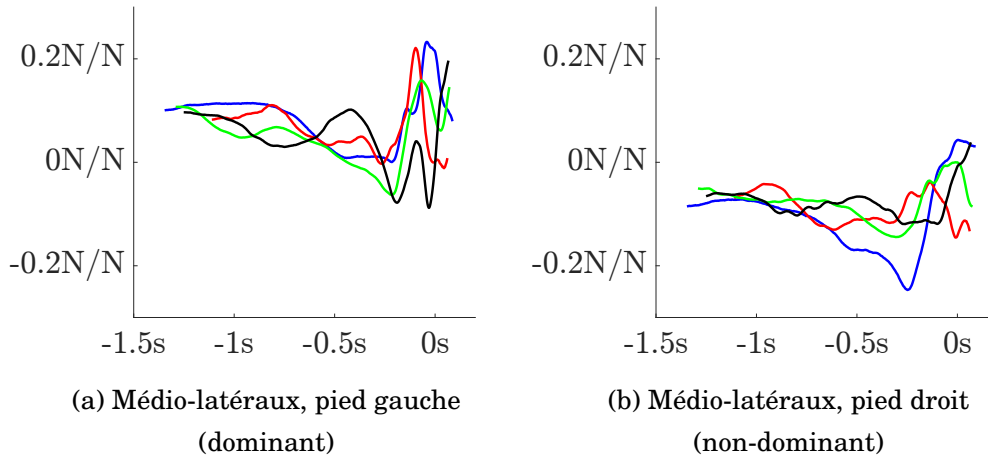


FIGURE VII.7 – Evolutions temporelles des efforts au sol, médio-latéraux normés par le poids, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)

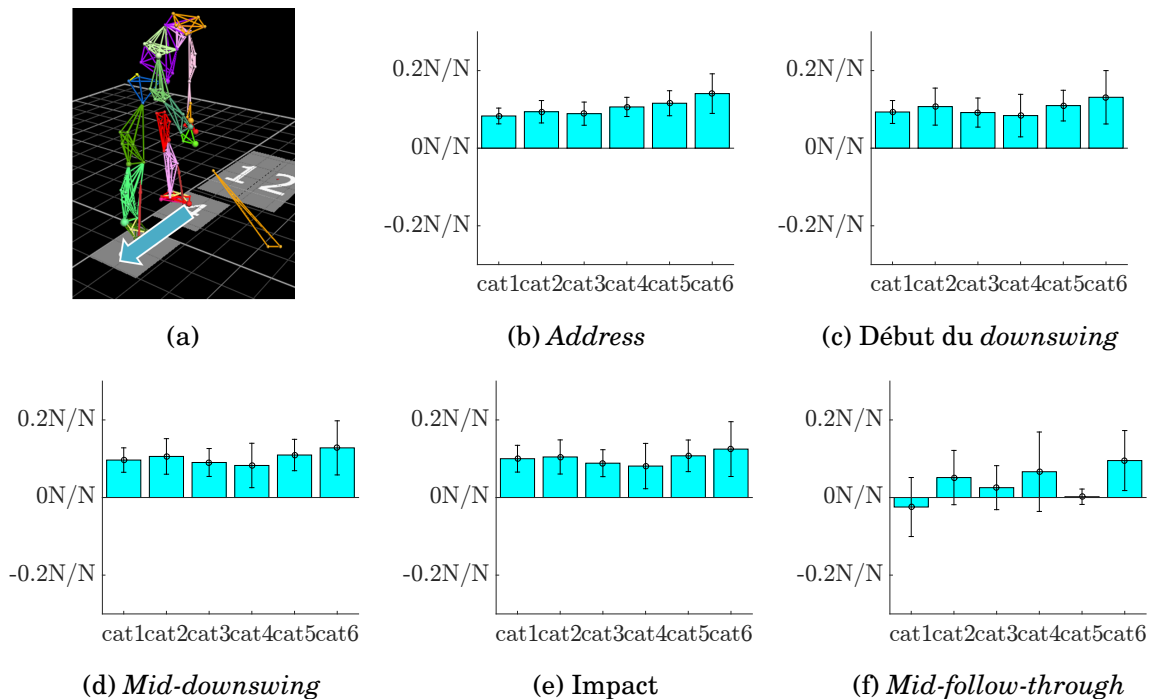


FIGURE VII.8 – Moyennes et écarts-types des efforts médio-latéraux normés, côté dominant, à l'address (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'impact (e) et au *mid-follow-through*.

En somme, la résultante des actions mécaniques au sol, lorsqu'elle est normée par rapport au

pois, ne semble pas être caractéristique de la performance en termes d'amplitudes. Toutefois, des différences de timing semblent exister. Une approche plus complexe, faisant intervenir les efforts au sol est décrite dans la section VII.5.

VII.3 Centre de Pression

Le centre de pression (**CoP**) d'une action mécanique de surface est défini comme le point de cette surface ayant un couple minimal. Lorsque les actions mécaniques sont mesurées à l'aide de deux plateformes de force, le centre de pression global est le barycentre des centres de pression de chaque pied pondéré par les ratios des efforts verticaux (*c.f.* équation VII.3.1).

$$\exists CP_{go} \in \mathbb{R}^3, \forall O \in \mathbb{R}^3, / \overrightarrow{CoP_{go}} = \frac{\|\overrightarrow{F_{g,vert}}\|}{\|\overrightarrow{F_{d,vert}} + \overrightarrow{F_{g,vert}}\|} \cdot \overrightarrow{CoP_g} + \frac{\|\overrightarrow{F_{d,vert}}\|}{\|\overrightarrow{F_{d,vert}} + \overrightarrow{F_{g,vert}}\|} \cdot \overrightarrow{CoP_d} \quad (\text{VII.3.1})$$

CoP_{go} : le centre de pression du golfeur, $F_{i,vert}$: l'effort vertical de réaction du sol du côté i , CoP_i : le centre de pression du pied côté i

Concernant les amplitudes médio-latérales et antéro-postérieures du centre de pression (*c.f.* figures VII.9 et VII.10), seule la composante antéro-postérieure du pied non-dominant semble varier de façon importante entre les groupes : les catégories cat1 à cat3 ont une amplitude plus grande que celles des catégories cat4 à cat6. Les autres amplitudes sont équivalentes.

Les quatre joueurs pris en compte dans la figure VII.11 ont tous un centre de pression final côté non-dominant sur l'avant du pied et sur la partie latérale du pied, pour le pied dominant.

Toutefois deux profils de centre de pression global semblent exister : un finissant en avant (036(XP)) et un finissant en arrière (les 3 autres), ce qui correspond aux différences de techniques mises en avant par Ball *et al.* [BB07a, BB07b] pour leurs joueurs ayant une technique dite *Front style* ou *Reverse style*.

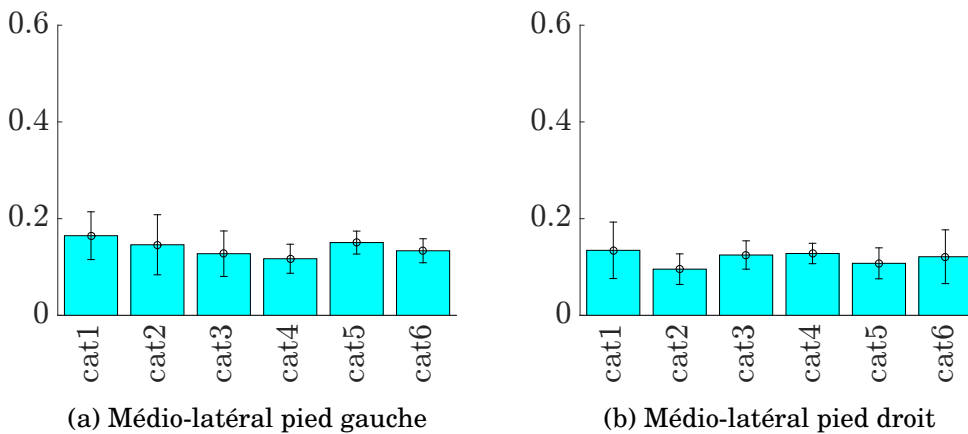


FIGURE VII.9 – Moyennes et écarts-types des amplitudes médio-latérales normées par le poids de chaque sujet.

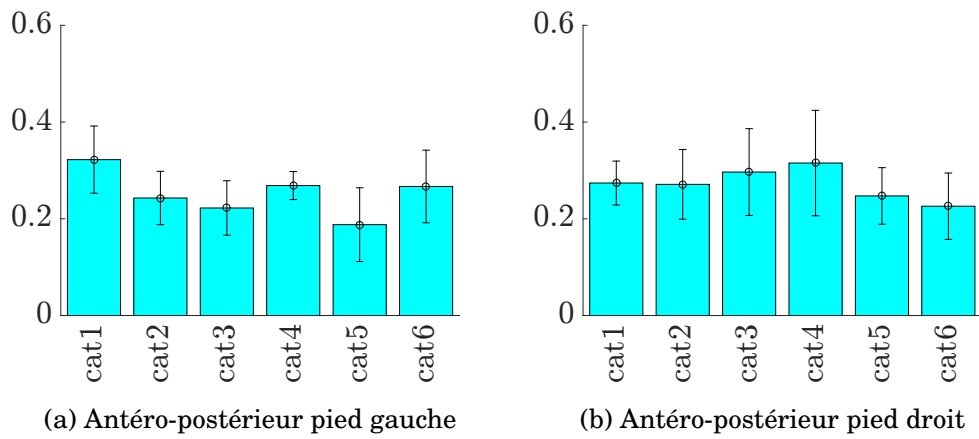


FIGURE VII.10 – Moyennes et écarts-types des amplitudes antéro-postérieures normées par le poids de chaque sujet.

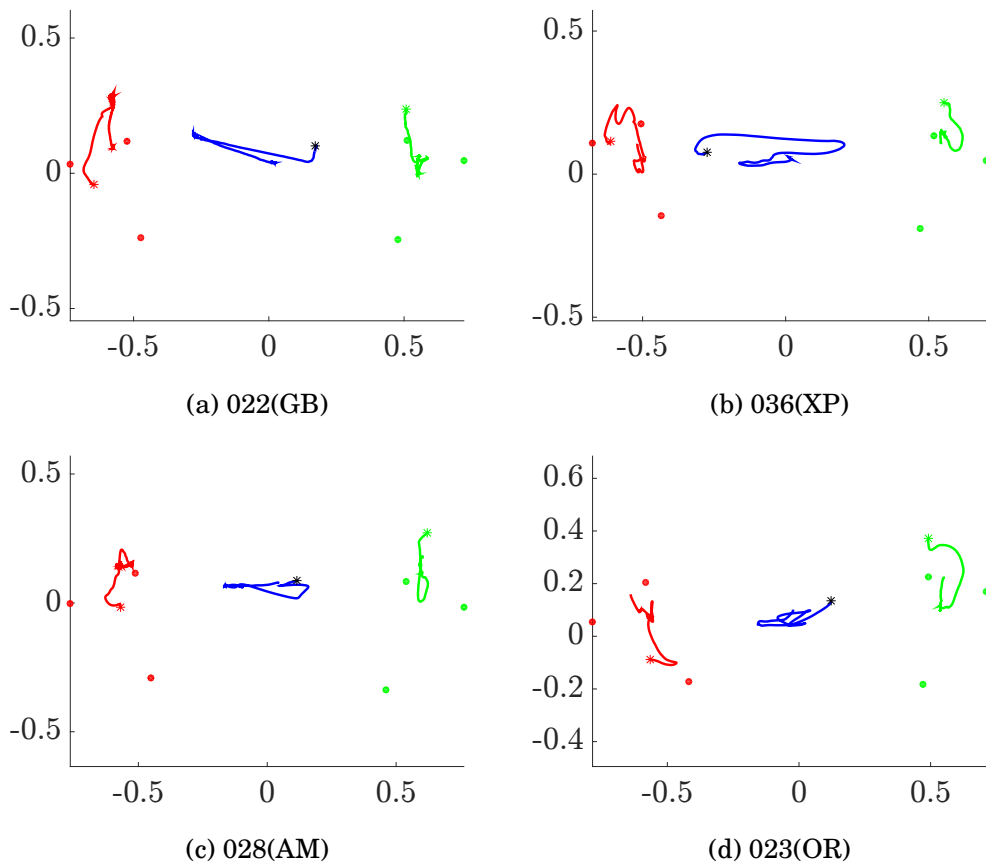


FIGURE VII.11 – Evolution du centre de pression global (en bleu) entre les pieds, talon, premier et cinquième métatarse en ronds pleins (gauche en rouge et droit en vert), * : position du CoP en fin de swing

VII.4 Dynamique articulaire des membres inférieurs

Afin de déterminer les efforts articulaires dans le membre supérieur, il faudrait connaître la répartition des efforts entre les bras gauche et droit issus du club. Le protocole expérimental mis en place ne permet pas de déterminer cet élément. Ainsi, l'analyse effectuée dans le cadre de cette thèse se focalise sur les membres inférieurs. Une des différences notables entre les catégories concernant la rotation interne/externe de cheville se situe au début du *downswing* où les joueurs de plus haut niveau arrivent à produire un moment de rotation interne, côté dominant, plus important, ce qui permet d'accélérer le bassin autour de la hanche côté dominant.

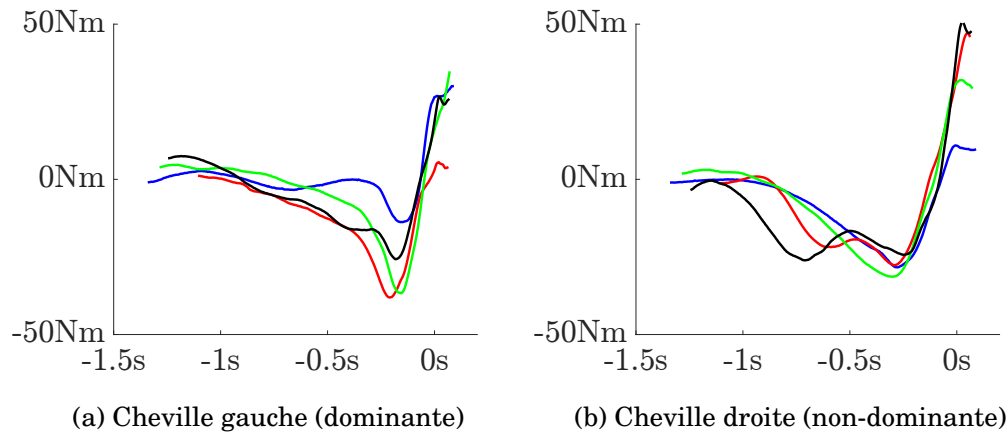


FIGURE VII.12 – Evolutions temporelles des moments de rotation interne/externe des chevilles, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)

La principale différence entre les catégories vis-à-vis du moment de flexion de la cheville se situe à l'impact, où les joueurs amateurs, du côté dominant, ont tendance à produire un moment d'extension plus important, alors que ce moment aurait tendance à ralentir ou déstabiliser le golfeur.

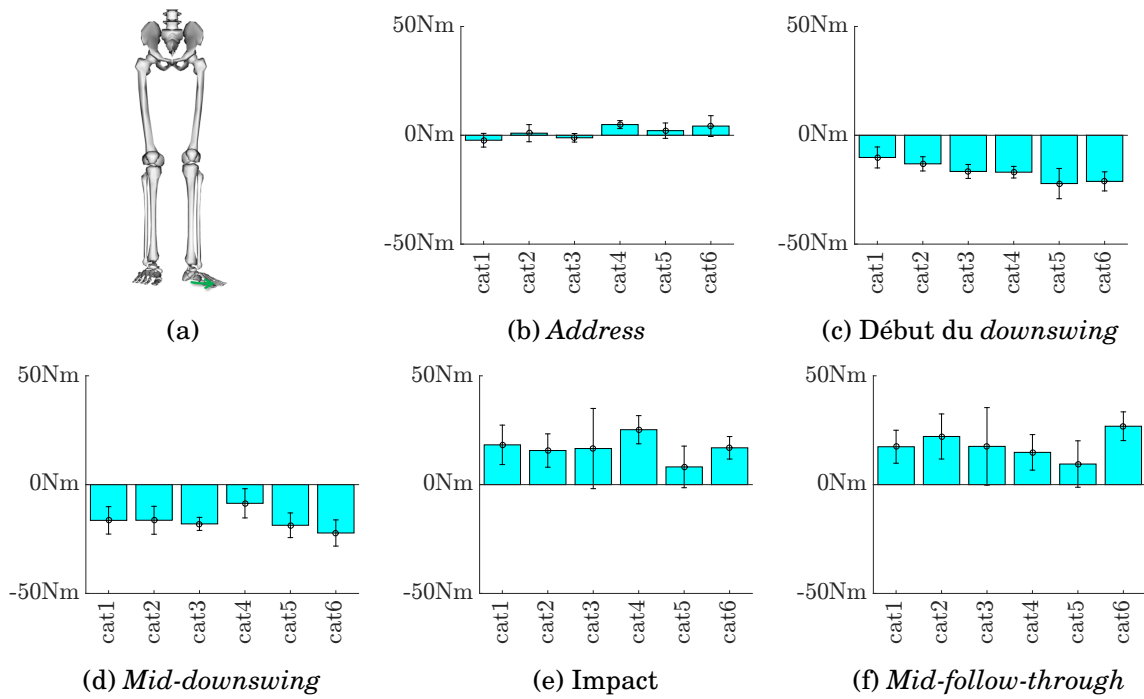


FIGURE VII.13 – Moyennes et écarts-types des moments de rotation interne/externe à la cheville dominante, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'impact (e) et au *mid-follow-through*.

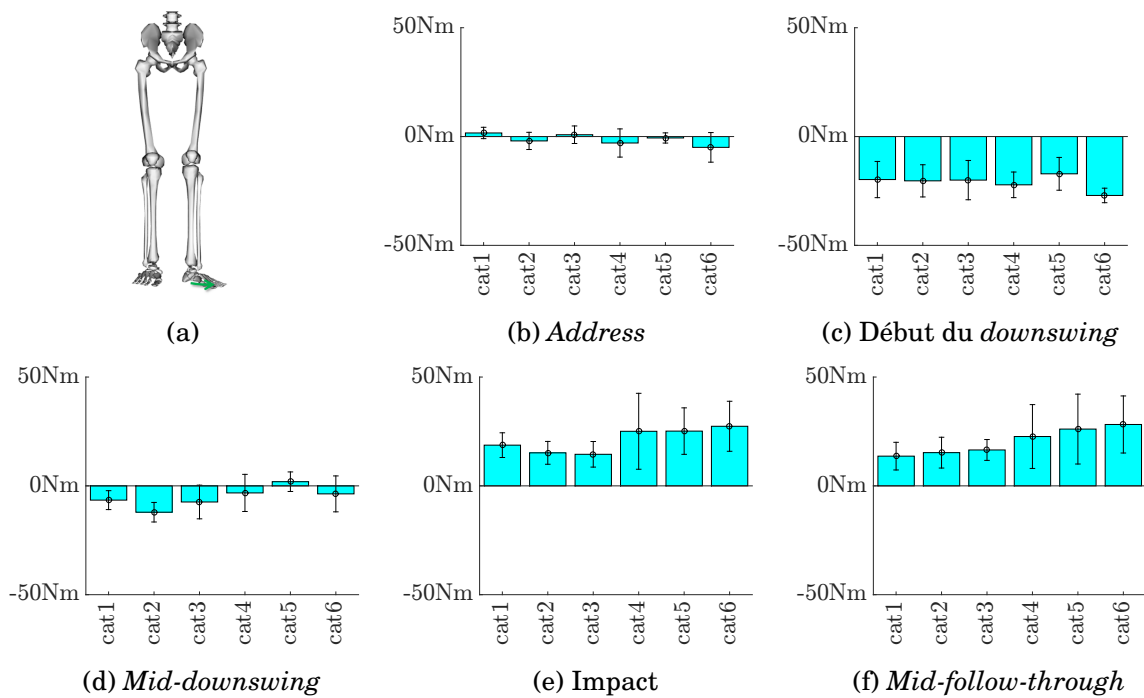


FIGURE VII.14 – Moyennes et écarts-types des moments de rotation interne/externe à la cheville gauche non-dominante, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'impact (e) et au *mid-follow-through*.

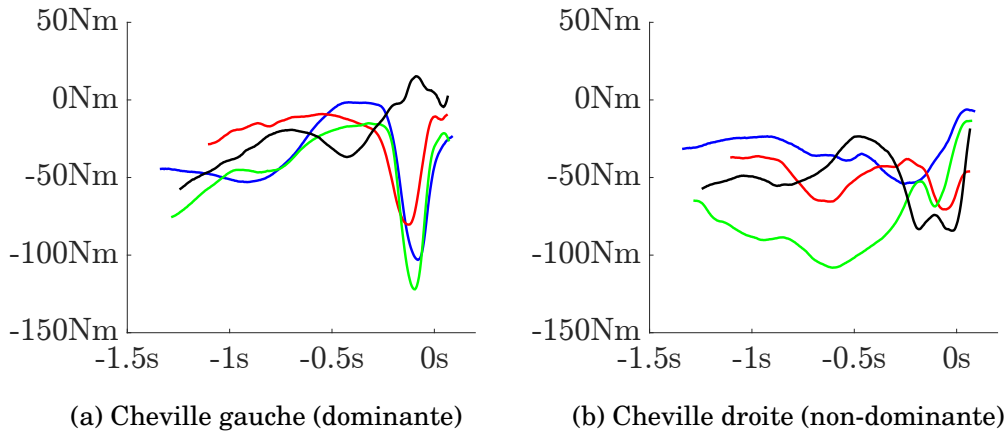


FIGURE VII.15 – Evolutions temporelles des moments de flexion/extension des chevilles, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)

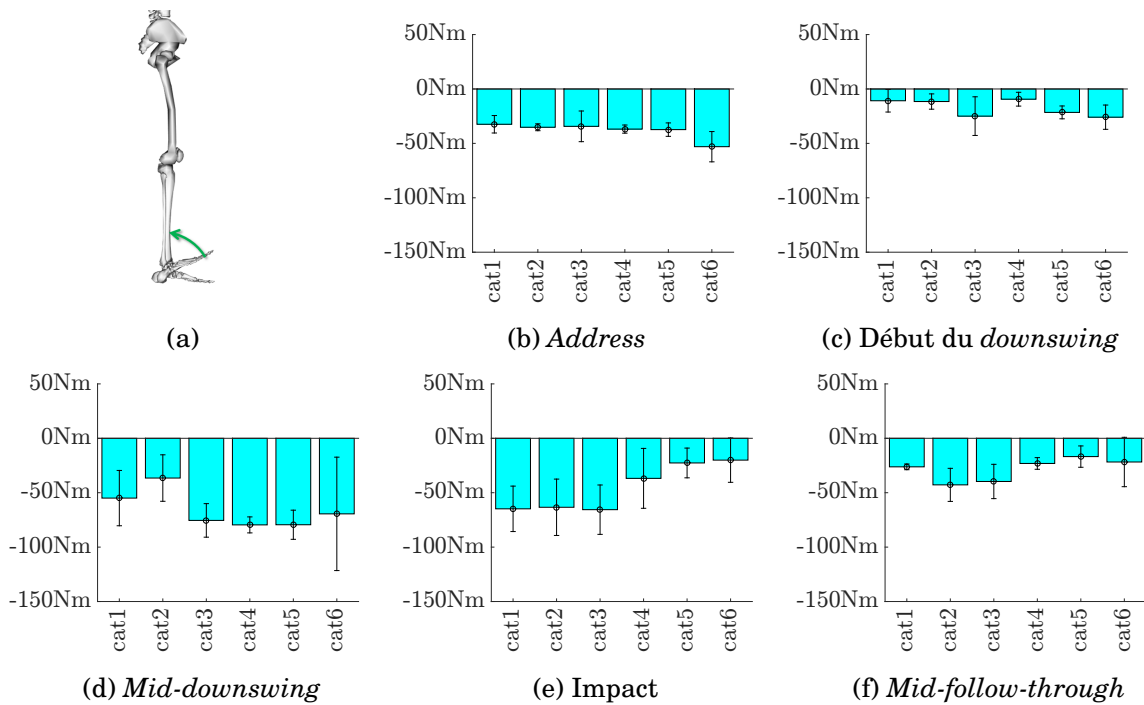


FIGURE VII.16 – Moyennes et écarts-types des moments de flexion/extension à la cheville dominante, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

L'évolution temporelle semble montrer une tendance à ce que le joueur amateur ait des amplitudes de moments plus faibles.

Au niveau des genoux, les moments nets aux genoux semblent plus importants pour les joueurs des catégories cat3 à cat6 sur le côté dominant. Après l'impact, le genou dominant n'a pas le même rôle chez les joueurs de haut niveau que chez les joueurs de niveau plus faible. De signes opposés, les moments au genou dominant permettraient de freiner le mouvement chez les joueurs amateurs contrairement aux joueurs de haut niveau. Cela pourrait être dû à la tendance qu'ont les joueurs amateurs à ne plus faire attention à leur technique, une fois l'impact passé. Ce constat est en accord avec celui de Baker et al. qui ont montré que le genou côté dominant était le plus chargé mécaniquement et ayant une cinématique complexe, le rendant plus exposé à un risque de blessure [BEL⁺17]. Le côté non-dominant ne présente pas de tendance particulière (*c.f.* G.3).

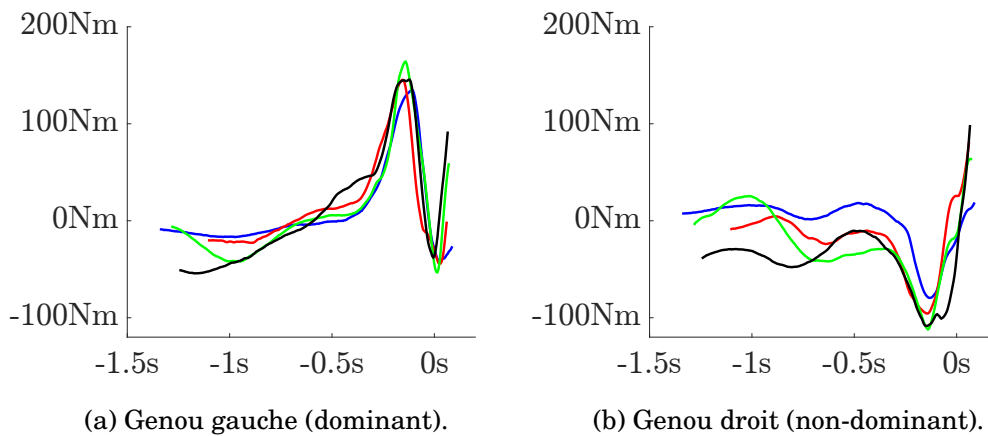


FIGURE VII.17 – Evolutions temporelles des moments de flexion/extension des genoux, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)

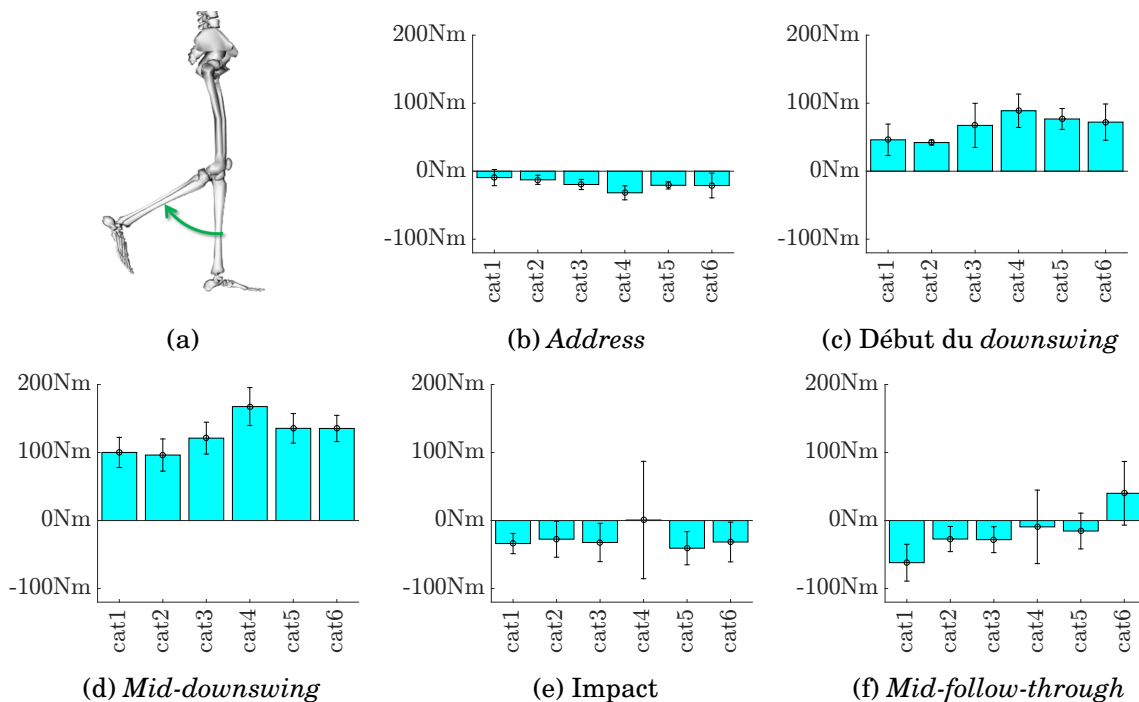


FIGURE VII.18 – Moyennes et écarts-types des moments de flexion/extension du genou gauche, côté dominant, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

Au niveau de la hanche, les joueurs de haut niveau ont tendance à produire un moment d'extension de leur hanche, côté dominant, responsable du mouvement d'extension observé en cinématique.

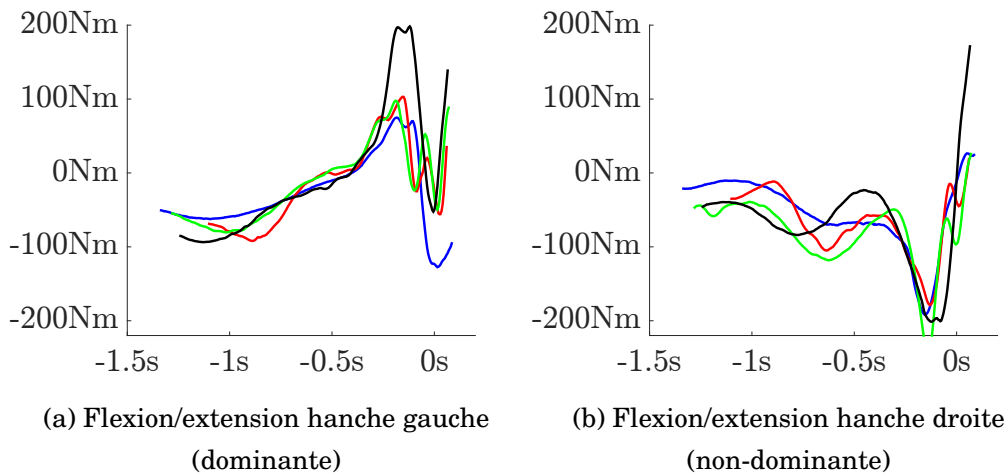


FIGURE VII.19 – Evolution temporelle des moments de flexion/extension des hanches, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)

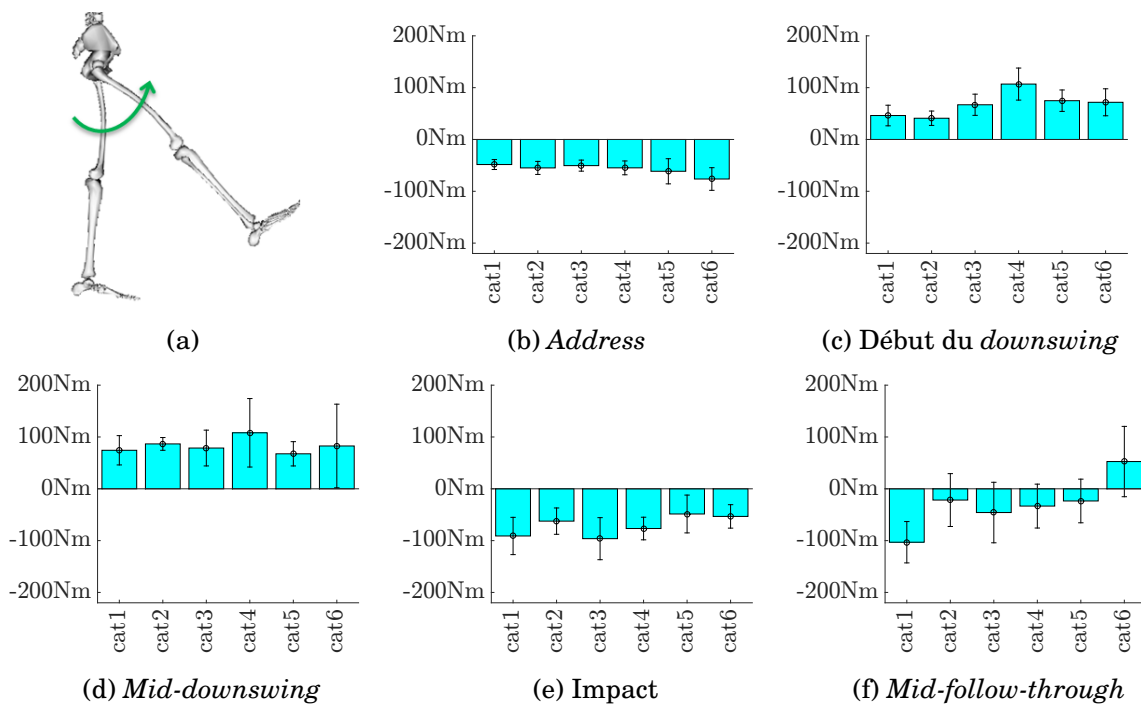


FIGURE VII.20 – Moyennes et écarts-types des moments de flexion/extension de la hanche dominante, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

Concernant les moments de rotation des hanches, le côté dominant ne présente pas de tendance particulière selon les différentes catégories. Côté non-dominant, les joueurs de plus haut niveau ont tendance à générer un moment de rotation externe plus important au moment de l'impact. Cela permettrait d'aider à mobiliser le bassin pour l'orienter vers la cible.

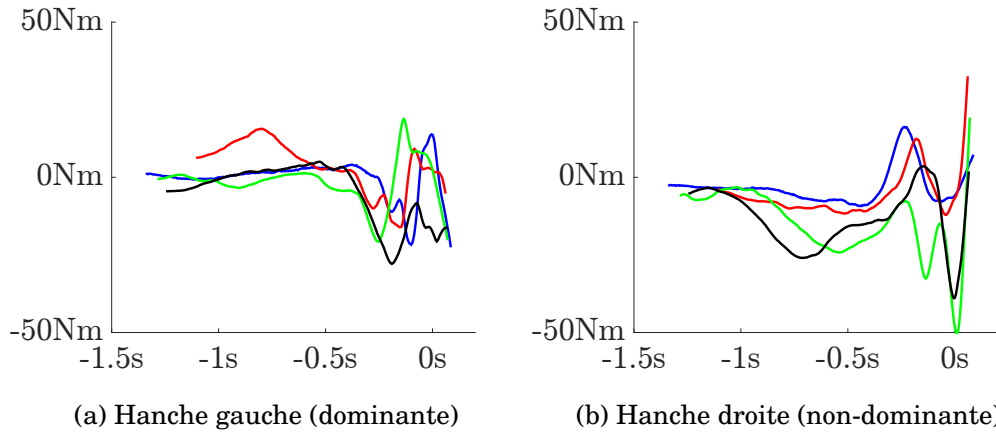


FIGURE VII.21 – Evolutions temporelles des moments de rotation interne/externe des hanches, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)

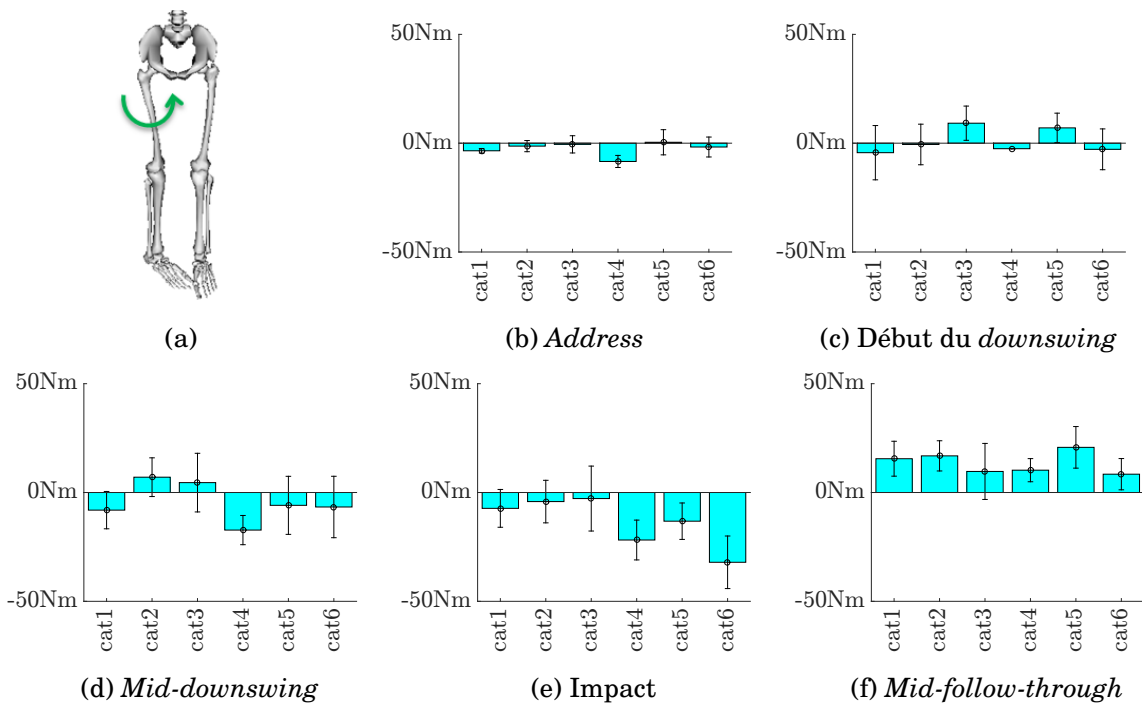


FIGURE VII.22 – Moyennes et écarts-types des moments de rotation interne/externe de la hanche non-dominante, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

VII.5 Moment moteur

Il a été montré, par McNitt-Gray *et al.* [MGMZ⁺13] que les golfeurs modifient naturellement les efforts au sol pour augmenter ou réduire la distance à faire parcourir à la balle, notamment en modifiant les efforts dans le plan horizontal. Ainsi, l'interaction entre le sol et les pieds, en termes d'efforts, pourrait être une clef de la performance. Pour investiguer cela, nous avons effectué une approche globale en définissant un nouveau paramètre : le moment moteur global des efforts au sol lors du *downswing*.

L'objectif de cette section était de définir et de calculer pour la cohorte, un facteur traduisant de manière globale la dynamique du golfeur.

VII.5.1 Matériel et méthodes

Le moment moteur a été défini comme la composante suivant la normale au plan de swing du moment global des actions mécaniques appliquées sur le golfeur, exprimé en son centre de gravité. Le moment non moteur est le complémentaire du moment moteur pour former le moment total des actions mécaniques extérieures.

Pour chaque swing étudié, une décomposition des contributions au moment moteur a été effectuée. Deux cas ont été pris en compte : le premier où les moments sont normés par rapport au poids de chaque sujet, pour faciliter la comparaison des individus entre eux ; et le second où les moments ne sont pas normés. Six composantes (*c.f.* équation VII.5.1) sont définies :

- celle des efforts dans le plan horizontal du pied côté dominant,
- celle des efforts dans le plan horizontal du pied côté non-dominant,
- celle des efforts verticaux du pied côté dominant,
- celle des efforts verticaux du pied côté non-dominant,
- celle du moment libre du pied côté dominant,
- celle du moment libre du pied côté non-dominant.

A partir de ces composantes, plusieurs paramètres sont étudiés :

- les moyennes au cours du *downswing*, ce qui donne l'équation VII.5.2, pour une contribution générique $\overrightarrow{M_{G,i}}$,
- le maximum du moment moteur,
- le délai entre le maximum de moment moteur et l'impact (négatif si le maximum est atteint avant l'impact),
- la norme du moment extérieur total, exprimé au même point que le moment moteur,
- le ratio entre la norme du moment global issu des efforts au sol, à l'instant du maximum du moment moteur et le moment moteur maximum.

Pour chacun de ces paramètres, le coefficient de corrélation linéaire de Pearson est calculé.

On se place dans les conditions de détermination du plan de swing qui ont été définies dans l'annexe C. Le centre de masse du golfeur est pris comme étant le barycentre au cours du swing des segments du modèle cinématique défini dans le chapitre IV.1.4.

$$M_{moteur} = \overrightarrow{M_G} \cdot \overrightarrow{n_{plan}} = M_{vert,D} + M_{vert,ND} + M_{horiz,D} + M_{horiz,ND} + M_{libre,D} + M_{libre,ND} \quad (VII.5.1)$$

$$M_{moy,i} = \frac{1}{T_{down}} \cdot \int_{down} \overrightarrow{M_{G,i}} \cdot \overrightarrow{n_{plan}} \cdot dt \quad (VII.5.2)$$

Avec : M_{moteur} : moment moteur,

$\overrightarrow{M_G}$: moment global du golfeur exprimé en son centre de gravité (G),

$\overrightarrow{n_{plan}}$: normale unitaire au plan de swing,

$M_{orient,ct}$: moments induits par les efforts au sol orientés suivant la verticale ou dans le plan horizontal de la salle, sur le pied côté dominant / non dominant,

$M_{libre,ND}$: moment libre sous chaque pied côté dominant / non-dominant

T_{down} la durée du downswing,

M_{moy} le moment moteur moyen de la contribution considérée, au centre de masse, suivant la normale du plan de swing

VII.5.2 Résultats

Les golfeurs dont les courbes sont présentées sur les figures VII.23 et VII.24 ont un pic de moment moteur proche de l'impact, le joueur amateur 022(GB) présentant, quant à lui, un pic de moment moteur très en deçà de ceux des joueurs professionnels. Ainsi, les joueurs professionnels semblent réussir à produire un moment moteur plus important. Toutefois, elle s'accompagne par une production de moment non moteur (c.f figures VII.23 et VII.24).

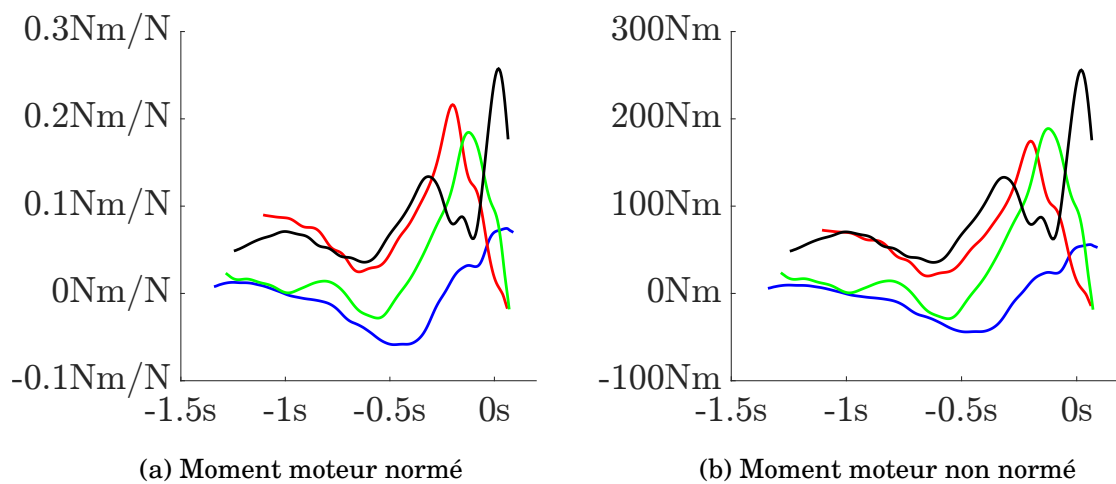


FIGURE VII.23 – Evolutions temporelles des moments moteurs, normés par le poids (a) et non normés (b), bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)

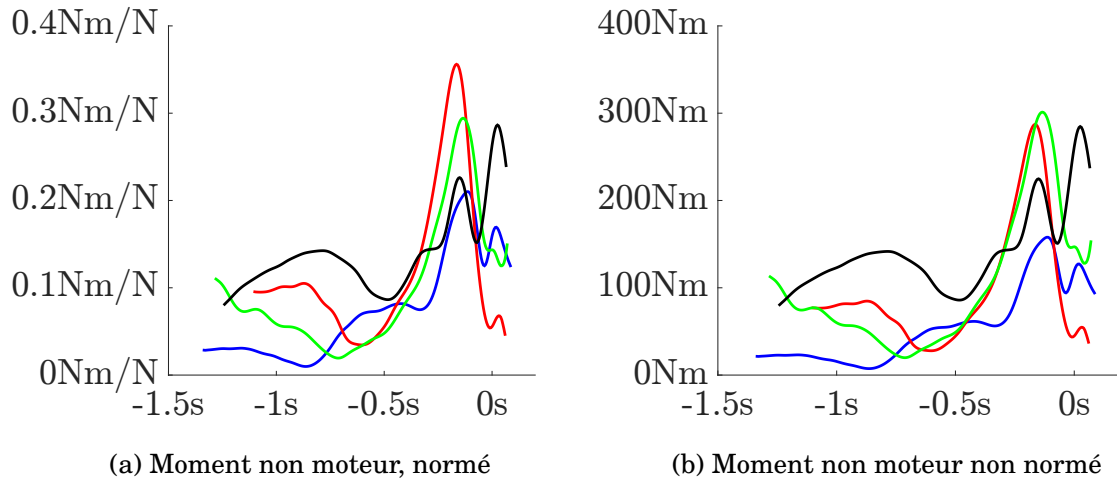


FIGURE VII.24 – Evolutions temporelles des moments non moteurs, normés par le poids (a) et non normés (b), bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)

Le moment moteur moyen, normé ou non, est légèrement corrélé à la performance (*c.f.* tableau VII.2 et figures VII.25 et VII.26). Plus que la capacité à produire un pic de moment moteur, c'est bien la capacité à générer un moment moteur moyen sur le *downswing* qui semble permettre la performance. Des six contributions, ce sont celles du côté vertical non-dominant et horizontal côté non-dominant qui permettent d'améliorer la performance. En effet, même si ces contributions au moment moteur ne sont pas les principales (*c.f.* tableau VII.1), il semblerait que leur utilisation soit déterminante pour augmenter le moment moteur et la performance.

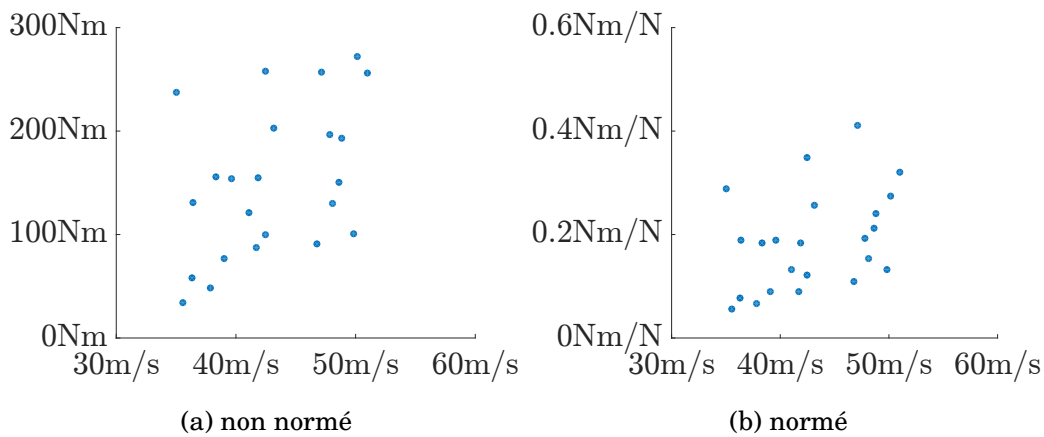


FIGURE VII.25 – Moment moteur maximum en fonction de la performance

Paramètre (Nm)	Moy.	SD	Min	Max
Total moyen	79.9	50.3	-2.0	164
Vertical, côté D	137.5	38.1	75.2	218.3
Vertical, côté ND	-71.1	23.7	-111.9	-32.04
Horizontal, côté D	-112.5	18.8	-148.9	-83.9
Horizontal, côté ND	125.6	22.0	68.8	172.4
Libre, côté D	-0.3	0.8	-2.2	1.8
Libre, côté ND	0.6	1.1	-2.2	3.0

TABLE VII.1 – Tableau des valeurs des contributions au moment moteur
D : dominant, ND : non dominant, SU : sans unité

Paramètre	Moment moteur (Nm)	Moment moteur (Nm/N)
Total moyen	0.5298	<u>0.4853</u>
Maximum	<u>0.4537</u>	0.396
Vertical, côté D	0.2733	0.1680
Vertical, côté ND	<u>0.4767</u>	0.5620
Horizontal, côté D	-0.1946	-0.0500
Horizontal, côté ND	0.3722	0.2158
Delai pic-impact (s)	-0.5494	
Ratio (SU)	<u>0.4782</u>	

TABLE VII.2 – Tableau des corrélations linéaires de Pearson des paramètres des moments moteurs

D : dominant, ND : non dominant, SU : sans unité

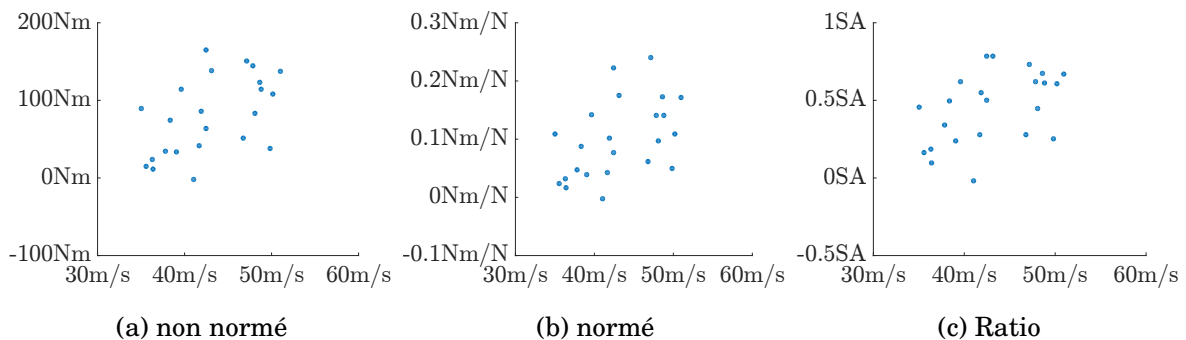
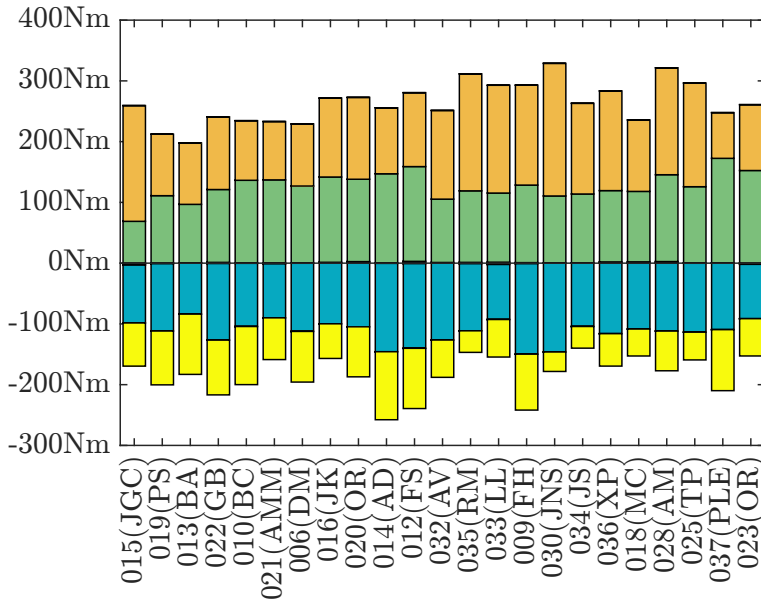
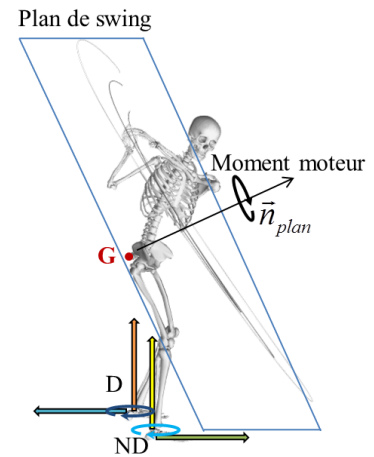


FIGURE VII.26 – (a) Moment moteur moyen en fonction de la performance. (b) Moment moteur moyen normé en fonction de la performance. (c) Ratio entre le moment moteur et le moment global

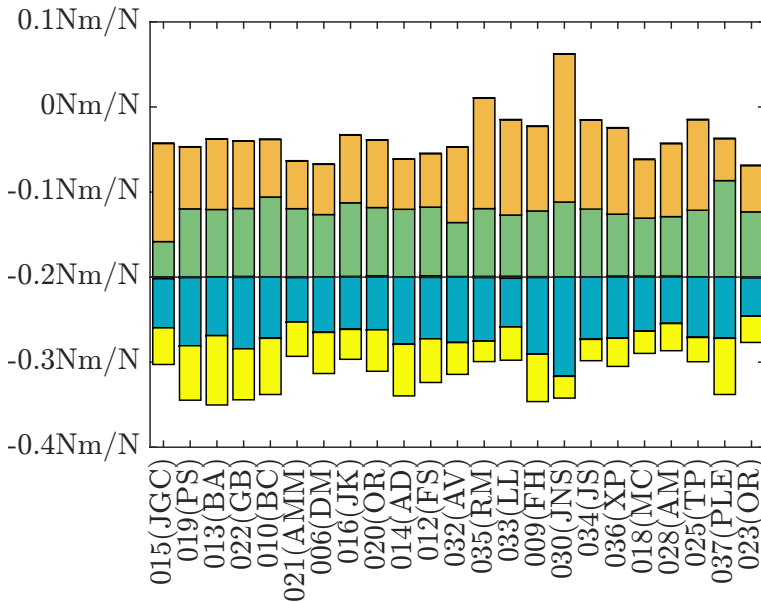
Concernant la répartition des différentes composantes permettant de générer le moment moteur, les valeurs des moments libres sont du même ordre de grandeur que celles de l'étude de Worsfold *et al.* [WSD08]. Cependant, ces contributions sont négligeables devant les autres composantes. Le moment moteur issu des efforts horizontaux est toujours positif du côté dominant et négatif du côté non-dominant.



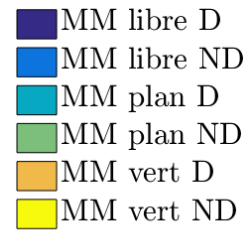
(a) non normé



(b) Schéma moment moteur



(c) normé



(d) Légende

FIGURE VII.27 – Répartition des contributions moyennes au moment moteur, sujets rangés par ordre croissant de performance

(a) : Répartition des contributions au moment moteur (b) : Schéma d'illustration du moment moteur (c) : Répartitions normées des contributions au moment moteur. (d) Légende des graphiques a et c. D : côté dominant, ND : côté non-dominant, vert : vertical. Les contributions des moments libres sont presque invisibles car négligeables.

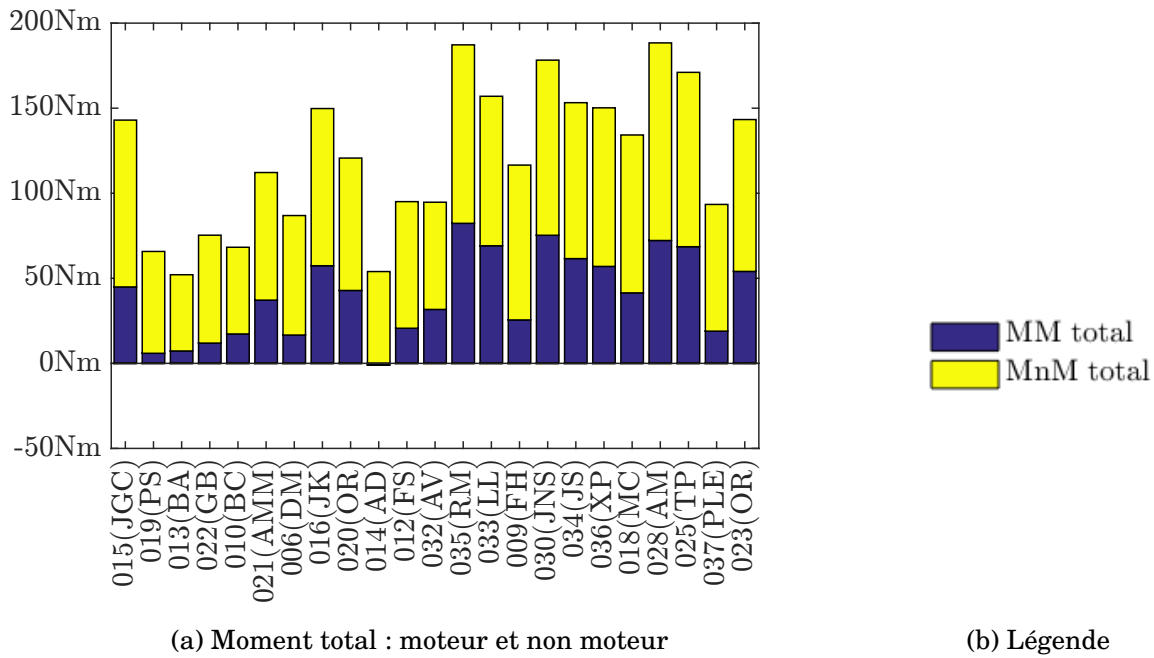


FIGURE VII.28 – Répartition entre le moment moteur total et le moment non moteur, sujets rangés par ordre croissant de performance.

MM : moment moteur, MnM : moment non moteur

Les graphiques VII.29 représentent l'évolution du moment moteur maximum lorsque l'on sélectionne le swing le meilleur, au sens de la vitesse de club, parmi tous les swings effectués lors de l'expérimentation. L'évolution du moment moteur avec la performance dans ce cas est plus nette (données issues de la communication [BSR⁺17d]).

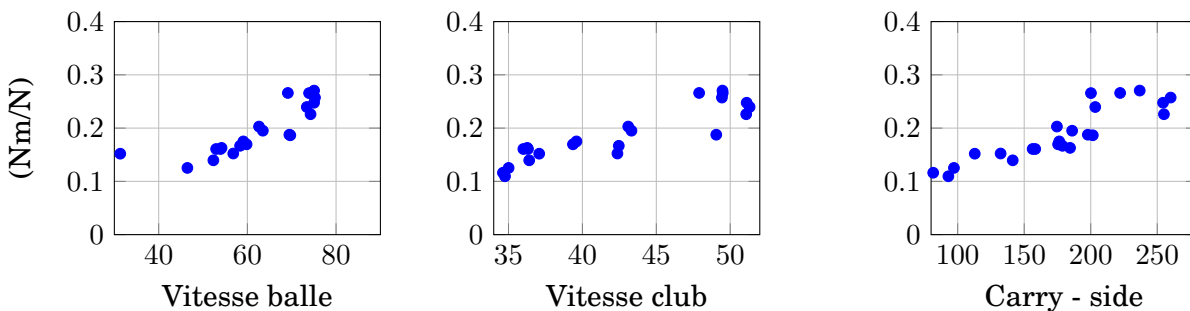


FIGURE VII.29 – Evolution du moment moteur maximum du driver en fonction de la vitesse de club à gauche et de la vitesse de balle à droite

VII.5.3 Discussion et conclusion

Le moment moteur est théoriquement lié à l'accélération angulaire, conformément au principe fondamental de la dynamique. Toutefois, ce paramètre n'explique pas la performance à lui seul. Cette approche a permis de mettre en avant que certains golfeurs arrivent à utiliser les efforts du côté non-dominant de manière plus efficace et que cette amélioration semble mener à un potentiel de performance plus important.

Lorsqu'une consigne d'augmenter la distance à faire parcourir à la balle est donnée, il semblerait qu'une stratégie courante soit de modifier la dynamique de leur swing pour augmenter le moment moteur. Il a d'ailleurs été montré, lors de deux communications orales, dont les résumés sont en annexe (*c.f.* J.3.1 [BSR⁺17a] et J.5.2 [BSR⁺17b]) que certains golfeurs réussissaient même à rendre la composante induite par les efforts horizontaux positives et non négatives comme cela est le cas dans cette sélection de données. Cette différence de stratégie permettait d'améliorer la performance tout en réduisant les efforts totaux et donc potentiellement les efforts articulaires mais avec une diminution potentielle de maîtrise.

VII.6 Conclusion sur la dynamique

La dynamique du swing est complexe : tout comme pour la cinématique, le mouvement faisant intervenir de nombreuses articulations, l'étude articulation par articulation semble nécessaire. Des différences de techniques ont été retrouvées notamment au niveau du centre de pression, en lien avec les styles *Front* et *Reverse*, mais qui ne semblent pas liées directement à la performance pour les joueurs pris en compte. L'étude des efforts a pu montrer que les efforts mis en jeu sont semblables à ceux existant lors de la marche. Les joueurs de meilleurs niveaux ont un transfert de charge plus rapide voire avec un profil plus complexe que celui des joueurs de niveau plus faible.

Un nouveau paramètre a été considéré : le moment moteur. Une constance entre les joueurs a été mesurée concernant le rôle de chacune des contributions, dans leur zone de confort. Toutefois, dès que les golfeurs sont plus sollicités, une modification de ces composantes semble s'effectuer et rend motrices, chez certains joueurs, des composantes qui ne l'étaient pas auparavant. Il serait intéressant de continuer cette étude pour voir si cette tendance se fait ou non au détriment de la précision.

D'un point de vue technique, l'élément qu'il faudrait améliorer pour augmenter la précision de l'approche de dynamique articulaire est la détermination des inerties. La première étape d'amélioration serait de prendre en compte les ajustements effectués par Dumas *et al.* [DCV07], d'autres méthodes, par identification ou par mesure des volumes pourraient aussi être utilisées.

Chapitre VIII

Energétique et cinétique du swing

Sommaire

VIII.1	Energie cinétique segmentaire	148
VIII.2	Moment cinétique moteur	151
VIII.3	Inertie apparente	152
VIII.4	Puissance articulaire	154
VIII.5	Conclusion et perspectives de l'énergétique	157

L'approche énergétique a l'avantage de permettre de s'affranchir des erreurs issues du choix de la séquence cinématique. Ce chapitre traite de l'énergie segmentaire, du moment cinétique moteur et de l'inertie apparente et de la puissance articulaire.

VIII.1 Energie cinétique segmentaire

L'objectif de cette section a été de déterminer l'énergie cinétique segmentaire, uniquement à partir des résultats de la cinématique des segments dans le repère global et des paramètres inertiels segmentaires.

Chaque segment S est considéré comme un solide rigide, son énergie cinétique (E_c) dans son mouvement par rapport au repère R^1 est :

$$E_c(S/R) = \frac{1}{2} \{V_{S/R}\} \cdot \{C(S/R)\} \quad (\text{VIII.1.1})$$

Avec :

$$\{V_{S/R}\} = \left\{ \begin{array}{c} \vec{\Omega}(S/R) \\ \vec{V}_{G_s/R} \end{array} \right\}, \{C_{S/R}\} = \left\{ \begin{array}{c} m \cdot \vec{V}_{G_s/R} \\ \underline{\underline{J}}(G_s, S) \cdot \vec{\Omega}(S/R) \end{array} \right\} \quad (\text{VIII.1.2})$$

Ce qui correspond, dans le cas de l'expression des torseurs au centre de gravité du segment :

$$E_c(S/R) = \frac{1}{2} \cdot m \vec{V}_{G_s/R}^2 + \frac{1}{2} \vec{\Omega}(S/R) \cdot \underline{\underline{J}}(G_s, S) \cdot \vec{\Omega}(S/R) \quad (\text{VIII.1.3})$$

On peut alors distinguer deux contributions : une de rotation ($E_{c,rot}(S/R)$) et une de translation ($E_{c,trans}(S/R)$)

$$E_{c,rot}(S/R) = \frac{1}{2} \vec{\Omega}(S/R) \cdot \underline{\underline{J}}(G_s, S) \cdot \vec{\Omega}(S/R) \quad (\text{VIII.1.4})$$

$$E_{c,trans}(S/R) = \frac{1}{2} \cdot m \vec{V}_{G_s/R}^2 \quad (\text{VIII.1.5})$$

Avec : $E_c(S/R)$: énergie cinétique du segment S en mouvement dans R,

$\{V_{S/R}\}$: torseur cinématique du segment S dans R,

$\{C(S/R)\}$: torseur cinétique du segment S dans R,

m : masse du segment S

$\vec{V}_{G_s/R}$: vitesse du centre de gravité G_s du segment S dans son mouvement par rapport au repère R,

$\vec{\Omega}(S/R)$: vecteur taux de rotation du segment S

$\underline{\underline{J}}(G_s, S)$: matrice d'inertie du segment S, exprimée en son centre de gravité G_s

L'énergie cinétique totale est calculée pour chaque golfeur. Les paramètres pris en compte sont : le maximum de l'énergie cinétique, la moyenne lors du *backswing*, du *downswing* et du *follow-through*. Pour chaque paramètre d'énergie cinétique, la partie due à la translation et celle due à la rotation sont distinguées.

Que ce soit pour l'énergie cinétique maximale (c.f. figure VIII.1), l'énergie cinétique moyenne au *downswing* (c.f. figure VIII.3) ou au *follow-through* (c.f. figure VIII.4), la contribution issue de la rotation et celle issue de la translation sont globalement équilibrées, quelque soit le niveau des

1. Les expressions sont adaptées du livre de Bône *et al.* [BMB94]

joueurs. Lors du backswing, les contributions de translation semblent plus importantes (c.f. figure VIII.2).

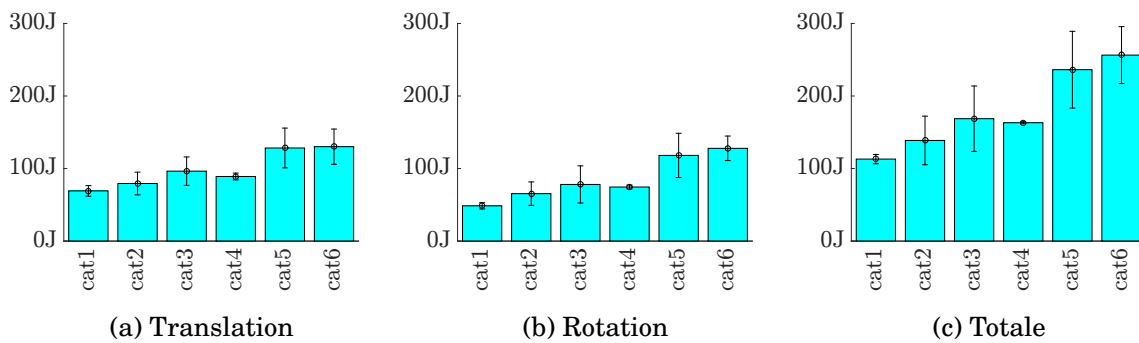


FIGURE VIII.1 – Répartitions de l'énergie cinétique maximale au cours du swing. (a) énergie cinétique de translation (b) énergie cinétique de rotation (c) énergie cinétique totale.

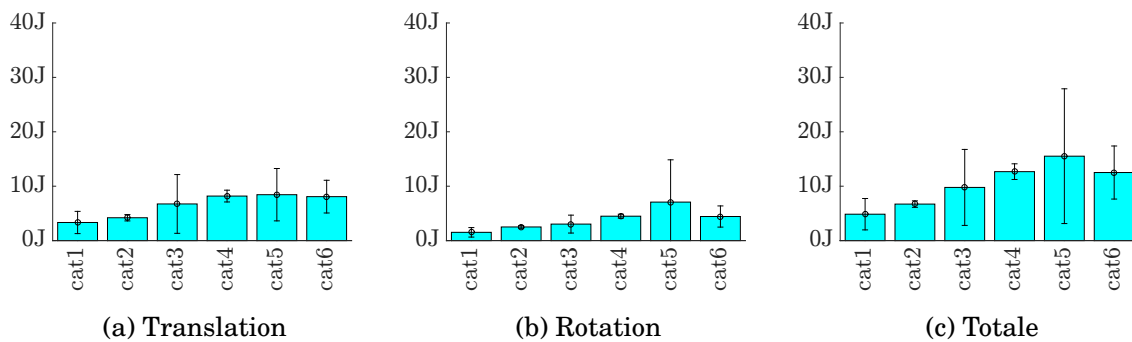


FIGURE VIII.2 – Répartitions de l'énergie cinétique moyenne lors du backswing. (a) énergie cinétique de translation (b) énergie cinétique de rotation (c) énergie cinétique totale.

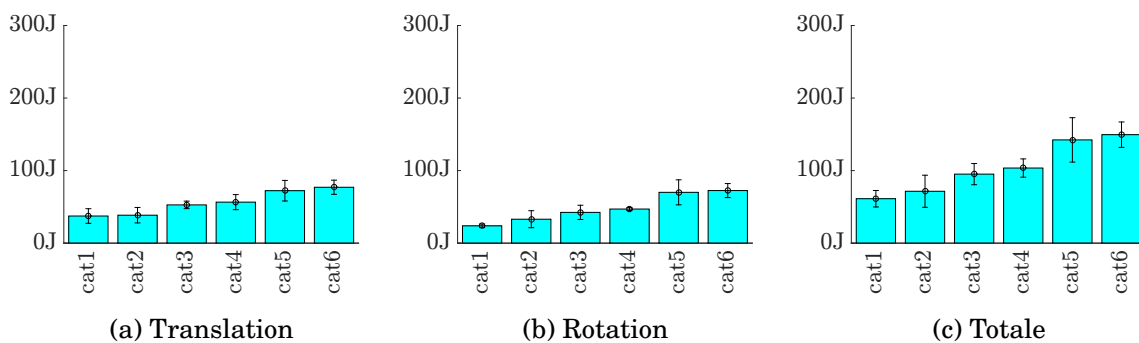


FIGURE VIII.3 – Répartitions de l'énergie cinétique moyenne lors du downswing. (a) énergie cinétique de translation (b) énergie cinétique de rotation (c) énergie cinétique totale.

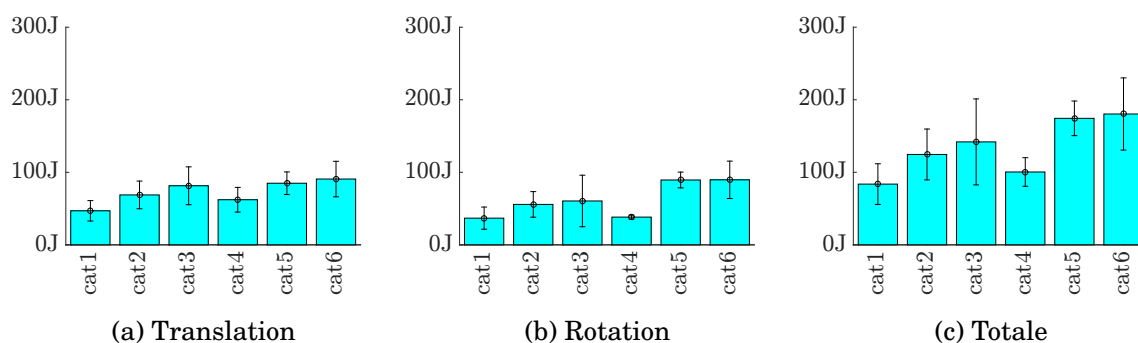


FIGURE VIII.4 – Répartitions de l'énergie cinétique moyenne lors du follow-through. (a) énergie cinétique de translation (b) énergie cinétique de rotation (c) énergie cinétique totale.

Les figures VIII.5 représentent les énergies cinétiques des segments de la séquence cinématique (bassin, thorax, bras gauche, avant-bras gauche et main gauche). Anderson *et al.* [AWS06] ont, eux aussi, eu une telle approche. Tout comme eux, nous retrouvons bien ici que les pics d'énergies cinétiques segmentaires s'effectuent proche de l'impact et quasiment simultanément. Toutefois même si les ordres de grandeurs sont respectés, les valeurs relatives entre les segments sont très différentes entre leur étude et les données présentées ici. En effet, en termes d'amplitudes, Anderson *et al.* ont mesuré une augmentation de l'énergie cinétique, dans l'ordre croissant : "*hips*", "*torso*", "*arms*"; alors que nous mesurons bassin, bras, main, thorax. Les différences méthodologiques entre cette étude et celle d'Anderson *et al.* sont de deux ordres, d'expérimentation car ils posent les marqueurs sur les vêtements et non directement sur la peau ; et de modélisation car ils effectuent des regroupements de segments : le segment "*hips*" prend en compte les pieds, les jambes et le bassin, le segment "*arms*" prend en compte les épaules, les bras, les mains et les doigts, le segment "*torso*" prend en compte le thorax, le cou et la tête. Ces différences pourraient engendrer une différence d'inertie mais aussi rendre le calcul des vitesses compliqué, ce qui pourrait expliquer la différence d'amplitude des énergies mesurées.

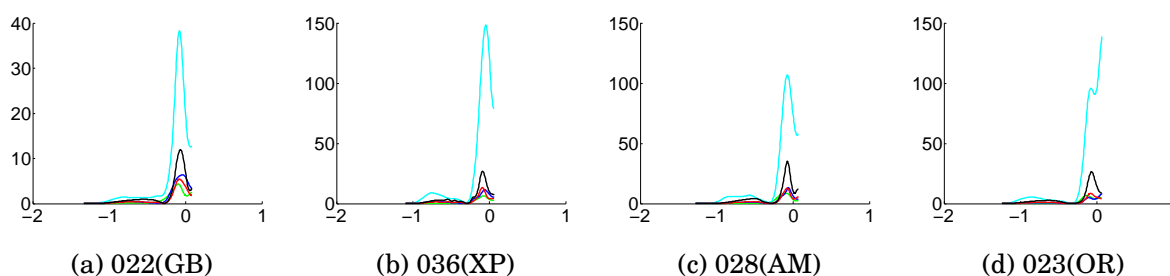


FIGURE VIII.5 – Énergies cinétiques segmentaires pour le bassin, le thorax, le bras gauche, l'avant-bras gauche et la main gauche, pour la sélection de joueurs
Bassin en vert, thorax en cyan, bras en bleu, avant-bras en rouge et main en noir

VIII.2 Moment cinétique moteur

Dans le but d'étendre la notion de moment moteur en prenant en compte la vitesse, le moment cinétique moteur a été calculé. Celui-ci a été défini comme la composante suivant la normale au plan du moment cinétique global, exprimé au centre de gravité global du golfeur. En considérant que la matrice d'inertie de chaque segment est connue, le moment cinétique élémentaire d'un segment ($\vec{\sigma}_i(G, S_i/R)$) au moment cinétique total a été calculé par :

$$\vec{\sigma}_i(G, S_i/R) = m_{si} \overrightarrow{GG_{si}} \wedge \vec{V}(G_{si}/R) + \underline{\underline{J}}(G_s, S) \cdot \vec{\Omega}(S_i/R) \quad (\text{VIII.2.1})$$

Ainsi le moment cinétique moteur élémentaire d'un segment i ($\sigma_{mot,i}$) a été défini de la manière suivante :

$$\sigma_{mot,i} = \vec{\sigma}_i(G, S_i/R) \cdot \vec{n}_{plan} \quad (\text{VIII.2.2})$$

Et le moment moteur cinétique total :

$$\sigma_{mot,total} = \sum_{i=1}^{n_{seg}} \sigma_{mot,i} \quad (\text{VIII.2.3})$$

Les résultats montrent que le moment cinétique moteur croît avec la performance du golfeur, du *downswing* jusqu'à l'impact et est plus important chez les joueurs les plus expérimentés. Juste avant l'impact, ce moment cinétique diminue pour tous les sujets car il est transféré au club.

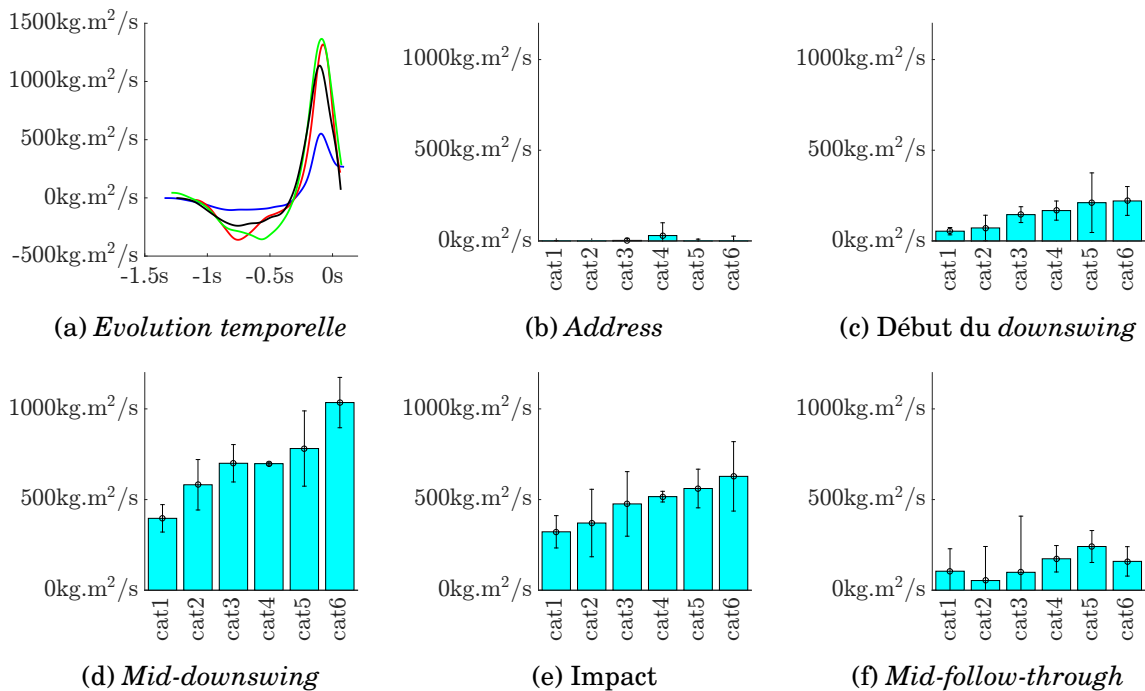


FIGURE VIII.6 – Répartitions du moment cinétique moteur lors du swing.

VIII.3 Inertie apparente

Lors du swing le golfeur va modifier sa position et donc modifier son inertie globale. Par définition une inertie plus importante s'oppose à l'accélération. Autrement dit, pour accélérer d'autant sa main, un golfeur avec une inertie importante, devra produire un couple moteur plus important. L'objectif de cette section était de vérifier si les joueurs de meilleur niveau arrivent à minimiser leur inertie corporelle apparente afin de rendre leur mouvement optimal.

Pour quantifier la capacité du golfeur à minimiser son inertie, une inertie apparente utile J_{app} a été définie comme étant la quantité scalaire ci-dessous, et représente l'inertie qui s'oppose au moment moteur.

$$J_{app} = \underline{\underline{J}}(G, S) \cdot \overrightarrow{n_{plan}} \cdot \overrightarrow{n_{plan}} \quad (\text{VIII.3.1})$$

Avec :

$$\underline{\underline{J}}(G, S) \cdot \overrightarrow{n_{plan}} = \sum_{i=1}^{n_{seg}} \underline{\underline{J}}(G_{si}, S) \cdot \overrightarrow{n_{plan}} + m_{si} \overrightarrow{GG_{si}} \wedge (\overrightarrow{n_{plan}} \wedge \overrightarrow{GG_{si}}) \quad (\text{VIII.3.2})$$

Avec :

m_{si} : masse du segment Si

$\overrightarrow{V}_{G_s/R}$: vitesse du centre de gravité G_s du segment S dans son mouvement par rapport au repère R ,

G : centre de gravité du golfeur

G_{si} : centre de gravité du segment i

$\underline{\underline{J}}(G_{si}, S)$: matrice d'inertie du segment Si , exprimée en son centre de gravité G_{si}

$\overrightarrow{n_{plan}}$: normale au plan de swing

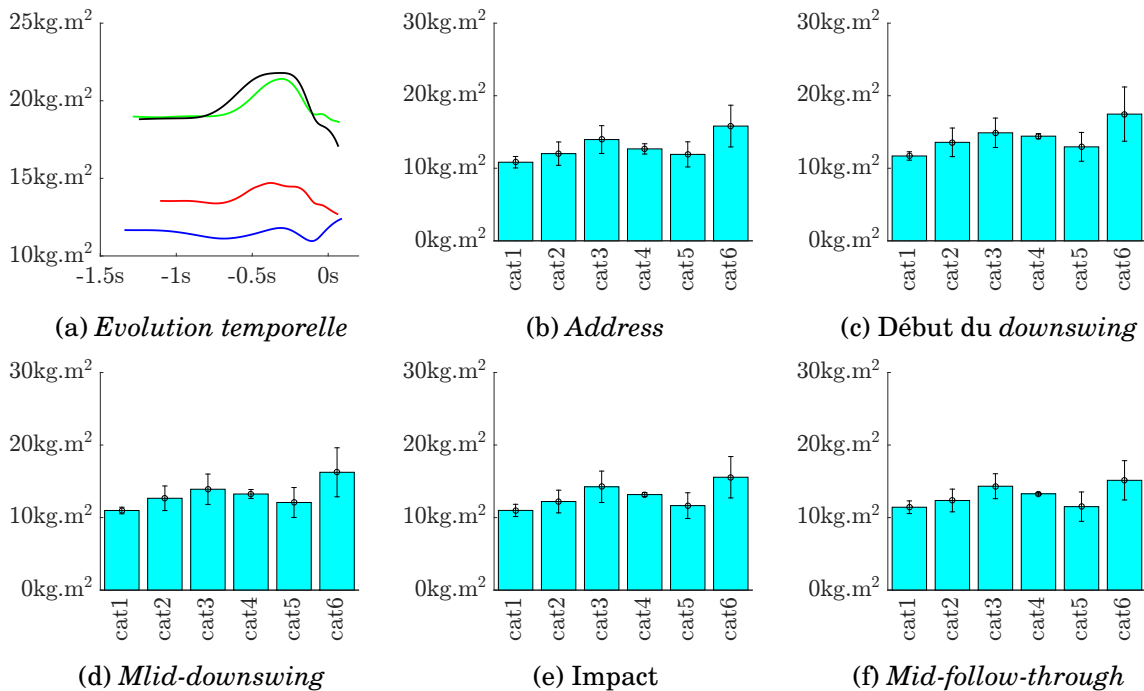


FIGURE VIII.7 – Répartitions de l'inertie apparente lors du swing.

(a) bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)

En moyenne entre les différentes catégories, cette inertie apparente ne suit pas une tendance nette. Les golfeurs de plus haut niveau de cette population n'ont pas tendance à minimiser leur inertie apparente. *A contrario*, lors du *downswing*, les golfeurs les plus expérimentés (cat6) ont une inertie apparente plus importante que celle des golfeurs les moins expérimentés (cat1). Ainsi, il ne semble pas que ce soit l'organisation inertielle du corps qui permette la performance. Une approche prenant en compte le club pourrait compléter cette étude car il a été montré par Morrison *et al.* [MMW17] que la trajectoire de la tête de club suivait une ellipse dont l'excentricité était plus importante chez les golfeurs de haut niveau que chez les joueurs de niveau plus faible, ce qui devrait diminuer l'inertie apparente de l'ensemble golfeur et club. Toutefois, l'inertie totale du club étant très faible devant celle des golfeurs (de l'ordre de $0.3\text{kg}\cdot\text{m}^2$), cette modification devrait concerner la sensation des golfeurs plus que l'inertie totale apparente. Pris individuellement, des modifications existent entre les golfeurs (*c.f.* figure VIII.7a) : les joueurs ayant des poids plus importants ont logiquement une inertie apparente plus importante : le golfeur 022(GB) pesant 76kg, le golfeur 036(XP) pesant 84kg, le golfeur 023(OR) pesant 100kg et le golfeur 028(AM) pesant 105kg. Cependant, l'inertie apparente normée par la masse (*c.f.* figure VIII.8) montre une tendance à lisser les écarts entre les catégories.

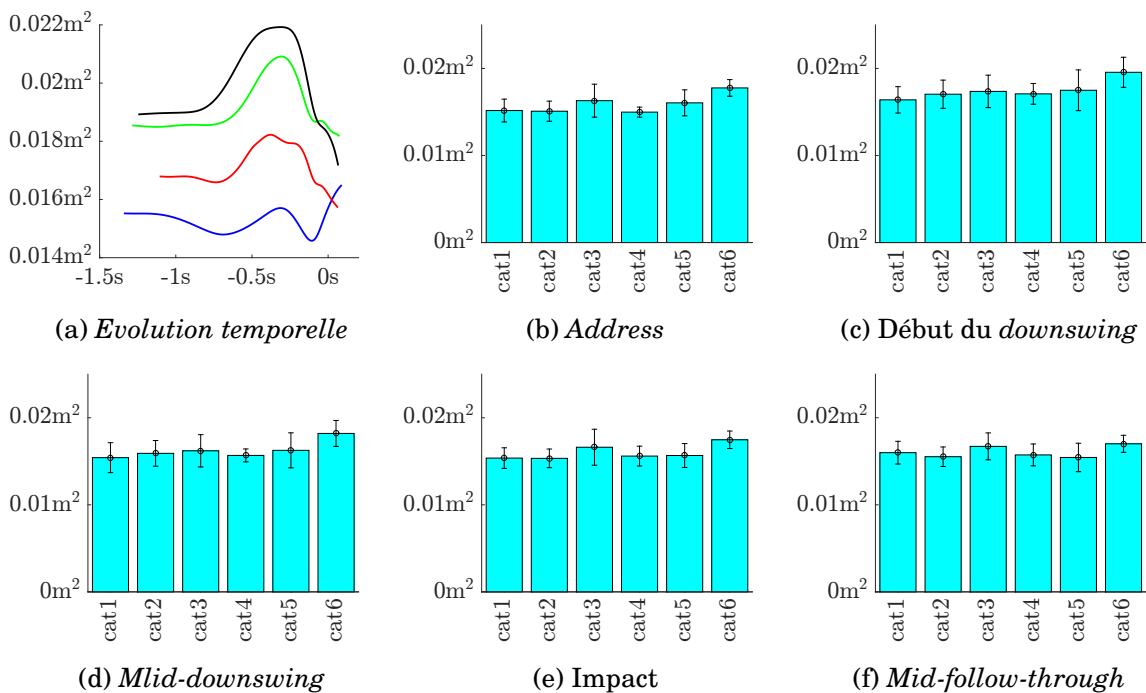


FIGURE VIII.8 – Répartitions de l'inertie apparente, normée par la poids, lors du swing.

VIII.4 Puissance articulaire

La puissance articulaire a été calculée comme étant la somme des contributions des puissances sur chaque degré de liberté. Comme toutes les articulations considérées sont la composition de rotations, les contributions élémentaires de chaque degré de liberté ont été calculées comme étant le produit du taux d'accroissement de degré de liberté par le couple articulaire suivant l'axe considéré. Cette définition est valable car les couples articulaires sont exprimés dans la base dite duale d'Euler [DC14, DCD10, O'R07, OSFL13].

Concernant les hanches, les joueurs de plus haut niveau ont tendance à avoir une puissance à l'impact plus importante sur la hanche droite et moins importante sur la hanche gauche que les joueurs amateurs.

Les profils de puissance lors du *downswing* sont semblables à ceux de McNally *et al.* [MYC14] pour les hanches, le genou dominant et les chevilles, mais différents pour le genou non-dominant. Toutefois comme aucun détail de modélisation n'est donné dans leur publication, il est alors difficile de conclure sur l'origine des différences entre ces deux études.

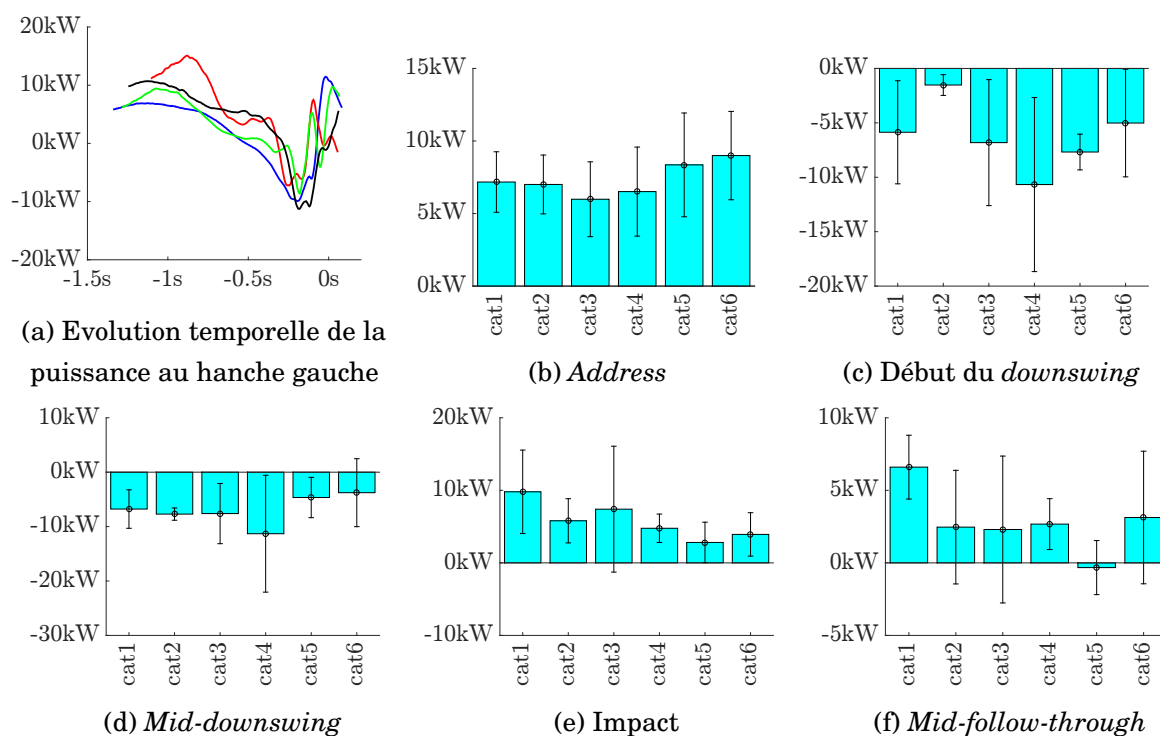


FIGURE VIII.9 – Puissance totale à la hanche gauche

Barres : moyenne, traits : écart-type.

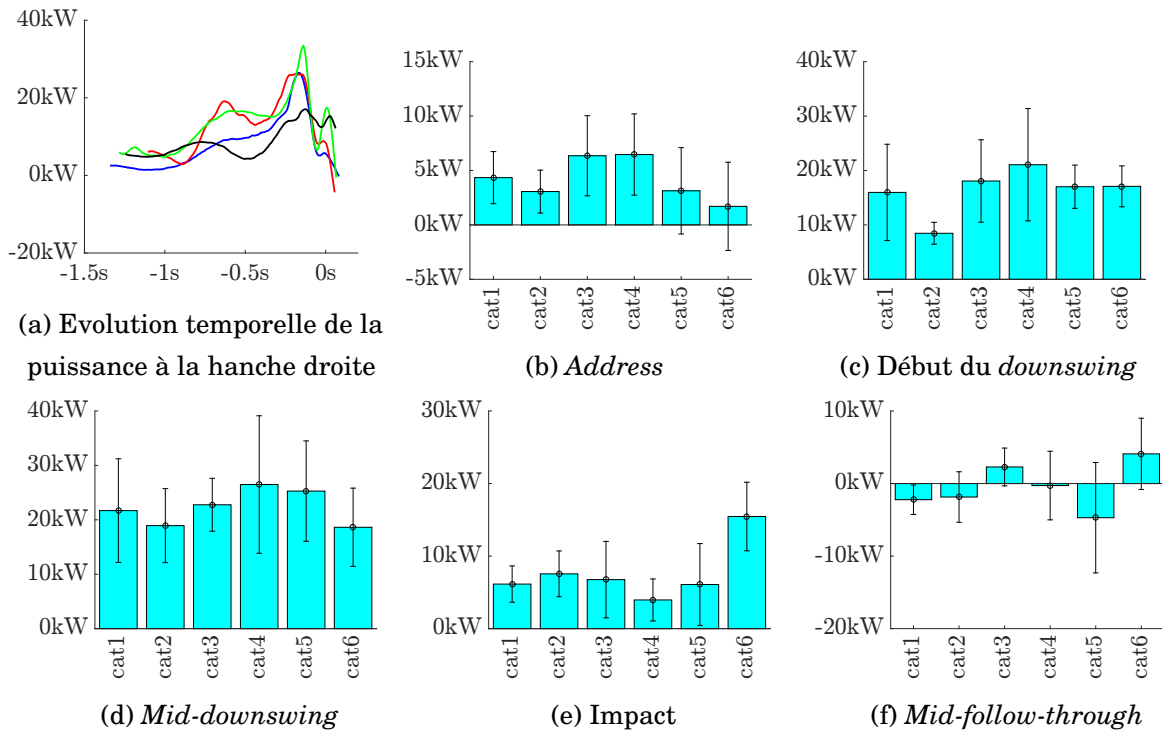


FIGURE VIII.10 – Puissance totale à la hanche droite

Barres : moyenne, traits : écart-type.

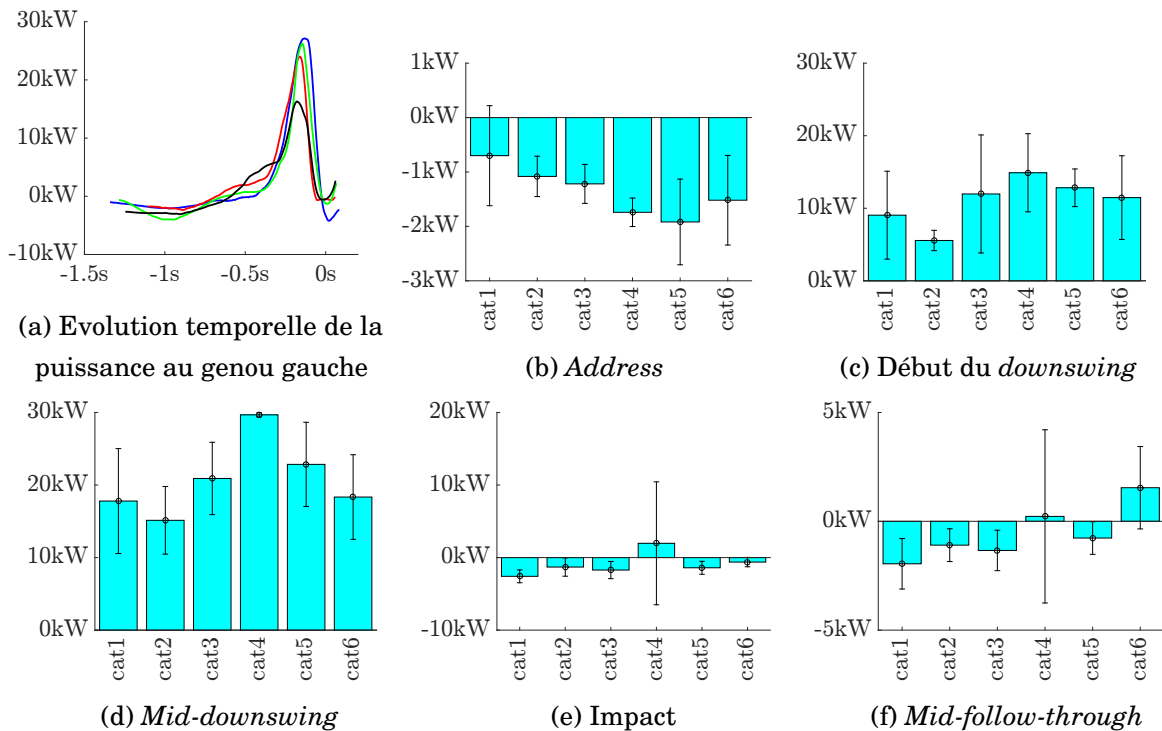


FIGURE VIII.11 – Puissance totale au genou gauche

Barres : moyenne, traits : écart-type.

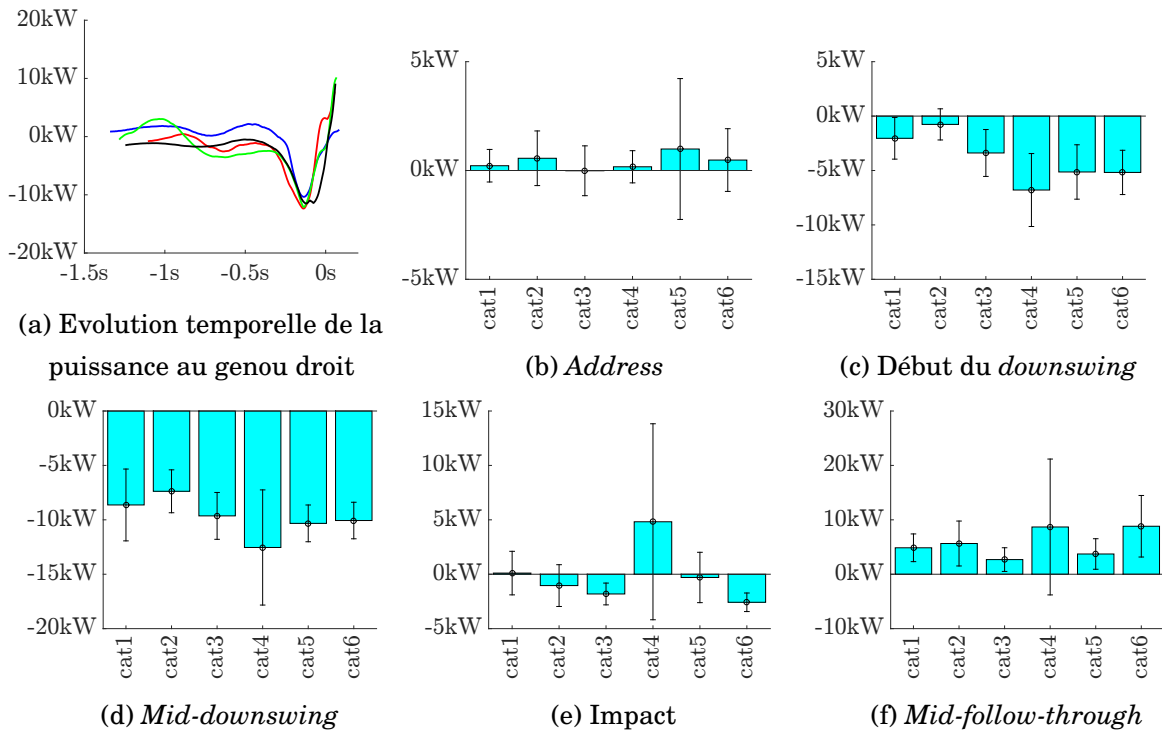


FIGURE VIII.12 – Puissance totale au genou droit

Barres : moyenne, traits : écart-type.

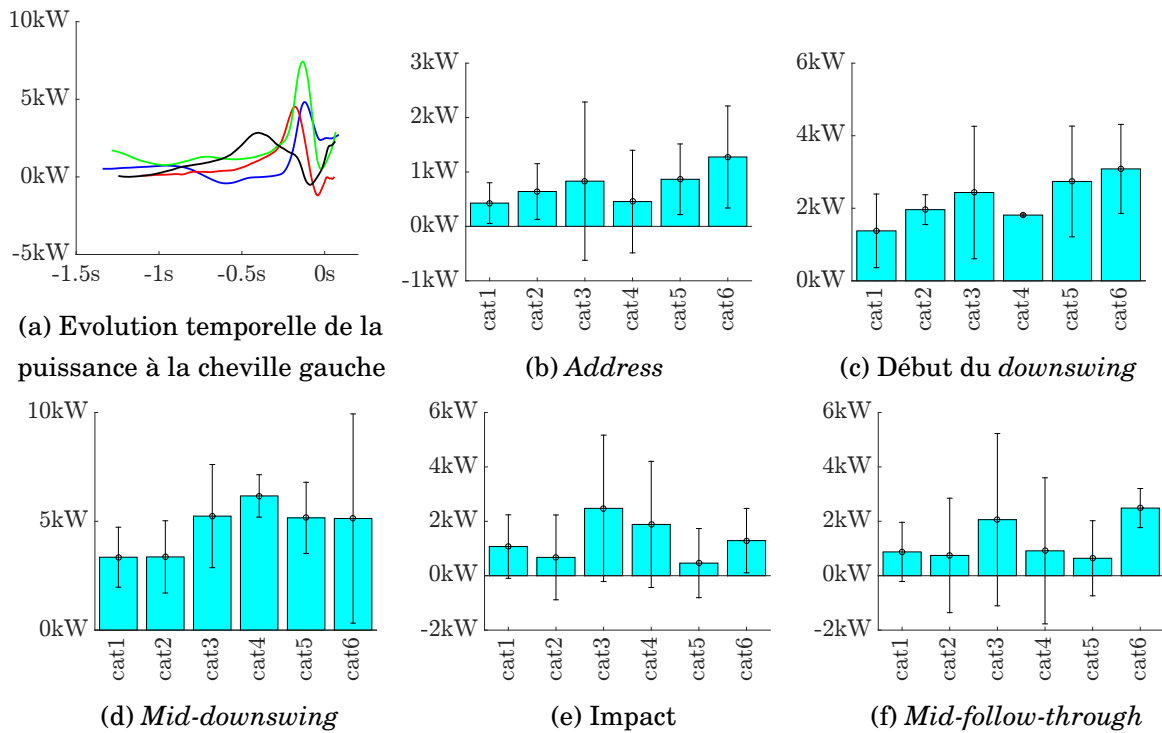


FIGURE VIII.13 – Puissance totale à la cheville gauche

Barres : moyenne, traits : écart-type.

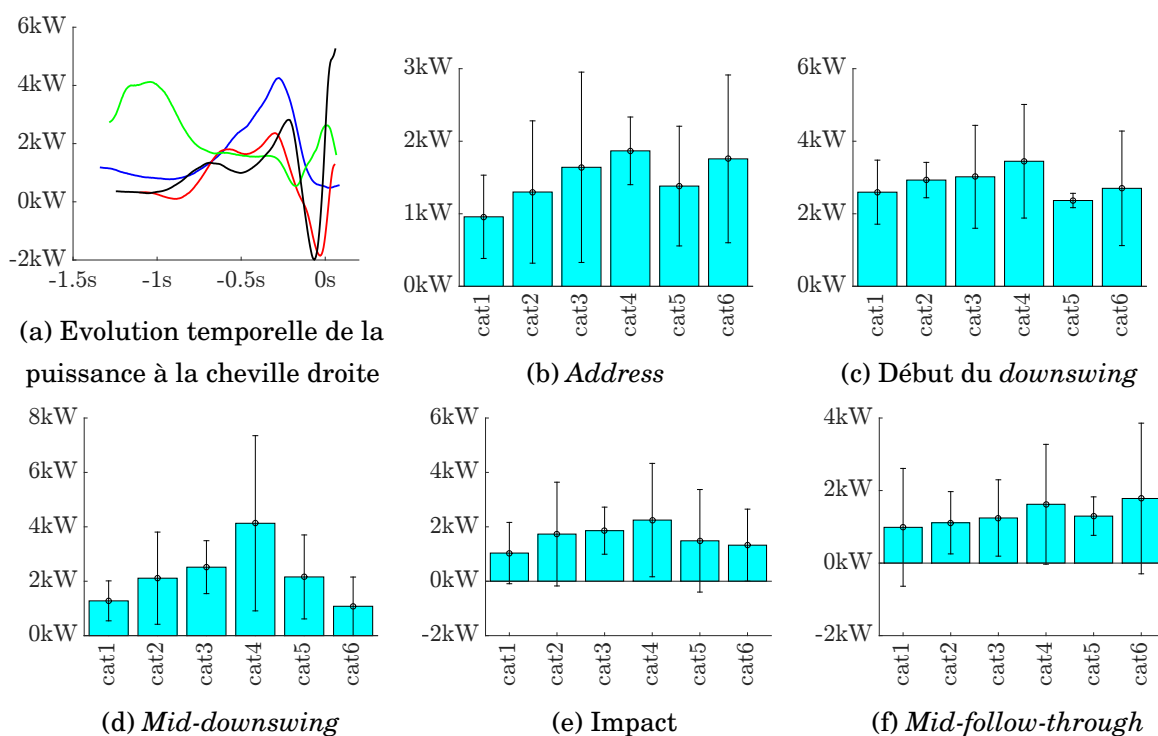


FIGURE VIII.14 – Puissance totale à la cheville droite

Barres : moyenne, traits : écart-type.

VIII.5 Conclusion et perspectives de l'énergétique

Une approche énergétique a l'avantage de permettre de s'affranchir du choix des séquences cinématiques. Une approche par le calcul de l'énergie semble plus pertinente pour investiguer la performance au golf.

Lors du mouvement de swing, l'énergie cinétique des segments vient pour moitié de celle due au mouvement des centres de masse et pour moitié du mouvement de rotation du segment autour de son centre. Cela conduisant à un pic d'énergie cinétique avant l'impact.

Un des moyens pour faire varier l'énergie cinétique est de modifier l'inertie apparente. Toutefois, la rotation globale du mouvement se faisant autour des segments avec le plus d'inertie, la variation induite par les segments distaux est très faible. Pour la cohorte de l'étude, l'inertie apparente ne semble pas être un critère de performance, toutefois, les physionomies étant très variables d'un golfeur à l'autre, les différences sont plus difficile à mesurer.

Un nouveau paramètre, dans la continuité du moment moteur, a été apporté dans ce chapitre : le moment cinétique moteur. Les golfeurs de plus haut niveau arrivent à produire un moment d'inertie plus grand jusqu'à l'impact.

Chapitre IX

Conclusion, perspectives et ouvertures

L'objectif de cette thèse était de constituer une base de données expérimentales qui permettent d'étudier le swing de golf et de développer les outils et méthodes qui permettent d'analyser ces données. Dans un premier temps cela devait permettre de trancher sur certains points méthodologiques ne faisant pas encore consensus et de confronter les résultats, mais aussi d'investiguer de nouveaux facteurs.

L'étude expérimentale a, jusqu'à présent, pris en compte 34 sujets avec près de 1200 swings mesurés, la moitié au driver et la moitié au fer-6. L'ensemble des données recueillies permettant d'étudier un spectre large d'individus en termes d'âge, de poids, de taille et de niveau au golf. Un effort particulier a été effectué afin d'acquérir l'ensemble des données permettant une personnalisation des modèles biomécaniques, même si pour le moment tous ces éléments n'ont pas été utilisés dans le cadre de cette thèse. La capitalisation des informations permettra d'enrichir les analyses lors de la poursuite du projet. La cohorte prise en compte permet de comparer des profils très différents et donc d'avoir des données sur une population relativement représentative de l'ensemble des personnes pratiquant le golf.

La revue de littérature exhaustive sur la biomécanique du golf a permis de mettre en avant les différentes thématiques abordées jusque-là, ainsi que de mettre à jour des divergences de méthodologies entre les études. Quelques recommandations ont été formulées dans le document lorsque ces divergences méthodologiques engendraient une potentielle confusion du point de vue physique. Une confrontation des méthodologies de calculs de la séquence cinématique, basée sur toutes les modalités de la littérature, a été effectuée et a été soumise au *Journal of Sport Science* (c.f annexe J.2.2 [MSB⁺18]). Cette étude illustre la large différence d'interprétation des résultats en fonction des modalités de calculs, en prenant l'exemple des vitesses qui sont des quantités délicates à manipuler, notamment dans le cas des angles articulaires, car les bases d'expressions ne sont pas nécessairement orthogonales à cause de la séquence cinématique choisie.

D'un point de vue méthodologique, nous avons montré que l'approche par optimisation multi-corps permettait d'étudier des mouvements complexes comme le swing de golf. Toutefois il a été nécessaire de faire des ajustements, notamment en débloquent l'articulation sterno-claviculaire.

Ce point méthodologique a fait l'objet de deux articles qui ont été soumis au *Journal of Biomechanics* avec pour application le golf et l'étude de la propulsion en fauteuil roulant (c.f. annexe J.2.1 [BHT⁺17] et c.f. annexe J.2.3 [HPB⁺18]). Toutefois cette approche a quelques limitations dues aux particularités expérimentales notamment parce que les marqueurs placés sur les épicondyles médiaux sont rarement visibles au cours de l'expérimentation et que les marqueurs antérieurs du tronc sont occultés par les bras, au *backswing* puis au *downswing*. Cela pose surtout problème pour les degrés de liberté longitudinaux du bras, de l'avant-bras et du tronc.

La poursuite des développements des modèles devrait permettre notamment d'ajouter les muscles sur le modèle corps complet. Cela permettra, dans un premier temps, de calculer les allongements musculaires au cours du temps puis de calculer les contractions musculaires théoriques ayant permis le mouvement. Finalement, les efforts intra-articulaires pourront être calculés. Ces données pouvant servir de conditions aux limites de modèles éléments finis pour déterminer les champs de contraintes dans les os.

Le logiciel OpenSim est de plus en plus utilisé par les chercheurs du monde entier pour simuler des mouvements très divers. Cependant, son utilisation requiert une certaine expertise pour que son fonctionnement en "boîte noire" ne conduise pas à une mauvaise interprétation des résultats. Nous mettons en garde notamment sur les bases d'expression des moments (base d'Euler) qui sont rarement orthonormées.

D'un point de vue des résultats, des tendances de différents ordres ont pu être mises en avant grâce à ce protocole de recherche : géométrique, cinématique, dynamique et énergétique. Les résultats issus de l'analyse présentée dans cette thèse sont encourageants : malgré un échantillon relativement faible d'individus. Des tendances parfois nettes ont été mesurées entre les différentes catégories, que ce soit dans l'analyse avec les six catégories séparées par la performance mais aussi lorsque la séparation se fait avec une pathologie.

Nous avons montré que les vitesses de tête de club moyennes au fer-6 et au driver sont positivement corrélées. Ainsi, les études s'intéressant au swing devraient être équivalentes vis-à-vis de la performance, quel que soit le club. Et donc que le travail technique pour améliorer la performance, en termes de vitesse de tête de club peut s'effectuer avec différents clubs. Nous avons pu montrer que la durée du *downswing* était constante, quelque soit le club, quelque soit le niveau des joueurs. Par contre les joueurs de meilleurs niveaux arrivent à faire parcourir une distance plus importante à leur tête de club au *backswing* mais pas nécessairement au *downswing*. Il y a donc un chemin de tête de club différent suivant le niveau du golfeur. Concernant le *X-factor*, nous avons pu mettre en avant la différence notable entre celui représentant la dissociation thorax/bassin et épaules/bassin. Et, la première voie d'amélioration du *X-factor* s'effectue d'abord par la dissociation thorax/bassin puis par celle épaule/bassin. La séquence cinématique des joueurs de haut niveau semble proche de celle théorique optimale mais la grande dépendance à la méthode choisie rend délicat toute généralisation. Les études articulaires ont mis en avant le rôle important des extensions de tronc et de hanche, à l'impact, pour améliorer la performance. De même, il paraît important de faire un transfert de charge plus tôt pour améliorer la performance. Finalement, nous avons pu mettre en avant qu'il semble plus pertinent d'effectuer les analyses de

performance par des méthodes énergétiques ou cinétique, en montrant l'amélioration de la performance avec l'augmentation de l'énergie cinétique segmentaire et du moment moteur cinétique. Nous avons défini deux nouveaux paramètres globaux qui sont le moment moteur et le moment cinétique moteur. Ces paramètres globaux aident à appréhender la performance et la stratégie des golfeurs. L'explication de la performance par ces quantités physiques constitue une piste pour l'amélioration de la performance et devrait être pris en compte par les entraîneurs.

L'approche effectuée dans cette thèse est une approche mixte : entre l'approche individu par individu et l'approche purement statistique. Bien que la cohorte prise en compte jusqu'à présent soit relativement faible, elle comporte un panel variés d'individus : jeunes, séniors, amateurs, professionnels, avec ou sans pathologies, ... Ainsi, cette cohorte permet d'avoir une variété importante de techniques et de styles à étudier mais a tout de même l'inconvénient de rendre plus difficile la catégorisation des golfeurs. En effet, d'un côté la catégorie cat6, contenant les joueurs de meilleures performances contient globalement que des golfeurs professionnels et jeunes. Alors que la catégorie cat1, contenant les golfeurs de performance la plus faible, est constituée de golfeurs amateurs jouant occasionnellement, souvent séniors. Mais les catégories intermédiaires contiennent des joueurs aux profils très différents, ce qui permet d'identifier les variations progressives entre les groupes extrêmes. Une augmentation de la cohorte permettrait d'effectuer une approche statistique. De plus, dans le cadre de cette thèse, seul un swing a été pris en compte par sujet, ce choix a été fait pour que chaque swing soit caractéristique de la technique d'une personne. Les études préliminaires effectuées ont mis en avant qu'il n'existait que peu de variations intra-individuelle, mais qu'il existait une variation inter-individuelle, concernant les efforts au sol [BSR⁺17e] et la cinématique articulaire des hanches et du tronc [BSR⁺17f], ainsi l'augmentation de la pertinence statistique devrait se faire principalement par l'augmentation du nombre de golfeurs dans la cohorte.

Un effort particulier a été fait pour transmettre les informations générées dans le cadre de ce protocole de recherche par les différents congrès scientifiques nationaux et internationaux mais aussi avec la conférence nationale de biomécanique du golf qui permet une plus large diffusion des résultats de la recherche auprès des professionnels et amateurs du domaine.

Plus généralement, du point de vue de l'intégration du projet dans la recherche globale du laboratoire, cette thèse est le premier projet de recherche sur le golf du laboratoire. Ainsi, il a été possible d'amorcer la recherche dans ce domaine. D'un point de vue technique ce projet de thèse a été une opportunité pour contribuer à adapter et à développer des modèles d'optimisation cinématique multi-corps à l'aide du logiciel OpenSim, ainsi que pour créer des routines de traitement de données à l'aide de ces modèles. Les programmes développés et co-développés dans le cadre de cette thèse font désormais partis de la routine de traitement de données pour l'équipe Sport et Handicap de l'Institut. L'utilisation du système de stéréoradiographie pour ce type de projet est une première. Notamment les clichés en position debout et en rotation axiale du tronc sont novateurs et ont nécessité le développement d'une nouvelle approche. Les résultats associés

sont prometteurs et ont fait l'objet de trois conférences dont deux publiées¹. De plus, cette thèse est la seconde du laboratoire à traiter de biomécanique du sport, après celle de Léo Benouaich [BRNT15], mais la première ayant pour double objectif la constitution d'une base de données à cette échelle et le développement de modèles et de méthodes. Le protocole de recherche ainsi que les modèles développés ont été transférés à d'autres sports. Cela a par exemple constitué une base méthodologique pour le projet de biomécanique du tennis de table en collaboration avec l'INSEP et la fédération française de tennis de table dont les premières expérimentations ont abouti à deux communications² et qui se concrétise par une thèse de doctorat, une thèse de master et un projet INSEP à l'échelle nationale avec les joueurs professionnels et du pôle de formation.

1. [BSR⁺16a] : Evaluation of the Spine Axial Rotation Capacity of Golfers and its Distribution : a Preliminary Study (WSCG 2016, St Andrews, Scotland) J.3.3

[PBS⁺17] : Détermination de la rotation intervertébrale axiale du rachis sur une population de golfeurs. Etude préliminaire. (SFTS 2017, Marseille, France) J.5.3

[PBS⁺17] : Détermination de la rotation intervertébrale axiale du rachis sur une population de golfeurs. Etude préliminaire. (SFTS 2017, Marseille, France) J.5.3

2. [NCB⁺16] : Pathologies coxo-fémorales des pongistes de haut niveau : analyse stéréoradiographique (EOS) des paramètres pelviens et fémoraux (SFTS 2016, Pau, France) J.5.7

[SKB⁺17] : Effet du type de surface sur la cinématique et la dynamique de la hanche en tennis de table chez des pongistes de haut niveau (SFTS 2017, Marseille, France) J.5.4

Troisième partie

Annexes

Les annexes de ce document sont de plusieurs types différents : les résultats additionnels des chapitres du documents, des études complémentaires au document et l'ensemble des articles et communications effectués dans le cadre de cette thèse et de projets en découlant.

Annexe A

Tableaux de la revue de littérature

Sommaire

A.1	Abréviations spécifiques aux tableaux de revue de littérature	167
A.2	Facteurs empiriques	169
A.2.1	X-factor	169
A.2.2	Crunch factor	173
A.2.3	Plan de swing	174
A.2.4	Séquence cinématique	178
A.3	Cinématique	179
A.3.1	Cinématique articulaire du membre inférieur	179
A.3.2	Cinématique articulaire des membres supérieurs	183
A.3.3	Cinématique articulaire du tronc	189
A.4	Efforts	193
A.4.1	Centre de masse	193
A.4.2	Centre de pression	195
A.4.3	Transfert de charge	198
A.4.4	Champ de pression	201
A.4.5	Efforts au sol	203
A.5	Dynamique	208
A.5.1	Dynamique articulaire	208
A.5.2	Forward dynamic	214
A.5.3	Energie et puissance	216
A.6	Divers	219

La revue de littérature de la partie II s'est basé sur une analyse des articles dont les résumés sont résumés sous forme de tableau dans cette section. Pour chaque thème, les articles sont rangés du plus récent au plus ancien.

A.1 Abréviations spécifiques aux tableaux de revue de littérature

Analyse du mouvement Afin de simplifier l'écriture dans les tableaux des outils utilisés, une abréviation du type, $N_{nbcamras}$ MA $N_{frquence}$ est utilisée, avec :

- $N_{nbcamras}$: nombre de caméras utilisé
- MA : analyse du mouvement, utilisation de caméras opto-électroniques du type Vicon, Optitrack, ...
- $N_{frquence}$: fréquence d'acquisition des caméras.

Un code similaire est utilisé pour l'acquisition des efforts au sol lorsque ceux-ci sont mesurés à l'aide de plateformes de force permettant d'identifier le torseur complet des actions mécaniques, l'abréviation est : $N_{plateformes}$ PF $N_{frquence}$, avec :

- $N_{plateformes}$: nombre de plateformes
- PF : plateformes de force, telles que AMTI ou Kitsler
- $N_{frquence}$: fréquence d'acquisition des plateformes de force

Lorsque les valeurs sont lues sur un graphique, une notation * est indiquée près de celles-ci, dans le tableau. Et lorsque les informations sont manquantes les initiales NR (Non Renseigné) sont utilisées .

A.2 Facteurs empiriques

A.2.1 X-factor

1 ^{er} Auteur (Année)	Population (handicap)	Visée <i>Club</i>	Message	Methodologie	Ordre de grandeur
Joyce [Joy16] (2016)	15 (2.5±1.9)	Perf. <i>Driver</i>	Le XF est positivement corrélé à la flexibilité (statique) en flexion latérale (gauche) mais est négativement corrélé à la flexibilité en extension et en latéral (droit). Globalement, une augmentation du XF augmente la vitesse de tête de club.	épaule/bassin - peu précis	> 50°*
Dale [DB16] (2016)	13 (7.1±0.8)	Perf. Santé <i>Fer-7</i>	Raccourcir le swing permet de diminuer les efforts dans les lombaires (diminution du XF). Pas d'étude sur LBP.	thorax/bassin - peu précis	50°±3 & 45°±3
Smith [SRW ⁺ 16] (2016)	15 (1-29)	Perf. <i>Driver</i>	Il est préférable de prendre en compte les caractéristiques 3D.	épaule/bassin - angles des vecteurs projetés	> 50°* (2D) 20-50°* (3D)
Henry [HBML15] (2015)	36 (15.2±6.7)	Perf. & Santé <i>Fer-5 ou fer-6</i>	Faire un échauffement n'augmente pas le XF	thorax/bassin - K-vest	XF : 22°-43°
Brown [BSW13] (2013)	19 (0.9±1.83)	Méth. <i>Driver</i>	Il a des différences entre les méthodes mais celle basée sur le repère articulaire du bassin semble la plus appropriée	M1 : thorax/bassin (mais acromions) - soustraction des angles Z, séquence XYZ M2 : thorax/bassin (mais acromions) - soustraction des angles projetés dans le plan transverse M3 : thorax/bassin (mais acromions) - composante Z de la transformation, séquence inconnue	M1 : 30°* M2 : 30°* M3 : 30°*

TABLE A.1 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant le *X-factor*, partie 1

XF : *X-factor*, *XFS* : *X-factor Stretch*, *Perf.* : *performance*, *Méth.* : *méthodologie*, *LBP* : *lombalgie*, * : *valeur lue sur graphique*, *NaN* : *valeur non spécifiée*

1 ^{er} Auteur (Année)	Population (handicap)	Visée <i>Club</i>	Message	Methodologie	Ordre de grandeur
Kwon [KHC ⁺ 13] (2013)	18 (-0.6±2.1)	Méth. <i>Driver</i>	Pas de corrélation XF et Vitesse club.	M1 : épaule/bassin - projection dans le plan horizontal M2 : épaule/bassin (car acromions) angle Z de la transformation avec séquence XYZ M3 : épaule/bassin - projection dans plan fonctionnel de swing	M1 : 59±11° M2 : 56±10° M3 : 59±10 °
Ferdinands [FKM13] (2013)	5 (≤2)	Perf. <i>Fer-5</i>	Pas de relation entre le XF ou le XF stretch avec la vitesse de tête de club	XF : épaule/bassin - angle projeté lors de la rotation maximum du bassin durant le <i>backswing</i> XFS : dissociation maximum lors du <i>downswing</i>	XF : 45° XFS : 52°*
Beak [BCC ⁺ 13] (2013)	14 (pro.)	Perf. <i>Driver</i>	Mouvement thorax/bassin est couplé	6MA120	Thorax/bassin corrélation = 0.86
Evans [EHN ⁺ 12] (2012)	20 (≤14)	Méth. <i>Fer-5 & Driver</i>	La répétabilité de la détection des points anatomiques est une source d'erreur plus importante que l'endroit de la mesure (intérieur / extérieur) ou l'expérimentateur, pour les mesures cinématiques.	Epaule/bassin - prise en compte du thorax avec acromions	NaN
Healy [HMD ⁺ 11] (2011)	30H	Perf. <i>Fer-5</i>	Une augmentation du X-factor lors du <i>backswing</i> augmente la performance, au fer5	250Hz, 8 instants clefs Radar de vol	Early down : 39.8±9.9° Mid down : 35.1±8.2° Impact : 30.7±7.6°

TABLE A.2 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant le *X-factor*, partie 2

XF : X-factor, *XFS* : X-factor Stretch, *Perf.* : performance, *Méth.* : méthodologie, *LBP* : lombalgie, *ToB* : Top of Backswing, *DevP* : déverrouillage du poignet, *G.* : gauche, *ANCOVA* : Analyse de covariance, *down* : downswing, * : valeur lue sur graphique, *NaN* : valeur non spécifiée

1 ^{er} Auteur (Année)	Population (handicap)	Visée Club Club	Message	Methodologie	Ordre de grandeur
Brown [BNM ⁺ 11] (2011)	16F(≤5)	Perf. <i>Driver</i>	Vitesse de dissociation thorax/bassin corrélé à la vitesse de club, sauf pour 1 sujet Pas de corrélation pour la dissociation thorax/bassin	12MA Radar de vol Analyse ANCOVA sur 3 swings par participants	ToP : -18.33±10.36° DevP : -23.37±11.75° Bras G horizontal : -23.37±11.75° Impact : -11.38±9.91°
Meister [MLB ⁺ 11] (2011)	10H pro 5H amat. (≥4)	Perf. <i>Fer-5</i>	Le pic de <i>X-factor</i> a une faible variation (intra-sujet) <i>X-factor</i> à l'impact très corrélé à Vclub à l'impact (0.943), plus que max(<i>X-factor</i>) Amateurs jusqu'à 2SD d'écart avec pro	Fer5, 8MA240, 3 swings/sujet (facile, moyen, difficile) Filtre Butterworth (12Hz) Epine iliaques/acromions, projection plan horizontal	Pro : <i>X-factor</i> augmente avec la 'dureté' du swing A l'impact : 24±6°, 28±4°, 33±6° Pic : 52±4°, 54±4°, 56±4°
Joyce [JBB10] (2010)	1	Méth. Santé <i>Driver</i> & <i>Fer-5</i>	La meilleure séquence pour l'étude du <i>X-factor</i> est : 1) Inclinaison latérale, 2) flexion-extension 3) rotation axiale.	MA250 et vidéo 300Hz <u>Repères basés sur :</u> Epaule : centre acromion, T10 Thorax : T10, L1, sternum bassin : EASD, EPSD, EASG, EPSG Fer5 et Driver.	X-F suivant la séquence, au ToB : Epaule/bassin : X-F Fer5 : de -24.3° à -124.5° Thorax/bassin : de -40.4° à 19.6° X-F Driver : Epaules/bassin : -123.5° à +17.2° Thorax/bassin : -42.2° à +23.4°

TABLE A.3 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant le *X-factor*, partie 3

XF : *X-factor*, *Perf.* : performance, *Méth.* : méthodologie, *ToB* : top of backswing

1 ^{er} Auteur (Année)	Population (handicap)	Visée <i>Club</i>	Message	Methodologie	Ordre de grandeur
Horan [HEMK10] (2010)	38 (≤ 4)	Perf. <i>Driver</i>	Aucune différence n'est mesurée entre les hommes et les femmes pour le X-factor.	thorax/bassin - " <i>Specifically, Xfactor was the cross product of the angle created by the pelvis and thorax x-axis unit vectors projected onto the x-y plane of the LCS</i> "	-50°* (max), - 10°*(impact)
Chu [CSL10] (2010)	308 (8.4 \pm 8.4)	Perf. <i>Driver</i>	Le XF conduit à une vitesse de balle plus importante.	Epaule/bassin	49 \pm 12°
Myers [MLT+08] (2008)	100 (8.1 \pm 7.3)	Perf. <i>Driver</i>	Augmenter le <i>X-factor</i> et son taux d'accroissement conduit à augmenter la vitesse de balle.	Epaule/bassin	XF : 36-67° XFS : 38-70°
Cheetham [PPRB01] (2001)	10 (≤ 0) 9 (≥ 15)	Perf. <i>Fer-5</i>	Le X-facteur est plus élevé chez les meilleurs golfeurs mais pas de façon significative. Le XFS est plus élevé chez les meilleurs joueurs, significativement.	Thorax/bassin	XF : 44-48° XFS 50-57°

TABLE A.4 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant le *X-factor*, partie 4

XF : *X-factor*, *XFS* : *X-factor Stretch*, *Perf.* : *performance*, *Méth.* : *méthodologie*, *LBP* : *lombalgie*, * : *valeur lue sur graphique*, *NaN* : *valeur non spécifiée*

A.2.2 Crunch factor

1 ^{er} Auteur (Année)	Population (handicap)	Visée <i>Club</i>	Message	Methodologie	Ordre de grandeur
Joyce [JCSB16] (2016)	35 (5±1.9)	Méth. <i>Driver</i>	Le CF pourrait être un facteur de performance	$CF = \dot{\theta}_{\text{ép,axiale}} \cdot \theta_{\text{ép,laterale}}$ $CF = \dot{\theta}_{\text{t,axiale}} \cdot \theta_{\text{t,laterale}}$	épaules : 9520±1970 ° ² /s thorax : 985±657 ° ² /s
Cole [CG14] (2014)	LBP : 12 (10.5±2.43) NLBP : 15 (10.4±1.07)	Santé <i>Driver</i>	Le CF ne permet pas de distinguer finement les populations LBP et NLBP	$CF = \dot{\theta}_{\text{axiale}} \cdot \theta_{\text{laterale}}$	LBP : 4880° ² /s±477 NLBP : 4920° ² /s±587
Ferdinands [FKM13] (2013)	5 (<2)	Méth. <i>Fer-5</i>	Proposition de 3 nouvelles définitions pour le CF	$CF = \dot{\theta}_{\text{b,tilt}} \cdot \dot{\theta}_{\text{b,axial}}$ $CF = \dot{\theta}_{\text{t,laterale}} \cdot \dot{\theta}_{\text{b,axial}}$ $CF = \dot{\theta}_{\text{t,flexion}} \cdot \dot{\theta}_{\text{b,axial}}$ ***ou $CF = \dot{\theta}_{\text{t,axial}} \cdot \dot{\theta}_{\text{b,tilt}}$	24 621° ² /s ² * 18 055° ² /s ² * 37 752° ² /s ² *
Lindsay [LH02] (2002)	LBP 6 (pro) NLBP 6 (pro)	Santé <i>Driver</i>	Pas de différence significative entre les LBP et NLBP. LBP fléchissent moins le tronc	$**CF = \theta_{\text{t,laterale}} \cdot \dot{\theta}_{\text{t,axiale}}$	LBP : 82.4 ±21.9 rad · s ⁻¹ NLBP : 87.7 ±28.4 rad · s ⁻¹
Sugaya [SMB96] (1996)	NaN	Santé	Le crunch facteur permet de quantifier le risque d'apparition des lombalgies	$CF = \theta_{\text{t,flexion}} \cdot \dot{\theta}_{\text{t,axial}}$	Pas trouvé

TABLE A.5 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant le *crunch-factor*

CF : *crunch-factor*, *LBP* : *groupe lombalgique*, *NLBP* : *groupe non lombalgique*, *pro.* : *joueurs professionnels*, *Méth.* : *méthodologie*, *NaN* : *valeur non spécifiée*

A.2.3 Plan de swing

1 ^{er} Auteur (Année)	Population (handicap)	Visée <i>Club</i>	Message	Methodologie	Ordre de grandeur
Morrison [MMW17] (2017)	27 (<5) 25 (10-18)	Perf. <i>Driver</i>	La trajectoire de la tête de club est proche d'une ellipse pour les golfeurs de niveau intermédiaire et élevé. Les joueurs de meilleur niveau forment une ellipse d'excentricité plus grande.	DP : à partir de la trajectoire du centre de la face de tête de club, plan aux moindres carrés.	RMSE : 0.34 à 1.58mm pour le club
Morrison [MMW14] (2014)	4H (2.0±2.6)	Meth. Perf. <i>Driver</i>	La variabilité des plans croît jusqu'au ToB puis décroît avec la proximité de l'impact. L'orientation des plans du backswing ont une influence sur l'impact avec la balle. Plus la transition est faite tardivement, plus l'influence est grande.	9MA300 40 swings/golfeur 4 marqueurs sur la tête de club (+1 statique), 2 sur le manche 4 plans : 1) plan de l'adress au <i>mid-backswing</i> , 2) <i>mid-backswing - late-backswing</i> 3) <i>Early-downswing - mid-downswing</i> 4) <i>mid-downswing - impact</i> (non prise en compte du <i>top of backswing</i> et non prise en compte du <i>follow-through</i> où la déflexion modifie le plan [WS02]) projection dans les plans globaux + détermination des angles vertical et horizontal Méthode d'erreur de Tucker [TAK13] (PV = volume 3D des déviations standard/distance moyenne de la trajectoire)	Erreur RMS max : 7.46±0.61mm. Performance Variability (PV) Backswing : de 0*mm ³ /mm à 19*mm ³ /mm Downswing : de 180*mm ³ /mm à 0*mm ³ /mm

TABLE A.6 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant le plan de swing, partie 1

Méth. : méthodologie, *NaN* : valeur non spécifiée, *FSP* : plan fonctionnel de swing, *MP* : plan du mouvement du swing, *TB* : fin du downswing, *MD* : *mid-downswing*, *MF* : *mid-follow-through*

Ajout manuel de Williams 2002, Changes in the clubface orientation following impact with the ball, Sports Engineering 2002

1 ^{er} Auteur (Année)	Population (handicap)	Visée <i>Club</i>	Message	Methodologie	Ordre de grandeur
MacKenzie [Mac12] (2012)	NaN (simulation)	Perf.	Positionner le club sous le plan de swing, tôt dans le <i>downswing</i> facilite la précision à l'impact. Modifier l'inclinaison du plan de swing a peu d'effet sur le contact tête/balle	2 plans sont calculés : 1- prise en compte de la position du centre du poignet lors de 3 instants successifs 2- prise en compte de 2 points du club (haud du manche et tête de club) à 3 instants successifs puis minimisation de l'écart à ces 6 points	Jusqu'à 25°* d'écart avec un plan basé sur le bras et 20°* avec celui de Coleman[CA07, CR05]
Kwon [KCS+12] (2012)	14 (0.5±2)	Méth. <i>Fer-5, pitching wedge & Driver</i>	Les joueurs les plus expérimentés décrivent mieux les FSP et MP. Mise en avant de deux phases semi-planes : la transition (TB-MD) et l'exécution (MD-MF).	2 plans : celui du club et celui du bras pour plusieurs clubs.	RMS erreur, phase MD-MF (FSP/MP-coude) (mm) : 3±2/12±8 (driver), 3±2/13±6 (fer5), 4±2/13±5 (wedge).
McGinnis [MN10] (2010)	3 (0-13)	Méth. <i>Driver</i>	La déflexion se fait dans le plan de swing.	<i>c.f.</i> [Nes05, CR05]	NaN
Nesbit [NM09] (2009)	4 (0-18)	Méth. <i>Driver</i>	La qualité de la description par un seul plan dépend du sujet. le plan de swing est différent d'un club à l'autre (pour tous les golfeurs).	NaN	NaN
Sim [SSeB+07] (2007)	6 pro (3F,3H)	Perf. Méth. <i>NR</i>	L'aire décrite par le club lors du swing semble être un facteur de performance.	6MA, 39 marqueurs Calcul de l'aire décrite par le club en sommant les aires élémentaires	<i>Pas d'accès à l'article complet</i>

TABLE A.7 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant le plan de swing, partie 2

Méth. : méthodologie, *NaN* : valeur non spécifiée, *FSP* : plan fonctionnel de swing, *MP* : plan du mouvement du swing, *TB* : fin du downswing, *MD* : mid-downswing, *MF* : mid-follow-through

1 ^{er} Auteur (Année)	Population (handicap)	Visée <i>Club</i>	Message	Methodologie	Ordre de grandeur
Coleman [CA07] (2007)	10 (<5)	Méth. <i>Fer-5,</i> <i>pitching</i> <i>wedge &</i> <i>Driver</i>	Un plan unique peut être calculé pour chaque joueur, cependant l'erreur est très variable d'un individu à l'autre. Le plan varie d'un club à l'autre.	Marqueurs du club	résidu des moindres carrés : 101mm (driver), 119mm(fer5), 114mm(wedge)
Coleman [CR05](2005)	7 (0-15)	Méth. <i>Fer-5</i>	Le plan des membres supérieurs (gauche) ne contient pas la trajectoire de la tête de club. Une approche plus complexe et plus réaliste doit être effectuée.	plan du membre sup : C7, ACG et poignet G	291mm entre MP et tête de club à l'impact
Nesbit [Nes05] (2005)	85 (0-20)	Méth. & Perf. <i>Driver</i>	Le swing s'effectue dans deux plans, séparés d'environ 9-12°(un pour la tête de club, un pour le centre de la main)	Trajectoire de la tête de club et trajectoire du centre de la main	NaN

TABLE A.8 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant le plan de swing, partie 3

Méth. : méthodologie, *NaN* : valeur non spécifiée, *FSP* : plan fonctionnel de swing, *MP* : plan du mouvement du swing, *TB* : fin du downswing, *MD* : mid-downswing, *MF* : mid-follow-through

A.2.4 Séquence cinématique

1 ^{er} Auteur (Année)	Population (handicap)	Visée <i>Club</i>	Tête	Pelvis	Thorax	Epaule	Avant- bras	Bras	Main	Club	Message	Val. seq.
Ferdinands [FKM13] (2013)	5(<2)	Perf. <i>Fer-5</i>		✓	✓		✓	✓	✓		Globalement l'additivité est vérifiée mais pas la séquence Pas toujours de respect de la séquence proximale vers distale	non
Horan [HK12] (2012)	14(pro)	Perf. <i>Driver</i>	✓	✓	✓						Il existe une séquence tête pelvis thorax	/
Vena [VBFC11a, VBFC11b] (2011)	5(6-11)	Perf. <i>NR</i>		✓		✓	✓				La séquence cinématique est validée en termes de valeurs (maximums) mais pas en ordre d'apparition	non
Tinmark [THHT10] (2010)	21H. (0±2) 13F.(-2±-2)	Perf. <i>Fer-5</i> & <i>Driver</i>		✓	✓				✓		Toutes les configurations (genres, handicaps) conduisent à une séquence proximale vers distale en termes de vitesses et de couples main/club	oui
Cheetham [CRH ⁺ 08] (2008 MAJ 2016)	19 (pro) 19 (amat.)	Perf. <i>Driver</i>		✓	✓	✓	✓			✓	Les pros ont un swing plus dynamique (accélérations, décélérations), plus répétable (moins de variabilité) et ont une séquence pelvis, thorax, bras contre pelvis, bras, thorax pour les amateurs	oui
Neal [NLHM08a] (2008)	13F. (-1.3±0.4) 12H. (1±0.3)	Perf. <i>Driver</i>		✓		✓	✓	✓	✓		Il n'y a pas de changement important des pics de rotation; les golfeurs semblent plus sensibles aux changements concernant la qualité du contact.	non
Anderson [AWS06] (2006)	45 (0)	Perf. <i>Driver</i>		✓	✓		✓			✓	L'énergie augmente suivant une séquence proximale vers distale mais pas les valeurs maximales angulaires ne respectent pas la séquence	non

TABLE A.9 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la séquence cinématique du swing, partie 1

F. : femmes, *H.* : hommes, *Val. seq.* : validation séquence, ✓ : segment pris en compte

A.3 Cinématique

A.3.1 Cinématique articulaire du membre inférieur

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Visée <i>Club</i>	Message	Tronc	Hanche	Genou	Cheville
Kim [KS17] (2017)	15(pro.) 10(amat.)	Perf. <i>Fer-5</i>	Cinématique du genou : différences significatives entre les joueurs professionnels et amateurs L'angle du genou côté non-dominant est plus faible chez les pro., pour tous les clubs. la vitesse de rotation du genou dominant est plus importante chez les amateurs			✓	
Murakami [MHO+16] (2016)	5(amat.)	Méth. <i>NR</i>	Les deux genoux ont une translation de 5/4mm en Antero-Postérieur. Une rotation axiale de 18 à 26°		Rotation axiale du fémur du ToB jusqu'au FT : 17.9±5.8° (côté D) et 25.8±3.4° (côté ND)	Flex. CD(32.7 ±7.7°) CND(24 ±7.6°) Rot. CD(-7.5 ±6.6°) CND(9.8 ±4.8°) ***	
Choi [CLCM16] (2016)	21(pro.)	Perf. <i>Driver</i>	La coordination entre la hanche et le tronc est plus importante du côté dominant L'augmentation de la différence entre la hanche dominante et le tronc pendant le <i>downswing</i> , augmente la vitesse de club. La différence de vitesses entre la hanche dominante / tronc au début du <i>downswing</i> augmente le vitesse de tête de club.	✓	CD(35°-105°±35°)* CND(-10°-10°±50°)*		

TABLE A.10 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du membre inférieur, partie 1
Rot. : rotation interne-externe, *Abd.* : abduction-adduction, *Flex.* : flexion-extension, *CD* : côté dominant, *CND* : côté non dominant

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Visée <i>Club</i>	Message	Méthode	Tronc	Hanche	Genou	Cheville
Alderslade [ACL15] (2015)	7H (1±0.8)	Perf Santé <i>Fer-7</i>	La rotation axiale de la hanche lors du swing est asymétrique mais ne dépasse pas l'amplitude totale passive.	8MA250 et mesure passive		Utilisation de 46% du max passif côté dominant et 59% côté non dominant		
Mun [MSPC15] (2015)	15(pro.)	Perf <i>NR</i>	La rotation est d'abord induite par la hanche dominante pendant le <i>downswing</i> puis par les lombaires. La répartition totale est équilibrée (hanche/lombaires)	6MA MAN, XYP, C7, T10, EAS, EPS CL, marqueur cuisse Filtre Butterworth d'ordre 4, passe bas 10Hz	45.5°±5.2	D(26.6°±11.2) F(4.4°±8.8)		
Kim [KYKY15] (2015)	30(pro.)	Santé <i>Driver</i>	Un manque de rotation de hanche est compensé par une plus grande flexion des lombaires et un plus grand tilt postérieur du bassin	8MA Filtre Butterworth 12Hz	✓	Rot. D(-38°-5°)* F(-5°-20°)* Abd. D(-30°-15°)* F(-25°-15°)* Flex. D(10°-40°)* F(-10°-40°)*		
Choi [CSM15] (2015)	23 (18.5±7.4, M18F5)	Perf. <i>Driver</i>	pro. : deux pics pour le genou côté dominant (<i>downswing</i> et <i>follow-through</i>). amat. : 1 seul pic (<i>downswing</i>)	16 marqueurs (cite Oh 2013 [OCM13] qui utilise 35 marqueurs, non détaillés, et pour la marche...)			D(10°-50°)* F(10°-40°)*	
Choi [CJOM14] (2014)	20M pro. 19M amateurs (16.7±6.7)	Perf <i>Driver</i>	La fluidité de la trajectoire du club est plus liée à celle des membres inférieurs que supérieurs (pro ; avec memb. inf : r=0.657, p<0.01, avec memb. sup : r=0.210, p=0.374)	6MA120, 35 marqueurs + 1 (club) filtre : butterworth d'ordre 4 (10-20Hz)	✓	✓	✓	✓

TABLE A.11 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du membre inférieur, partie 2

Rot. : rotation interne-externe, *Abd.* : abduction-adduction, *Flex.* : flexion-extension

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Visée <i>Club</i>	Message	Méthode	Hanche	Genou	Cheville
McNally [MYC14] (2014)	2(pro.) 34(0-30)	Perf <i>Driver</i>	La production d'énergie par le membre inférieur semble être un paramètre de performance	Driver, 2PF1500, 39 marqueurs, 8AM300 Centre articulaire de la hanche, méthode de régression [DuTG91] Puissance : produit scalaire des efforts et des vitesses.	✓	✓	✓
Somjarod [STW11] (2011)	15 pro H 15 amat. H	Perf <i>NR</i>	Différences significatives entre pro et amat pour flex/ext genou côté D à l'I et au MF et pour rotation int/ext côté dominant. Aucune différence significative pour le genou côté ND	MA500 Bassin : EASD, EASG, sacrum Cuisse : CLD, CLG, 1 marqueur technique Tibia : CLD, CLG, 1 marqueur technique		Flexion/extension Pro, côté D : 0.56°(MF) - 28.92°(ToB) Amat, côté D : 7.72°(MF) - 25.51°(ToB) Rotation interne/externe Pro, côté D : -26.34°(ToB) - 4.09° (MF) Amat, côté D : -20.03° (ToB) - 11.49°(MF) Pro, côté ND : -13.48°(MD) - 12.28°(MF) Amat, côté ND : 9.90°(I) - 9.44° (ToB)	
Gulgin [GAG10] (2010)	15F(5.2±3.3)	Santé <i>Driver</i>	Les cliniciens suivant les golfeurs pro devraient faire plus attention aux amplitudes articulaires (en charge) des hanches de leurs joueuses pour limiter les risques de blessures liés à cette pratique asymétrique	MA120 23 marqueurs membre inf, 9 marqueurs membre sup Mesure de l'amplitude articulaire par 3 méthodes	D(29.7°±11.3-34.8°±11.7) F(8.9°±4.8-14.9°±9.6)		

TABLE A.12 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du membre inférieur, partie 3

Rot. : rotation interne-externe, *Abd.* : abduction-adduction, *Flex.* : flexion-extension

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Visée <i>Club</i>	Message	Méthode	Hanche	Genou	Cheville
Gulgin [GAG09] (2009)	15F (h : 5.2±3.3)	Perf <i>Driver</i>	La vitesse de rotation int/ext a un pic significativement plus important du côté D que du côté ND	Driver (10 swings, sélection de 3), MA120 Bassin : EASD, EASG, sacrum Cuisse : CLD/CLG, 1 marqueur technique Rotation axiale : rotation dans plan transverse de cuisse/bassin Vitesse : dérivée de l'angle	Côté Dominant : -227.8°/s (SD : 96.6°) Côté non dominant : -145.3°/s (SD : 68°)		
Egret [END+06] (2006)	7H(6.6±1.7) 5F(6.1±3.4)	Perf <i>Driver</i>	Mouvement des hanches plus amples chez les femmes au ToB Genou gauche plus fléchi chez les hommes pendant le backswing Les femmes ont un swing spécifique.	Driver 5MA50, bassin : EASD, EASG, cuisse : CLD, CLG tibia : MLD, MLG radar de vol	H : 37.9±8.1°, F : 63.9±11.5°(F) (ToB)	H : 35.3±4.9°, F : 16.5±5.6° (ToB)	
Burden [BGW98] (1998)	8H(7±1)	Perf <i>Driver</i>	Les hanches et les épaules respectent le principe de sommation des vitesses.	Driver (20 swings) Vidéo 50Hz	Amplitude du mouvement : De l'Address au maximum : 37±9° Du maximum à l'impact : 52±17°		

TABLE A.13 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du membre inférieur, partie 4
Rot. : rotation interne-externe, Abd. : abduction-adduction, Flex. : flexion-extension

A.3.2 Cinématique articulaire des membres supérieurs

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Visée <i>Club</i>	Méthodologie	Message	Cou	Epaule	Coude	Poignet
Joyce [JBCR16] (2016)	20M(1.9±1.9)	Perf. <i>Driver</i>	10MA500 2 clubs différents Radar de vol Marqueurs :PSU, PSR, MC2, MC5 + cluster	Le moment optimal pour débloquer le poignet dépend du club choisi La cinématique du poignet est primordiale pour la performance		ACD, ACG, T10		xx
Choi [CJOM14] (2014)	20M pro. 19M amateurs (16.7±6.7)	Perf. <i>Driver</i>	6MA120, 35 marqueurs + 1 (club) Filtre : butterworth d'ordre 4 (10-20Hz)	La fluidité de la trajectoire du club est plus liée à celle des membres inférieurs que supérieurs, (pro ; avec memb. inf : r=0.657, p<0.01, avec memb. sup : r=0.210, p=0.374)	✓	✓	✓	✓
Sinclair [SCFT14] (2014)	31M, 19F h=11.75±1.66	Perf. <i>Driver</i>	8MA500, filtre Butterworth , passe-bas 25Hz, séquence XYZ Driver, 10 swings	La vitesse du poignet est très corrélée à la vitesse de tête de club		✓	vitesse saggit- tale : de -100 à +400°/s	✓
Ferdinands [FKM13] (2013)	5 amateurs (h<2)	Perf. <i>Fer-5</i>	8MA240, 10 swings Fer5 (identique) Séquence zyx	Un modèle 50 degrés de libreté est nécessaire pour l'étude de la cinématique et de la cinétique du golf La séquence proximale vers distale n'est pas toujours respectée	✓	✓ Velocity : 6rad/s*	✓	✓

TABLE A.14 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du membre supérieur, partie 1

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Visée Club	Méthodologie	Message	Cou	Epaule	Coude	Poignet
Horan [HK12] (2012)	14M, h=NR Durée pratique : 13.3±8 ans 14±9.6h hebdo.	Perf. <i>Driver</i>	8MA500, Driver, 5 swings Marqueurs : 4 tête, 4 bassin, 4 thorax(MAN, XYP, C7, T10) système de coordonnées locales à l'aide de deux marqueurs sur les calcanéums	Il existe un ordre : tête pelvis thorax	✓ (Tête) 210±56 deg/s			
Fedorcik [FQA ⁺ 12] (2012)	15M(h : 0-5) 13M(h≥10)	Perf. <i>Fer-5</i>	8MAM240 marqueurs : (acromions, épicondyles, processus styloïdes radiaux et ulnaires)*** Repères non définis	Utilisation différente du poignet suivant le niveau Les joueurs de haut niveau amplifient l'inclinaison du club au début du <i>downswing</i> à l'aide du poignet et augmente leur amplitude de déviation radio-ulnaire.			✓	✓
Betzler [BMWO12] (2012)	20H (h≤5)	Perf. <i>Fer-5</i>	7MA500 Trois raideurs de club différentes, radar de vol Marqueurs sur les centres articulaires (coude et poignet)	la modification de la raideur du club modifie peu la vitesse de balle (0.45%) Les joueurs les plus expérimentés activent leur poignet plus tard.			✓	✓

TABLE A.15 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du membre supérieur, partie 2

down. : *downswing*, *orient.* : *orientation*, *** : *vu sur photo*

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Visée <i>Club</i>	Méthodologie	Message	Epaule	Coude	Poignet
Healy [HMD ⁺ 11] (2011)	30H G1 : h=-4.3±4.1 G2 : h=-11.3 ±4.6	Perf. <i>Fer-5</i>	12MA250, Fer5	Il existe des différences entre les groupes sur l'orientation du club à l'impact et sur les angles articulaires (+ flexion d'épaule, - rotation interne d'épaule au <i>backswing</i> , + vitesse extension <i>early follow through</i> , +adduction gauche épaule à l'impact)	Différences significatives : <i>mid backswing</i> I/E G et F/E dr (angle) <i>late backswing</i> F/E G, I/E G et F/E dr (angle) <i>top of backswing</i> F/E dr (angle) <i>early downswing</i> F/E G (vit), F/E droite (vit) <i>ball contact</i> Abd/add G (vit)	✓	✓
Chu [CSL10] (2010)	266H, 42F (8.4±8.4)	Perf. <i>Driver</i>	Marqueurs : acromions, épicondyles latéraux, poignet et T4 pas de repère, méthode mixte articulaire et repère global ; angles parfois définis sur des images	Statistiques			✓
Zheng [ZBFA08b] (2008)	25F(pro) 25M(pro)	Perf. <i>Driver</i>	6MA240 AC, EL, haut du manche, bas du manche, PSR, MC1D ANOVA Dérivation selon [ZB00]	Les femmes et les hommes ont une cinématique différente notamment au niveau du coude et des poignets	Valeur à l'impact (°) ED : 15/24 EG : 31/35	Valeur à l'impact (°) CD : 65/59 CG : 34/32	Valeur à l'impact (°) PD : 120/120 PG : 163/163

TABLE A.16 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du membre supérieur, partie 3

ED : épaule droite, *EG* : épaule gauche, *CD* : coude droit, *CG* : coude gauche, *PD* : poignet droit, *PG* : poignet gauche, *I/E* : rotation interne / externe, *F/E* : flexion / extension, *Abd/add* : abduction / adduction, *G* : gauche, *dr* : droite, *vit* : vitesse

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Visée <i>Club</i>	Méthodologie	Message	Epaule	Coude	Poignet
Zheng [ZBFA08a] (2008)	18Pro LH : 18[0-7] MH : 18[8-14] HH : 18(h≤15)	Perf. <i>Driver</i>	6MA240 Driver AC, EL, haut du manche, bas du manche, PSR, MC1D ANOVA Dérivation selon [ZB00]	Les joueurs des deux groupes les moins expérimentés ont un mécanismes 'impropre' pouvant expliquer l'apparition de blessure Pendant le <i>downswing</i> , les joueurs professionnels ont des vitesses de coude droit et des deux poignets plus importantes	Valeur à l'impact (°) ED : 23- 24-24-24 EG : 35- 37-38-37	Valeur à l'impact (°) CD : 40-42-39-41 CG : 34-31-35-45	Valeur à l'impact (°) PD : 118-119- 124-122 PG : 165-166- 159-156
Suzuki [SHKK08] (2008)	Simulation	Perf.	Calcul analytique Prise en compte épaule, poignet et club	Les stratégies des joueurs professionnels sont optimales concernant la relachement du poignet et la prise en compte du comportement dynamique du club.	✓ (centre du modèle)		✓
Egret [END+06] (2006)	7M(6.6±1.7) 5F(6.1±3.4)	Perf. <i>Driver</i>	5MA50, AC,EL,PSR 5 swings Driver radar de vol	Différence significative de rotation du coude entre les hommes et les femmes	✓	Impact F/H (°) D : 49.2±5.2/ 57.3±20.1 G : 67.6±10.5/ 50.9±7.7 <i>Top of Backswing :</i> D : 109.7±17.3/ 131.5±12.2 G : 44.1±7.2/ 60.4±12.3	

TABLE A.17 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du membre supérieur, partie 4

down. : *downswing*, *orient.* : *orientation*

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Visée <i>Club</i>	Méthodologie	Message	Epaule	Coude	Poignet
Hokari [HDNA06a] (2006)	Seul le résumé est en Eng. Reste en japonais	Perf	Capteur gyroscope (le leur) Analyse par cluster (cinématique du poignet)	La performance est corrélée à une faible vitesse de rotation axiale du club Un angle du poignet plus faible			✓
Hume [HKR05] (2005)	Review	Perf. Santé	78-102° fonction du niveaubras D abd.add : 75-90°bras D rotation externe 90°				
Nesbit [Nes05] (2005)	84H[0-20] 1F(18)	Perf. <i>Driver</i>	Modèles à 16 segments, 2 (coudes, poignets) ou 3 ddl (épaule) par articulation (rotation)	Le swing est un mouvement très complexe avec des variations inter-individuelles importantes. Le mouvement du poignet est très important pour augmenter la vitesse de tête de club	✓	✓	✓
Egret [EDWC04a] (2004)	G1 : 7H(0.4±1.1), 7(6.6±1.7)	Perf	5MA50 AC, EL, PSR Au moins 15 swings d'entraînement Driver, 6 swings	Les joueurs avec un haut niveau semblent produire un plus grand angle à l'épaule	110.7°/89.1°		
Teu [TKF04] (2004)	1	Meth. <i>NR</i>	Electrogoniometres (1000Hz) 5 segments (thorax, bras gauche, avant-bras gauche, main gauche et club)	L'utilisation d'électrogoniometres pour l'analyse du mouvement semble prometteuse pour améliorer la qualité de la mesure, pour le golf et les autres sports	✓	✓	✓
Teu [TFKT04] (2004)	1H(h=1)	Perf <i>NR</i>	Electrogoniometres (1000Hz) 5 segments (thorax, bras gauche, avant-bras gauche, main gauche et club) Traitement par les angles duals d'Euler	La vitesse de tête de club est principalement due à la contribution du thorax (33.8%) à l'impact	✓	✓	✓

TABLE A.18 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du membre supérieur, partie 5

down. : downswing, *orient.* : orientation

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Visée <i>Club</i>	Méthodologie	Message	Epaule	Coude	Poignet
Teu [TKFT04] (2004)	pas trouvé						
Egret [EVW+03] (2003)	7H(0-3)	Perf <i>Driver,</i> <i>fer5,</i> <i>pitching</i> <i>wedge</i>	5MA50 AC, EL, PSR	La cinématique globale varie avec le club (mais pas la durée) La cinématique de l'épaule est significativement différente entre le driver et le fer5, le driver et le <i>pitching wedge</i> mais pas entre le <i>pitching wedge</i> et le fer5 (à l'address, au ToB et à l'impact)	✓		
Mitchell [MBMS03] (2003)	65 hommes 19 (étudiants 24 (intermédiaires) 22 (sénior))	Perf Santé <i>Driver</i>	Méthode mixte articulaire et repère global	Diminution de la mobilité articulaire avec l'âge meilleure "adduction horizontale" chez les golfeurs plus âgés	✓		✓
Burden [BGW98] (1998)	8M (h=7±1)	Perf <i>Driver</i>	20 swings au driver caméras angles dans le plan horizontal Angle de l'épaule = angle entre le <i>tee</i> et le drapeau et l'axe des centres de gléno-humérales.	Les golfeurs tournent leurs épaules de plus de 90° au <i>backswing</i> 75% d'entre eux continuent à tourner alors qu'ils ont amorcé le mouvement des hanches.	Moyenne des max=102°		

TABLE A.19 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du membre supérieur, partie 6
down. : *downswing*, *orient.* : *orientation*

A.3.3 Cinématique articulaire du tronc

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée	Méthodologie	Message	Bassin	Tronc
Choi [CLCM16] (2016)	21H(pro)	Driver Le leur	Perf.	6MA120 Marqueurs : MAN, XYP, C7, T10 EAS EPS Echauffement puis 6swings/sujet Filtre 4 ^e ordre passe-bas Butterworth à 10Hz Vitesses obtenues par une différence numérique des angles	Le mouvement des hanches est lié à celui du tronc.	✓	✓
Cole [CG16] (2016)	Review		Santé		Le swing moderne est sans doute plus lésionnel que le classique (lombalgies)	✓	✓
Dale [DB16] (2016)	13(7.1±0.8)	Fer-7	Santé	8AM240, 39 marqueurs, 2PF1000 10 swings/cas radar de vol	Le swing moderne semble conduire à un plus grand risque de blessure au niveau des lombaires car sollicite plus cette région	✓	✓
Mun [MSPC15] (2015)	15(pro.)	Driver	Perf. Santé	6MA MAN, XYP, C7, T10, EAS, EPS CL, marqueur cuisse Filtre Butterworth d'ordre 4, passe bas 10Hz	La rotation est d'abord induite par la hanche dominante pendant le down. puis par les lombaires.	D(26.6°±11.2) ND(4.4°±8.8)	45.5°±5.2

TABLE A.20 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du tronc, partie 1

down. : downswing, *orient.* : orientation

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Message	Bassin	Tronc
Kim [KYKY15] (2015)	30 pro	Driver	Santé	8MA Filtre Butterworth 12Hz	Un manque de rotation de hanche est compensé par une plus grande flexion des lombaires et un plus grand tilt postérieur du bassin	✓	Rot. D(-38°-5°)* F(-5°-20°)* Abd. D(-30°-15°)* F(-25°-15°)* Flex. D(10°-40°)* F(-10°-40°)*
Sinclair [SCFT14] (2014)	31M, 19F h=11.75±1.66	Driver	Perf.	8MA500, filtre Butterworth , passe-bas 25Hz, séquence XYZ Driver, 10 sxings	Le pic de rotation transverse du tronc est, avec la vitesse du poignet dans le plan saggital, un paramètre de la performance	✓	-30°-4°
Horan [HEMK14] (2014)	19H (h=0.6±1.1) 17F (h=1.4±1.7)	Driver le leur	Perf.	MA500 EAS, EPS, MAN, XYP, C7, T10 Filtre Butterworth ordre 4, (coupure entre 6 et 10Hz) analyse du résidu de Giakas [GB97]	La séance de putting avant swings permet d'améliorer la mobilité du tronc et du thorax chez les femmes	✓	✓
Beak [BCC ⁺ 13] (2013)	14 (pro.)	NR	Perf.	6MA120 Filtre Butterworth ordre 4, (coupure entre 6 et 10Hz) analyse du résidu de Giakas [GB97]	Mouvement thorax/bassin est couplé Thorax/bassin corrélation = 0.86	✓	✓
Joyce [JBCB13] (2013)	15M (h=2.5±1.9)	Driver Fer5	Perf.	10MA250, Radar de vol Tronc : ACD, ACG, T10 Tronc inférieur : T10, Sternum, L1 Bassin : EAS, EPS	Les paramètres du tronc et du tronc inférieur expliquent 34 à 67% de la variance de la performance	✓	✓

TABLE A.21 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du tronc, partie 2

down. : downswing, *orient.* : orientation, *NR* : non renseigné

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Message	Bassin	Tronc
Chu [CSL10] (2010)	308(8.4 ±8.4)	Driver	Perf.	8MA240, Marqueurs : AC, T4, EAS, EPS	Les angles de flexion et d'inclinaison latéral sont liés à la performance	✓	✓
Okuda [OGA10] (2010)	17(30.8±5.5) 13(0.9±2.6)	Driver	Perf.	8MA240, C7, AC, EAS, EPS	Les golfeurs avec un meilleur handicap font une rotation horizontale du tronc et du bassin plus tôt	✓	✓
Horan [HEMK10] (2010)	19F(≤4) 19M(≤4)	Driver	Perf.	8MA500, EAS, EPS, C7, MAN, XYP, T10	Les mouvements du tronc et du pelvis des hommes et des femmes sont différents ; les swings optimaux des hommes ne sont pas les-mêmes que ceux des femmes	✓	✓
Zheng [ZBFA08a] (2008)	8Pro LH : 18[0-7] MH : 18[8-14] HH : 18(h≤15)	Driver	Perf.	6MA240 AC ANOVA Dérivation selon [ZB00]	Les joueurs pro ont une rotation au ToB de plus grande amplitude (60±7°) Les swings des golfeurs non pros sont moins 'propres' que ceux des pros.	Pas de marqueurs	Seul les AC
Zheng [ZBFA08b] (2008)	25F(pro) 25M(pro)	Driver	Perf	AC	La rotation du tronc proches au ToB (59±9° vs 59±7°) et non significativement différentes à l'impact (29±9° vs 23±11°)	Pas de marqueurs	Seul les AC sont indiqués
Lindsay [LHP02] (2002)	44	Driver Fer7	Santé	Electrogoniomètre tri-axe pour les lombaire	Différence significative entre les flexions de tronc au fer7 et au driver Flexion et l'inclinaison gauche du tronc ont des maximums plus importants au fer7.	✓	✓
Lindsay [LH02] (2002)	LBP 6 (pro) NLBP 6 (pro)	Driver	Santé	Electrogoniomètre tri-axe pour les lombaires	pas de différence significatives entre les LBP et NLBP. LBP fléchissent moins le tronc	✓	✓

TABLE A.22 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du tronc, partie 3

down : downswing orient : orientation

A.4 Efforts

A.4.1 Centre de masse

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Ordre de grandeur	Message
Choi [CKM16] (2016)	20(pro, H15F5) 17(1-14, H12F5) 13(>15, H9F4)	Driver	Perf.	6MA120, 35 marqueurs, 2PF1080 CoM déterminé à l'aide de données anthropométriques et d'un modèle 15 segments. Résultats normés par la longueur de la jambe.	ant.-post. : [10-20]*cm méd.-lat. : [-15-15]*cm sup.-inf. : [105-110]*cm	Déplacement plus faible et moins rapide du CoM chez les pro. Le CoM des pro. se déplace plus dans la direction médio-latérale.
Smith [SRW+16] (2016)	22(3-4)	Driver	Perf.	MA120, 66 marqueurs, 2PF1000 CoM : données anthropométriques [Dem55] et modèle corps complet + club 16 segments - projection dans le plan horizontal [Han64] statistiques	Antéro-potérieur : globalement CoM toujours sur l'avant : 20*% en avant. Médio-lat : centré à l' <i>address</i> , 20*% côté non dominant au <i>backswing</i> , 10*% côté dominant après l'impact.	Un mouvement du CoM plus tôt vers le pied dominant permettrait de générer une vitesse de tête de club plus importante.
Choi [CSM16] (2015)	12(pro,H10F2) 23(1-14,H9F4) 10(>15,H17F6)	Driver	Perf. & Santé	6MA120, 35 marqueurs, 2PF1080 CoM : données anthropométriques [LDP04] et modèle corps complet + club (16 segments) [CYS+13, CYL+09] étude du vecteur CoM-CoP	Inclinaison lat. : -5 à +5° chez les pro. -10 à 10° chez les novices. Allures différentes mais amplitudes similaires en Ant. Post. : -2 à + 2°.	Les pro ont tendance à avoir une plus faible inclinaison de ce vecteur CoP-CoM interprétée comme un meilleur équilibre

TABLE A.23 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant le centre de masse, partie 1

CoM : Centre de Masse, *CoP* : Centre de pression, N_{cam} : système d'analyse du mouvement à N_{cam} caméras fonctionnant à $N_{N_{freq}}$ Hz

N_{PF} : N_{PF} plateformes de force fonctionnant à N_{Hz} Hz

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Ordre de grandeur	Message
Wrobel [WMN12] (2012)	4(9-14) 7(15- 19,H4F3) 7(H4F3)	Driver	Perf. & Santé	5MA60, 9 marqueurs CoM déterminé à l'aide d'un modèle 2 segments, méthode simplifiée considérée comme proche de celle corps complet ($r=0.93$ en M-L et A-P,[NMJW10, NLEWG15]). statistiques	Ant.-Post. : 7cm* Méd.-Lat. : 20cm*.	Le <i>downswing</i> couvre l'amplitude complète du CoM en Ant.-Post. et en Méd.-Lat. Au moment de vitesse maximum du bras, les joueurs de haut niveau ont un déplacement plus faible du CoM.

TABLE A.24 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant le centre de masse, partie 2

CoM : Centre de Masse, *CoP* : Centre de pression, N_{cam} MAN_{freq} : système d'analyse du mouvement à N_{cam} caméras fonctionnant à $N_{N_{freq}}$ Hz
 N_{PF} PFN_{Hz} : N_{PF} plateformes de force fonctionnant à N_{Hz} Hz

A.4.2 Centre de pression

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Ordre de grandeur	Message
Smith [SRW+16] (2016)	22(3-4)	Driver	Perf.	?MA250, 63+4 marqueurs, 2PF1000 méthode de Exell 2012[EGIK12] et projection plan horizontal.	Antéro-potérieur : globalement CoP toujours sur l'avant (10*% avant à l' <i>address</i> , centré au <i>backswing</i> puis 20-30*% sur l'avant au <i>downswing</i> . Médio-lat : centré à l' <i>address</i> , 30*% côté non dominant au <i>backswing</i> , 25*% côté dominant au <i>downswing</i> et 15*% côté dominant après l'impact	La vitesse de tête de club est améliorée lorsque les joueurs entament un mouvement du CoP vers l'avant du pied plus tôt et ont un déplacement du CoP plus important dans la direction médiolaterale juste avant le <i>downswing</i> .
Choi [CKM16] (2016)	20(pro, H15F5) 17(1-14 ,H12F5) 13(>15, H9F4)	Driver	Perf.	6MA120, 35 marqueurs, 2PF1080 CoP : barycentre des CoP de chaque pied pondéré par les efforts verticaux	Ant.-Post. [3-15]*cm Med.-Lat. [-15-20]*cm	Déplacements CoP et CoM généralement plus faibles chez les pro. Les pro. montrent un déplacement du CoM suivant la direction médiolaterale plus important que les bons amateurs. Les pro sont capable de maintenir l'alignement suivant la direction verticale entre le CoP et le CoM.

TABLE A.25 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant le centre de pression, partie 1

NC : non classé, CoP : Centre de pression

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Ordre de grandeur	Message
Choi [CSM16] (2016)	12(pro, H10F2)	Driver	Perf. & Santé	6MA120, 35 marqueurs, 2PF1080 CoP : barycentre des CoP de chaque pied pondéré par les efforts verticaux	relatif au CoM	Les pro. ont tendance à avoir une plus faible inclinaison de ce vecteur CoP-CoM interprétée comme un meilleur équilibre
Ball [BB12] (2012)	1(pro) 3(3-14) 1NC)	Driver	Perf.	vidéo 250Hz (pour détection événements), 2FP500 CoP : méthode non renseignée	<i>e.g.(pro)/(amateur NC),</i> médio-latéral adress : 52%±5 / 56%±1 <i>top of backswing</i> : 16%±5 / 74%±6 impact : 70%±5 / 52%±5	Les relations entre la position et la vitesse du CoP suivant la direction du swing pour les différents événements et la performance (vitesse de tête de club) sont individuelles. Globalement, un déplacement du CoP plus important semble être corrélé avec une vitesse de tête de club plus importante.
Ball [BB11] (2011)	46(pro.& amat.)	Driver Fer-3 Fer-7	Perf.	2PF500 CoP : méthode non renseignée normalisation par rapport à la position des pieds à l'adress	CPy(%) <i>front foot</i> [20-80]* <i>reverse</i> [30-60]* CPx(%) <i>front foot</i> [45-70]* <i>reverse</i> [50-80]*	La plupart des joueurs (96%) utilisent le même style (<i>Front foot vs Reverse style</i>) pour les 3 club. Le style ne semble donc pas être modifié en fonction du club.

TABLE A.26 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant le centre de pression, partie 2

NC : non classé, CoP : Centre de pression

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Ordre de grandeur	Message
Ball [BB07a] (2007)	62(pro.& amat.)	Driver	Perf.	2FP500 CoP : barycentre des CoP de chaque pied pondéré par les efforts verticaux approche par clusters	CPy(%) <i>front foot</i> min : 12±7, max 87±9 <i>reverse</i> min : 18±8, max : 69±9	Le clustering a permis d'identifier 2 styles de swing décrits comme "Front foot" et "Reverse style" qui se distinguent après de <i>early downswing</i> . Ces deux styles ont été retrouvés aussi bien chez les professionnels que chez les amateurs à handicap élevé. Cette présence dans les deux groupes est interprétée comme le fait qu'aucun de ces deux styles n'est une erreur technique.

TABLE A.27 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant le centre de pression, partie 3

NC : non classé, CoP : Centre de pression

A.4.3 Transfert de charge

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Ordre de grandeur	Message
Gryc [GZM+15] (2015)	4(élite)	Fer7	Perf.	?MA200, ?marqueurs, 2PF200 pas renseigné	<p>pied droit/pied gauche <i>Address</i> : 0.58/0.42</p> <p><i>Backswing</i> club horiz : 0.79/0.32</p> <p><i>Backswing</i> club vert : 0.90/0.16</p> <p><i>Top of Backswing</i> : 0.56/0.30</p> <p><i>Downswing</i> club vert : 0.49/0.59</p> <p><i>Downswing</i> club horiz : 0.43/0.59</p> <p>Impact : 0.39/1.41</p> <p><i>F.T.</i> horiz : 0.30/0.91</p>	<p>Une forte stabilité inter et intra-individuelle chez les golfeurs élités. La variabilité inter-individuelle est beaucoup plus importante pendant le <i>backswing</i>.</p> <p>Une forte relation a été trouvée entre la vitesse de tête de club et le transfert de poids suivant l'axe médiolatéral, en particulier un transfert vers la balle pour les joueurs élités</p>
Queen [QBDB13] (2013)	28M LHCP 15(h<9) HHCP 13 (>9)	Fer5	Perf	8MA240, 2GRF1200 40 swings d'échauffement, 1 mesuré	<p>Maximum F_v (%BW)</p> <p><i>Backswing</i> : 0.8*(ND)/0.5*(D)</p> <p><i>Downswing</i> 0.6*(ND)/1.0*(D)</p> <p><i>Follow-through</i> 1.0*(D)/0.4*(ND)</p> <p>Maximum F_l (%BW)</p> <p><i>Backswing</i> : -0.02*(ND)/0.00*(D)</p> <p><i>Downswing</i> 0.04*(ND)/0.02*(D)</p> <p><i>Follow-through</i> -0.02*(D)/0.04*(ND)</p>	<p>Les joueurs de faible handicap ont une plus importante production de force et plus tôt.</p>

TABLE A.28 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant le transfert de charge, partie 1

F_v : effort vertical, *F_l* : effort latéral, *F.T.* : *Follow-through*

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Ordre de grandeur	Message
Stastny [SMT ⁺ 15] (2015)	3(5.1-25) amputés	Fer-6	Perf. Santé	6MA200, 32 marqueurs, 2PF1000 calcul de l'orientation des efforts dans le plan horizontal, et du ratio D/G des efforts verticaux	force ratio(%), fin swing : de 38±9.2 à 86±9.1 angles avec le plan horizontal [77-87]°, avec le plan saggittal [82-85]° <i>plans non définis</i>	Le transfert de charge est le plus affecté par la zone d'amputation, notamment la direction des efforts horizontaux.
Shan [SZL ⁺ 11] (2011) attente du papier...	13			12MA250		Le tranfert de charge est plus ample avec le driver qu'avec le fer.
Tsang [THC10] (2010)	11 golfeurs 12 non golfeurs	Aucun	Santé	Test stabilité sur une jambe Test de stabilité dynamique [THC05] "Forward-Lunge Test" [ASPM ⁺ 02]		Les golfeurs ont une meilleur stabilité lors du test sur une jambe, potentiellement dû aux multiples transferts de charge pendant le swing.
Okuda [OGA10] (2010)	GA, 17(30±5.5) GE, 13(0.8±2.6)	Driver (du labo)	Perf.	2PF960 Pour chaque sujet, étude de la moyenne de 5 swings. Etude des efforts sous chaque pied pendant quelques instants caractéristiques	Max VGRF (% _{BW}) GA vs GE : CD : 1.13 ±0.25 vs 1.09 ±0.32 CND : 0.89 ±0.12 vs 0.98 ±0.09	Les golfeurs expérimentés on un rapide tranfert de charge vers le pied dominant au <i>backswing</i>

TABLE A.29 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant le transfert de charge, partie 2

Fv : effort vertical, *Fl* : effort latéral

1 ^{er} Auteur (Année)	Type	Visée Club	Message
Hume [HKR05] (2005)	Review	Perf. Santé	<p>Lors du <i>downswing</i> le transfert de charge peut être tel que le centre de masse est en dehors de l'aire de sustentation, rendant le swing difficile à contrôler.</p> <p>Charger le côté non dominant pendant le <i>downswing</i> et transférer la charge vers le côté dominant lors du <i>downswing</i> et de la phase d'accélération peut conduire à une plus grande vitesse de tête de club à l'impact.</p> <p>Le transfert de charge est très variable avec le niveau du joueur.</p> <p>Les joueurs de meilleur handicap transfère plus de poids sur leur côté dominant pendant le <i>downswing</i>. L'intensité et le timing du transfert de charge est plus important que ceux des simples efforts au sol.</p>

TABLE A.30 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant le transfert de charge, partie 3

F_v : effort vertical, *F_l* : effort latéral

A.4.4 Champ de pression

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Ordre de grandeur	Message
Pataky [Pat15] (2015)	32(2.7-25)	Driver	Perf.	Pression (100Hz), 99 capteurs	$P=[0-200]*kPa$ en zone avant sauf pour 1 golfeur.	La localisation du transfert de charge a une influence sur la performance. La vitesse de club est positivement corrélée avec la latéralité de la pression côté dominant.
Murakami [MM10b] (2010)	5H	NR	Perf.	Analyse du mouvement Plateformes de force (4) Semelles de pression	Pression max <i>downswing</i> : 2.5kg/cm ² , talon gauche et avant pied droit Cas le plus chargé, juste avant impact, talon gauche très chargé	Les chaussures semblent avoir peu d'influence sur les efforts aux pieds Les sensations des golfeurs sont peu variables avec les types de chaussures. Les chaussures sans crampons permettent une plus grande liberté de mouvement et semblent plus adéquates pour marcher entre les trous.

TABLE A.31 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant le champ de pression, partie 1

NR : non renseigné

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Ordre de grandeur	Message
Worsfold [WSD09] (2009)	18[0-18]	Driver	Perf.	3 différentes chaussures (crampons métalliques, crampons hybrides, chaussures plates) semelles de pression 500Hz (ne recouvrent pas tout le pied) 2PF100, caméras 200Hz(phases)	Maximum pression : 83kPa (chaussures plates, pied non dominant, zone avant) 134kPa (hybride, pied dominant, zone avant) Couple produit, JD : 39Nm JND : 14Nm	L'utilisation de chaussures avec des crampons en métal permet de générer plus de couple avec le pied non dominant qu'avec des chaussures plates. L'utilisation des crampons en métal permet de faire de la traction lors de la transition entre le backswing et le downswing.

TABLE A.32 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant le champ de pression, partie 2

NR : non renseigné

A.4.5 Efforts au sol

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Ordre de grandeur	Message
Peterson [PWMG16] (2016)	11(<5)	Fer-6 Driver	Perf.	<p>2PF1200 GRF 3D calcul de l'impulsion : $\int_{TopBack}^{Contact} F_h dt$ (dans le plan horizontal, // ou \perp à la cible) calcul du bras de levier du moment comme étant la distance entre le centre de masse et le point d'application de la force de chaque pied.</p>	<p>JD : 260N*(Fer-6), 320N*(Driver) JND : 180N*(Fer-6), 200N*(Driver) impulsion, net, Fer-6 : [0.20-0.35]*N·m·s·kg⁻¹ Driver : [0.25-0.40]*N·m·s·kg⁻¹ La contribution du moment libre à la production de l'impulsion angulaire est très variable : de -8 à +99% pour le côté dominant et de 13 à 68%</p>	<p>Les impulsions produites par les deux jambes sont plus importantes avec le Driver qu'avec le Fer-6. La résultante horizontale du côté dominant s'aligne avec la cible alors que le côté non dominant reste en position lorsque le <i>driver</i> est utilisé. L'impulsion perpendiculaire à la cible est proche de zéro. Les moments libres ne sont pas significativement différents d'un club à l'autre. Le bras de levier du moment ne semble pas être un paramètre de performance.</p>
Stastny [SMT ⁺ 15] (2015)	3(5.1-25) amputés	Fer-6	Perf. Santé	<p>6MA200, 32 marqueurs, 2PF1000 calcul de l'orientation des efforts dans le plan horizontal, et du ratio D/G des efforts verticaux</p>	<p>force ratio(%), fin swing : de 38±9.2 à 86±9.1 angles avec le plan horizontal [77-87]°, avec le plan saggittal [82-85]° <i>plans non définis</i></p>	<p>Le transfert de charge est le plus affecté par la zone d'amputation, notamment la direction des efforts horizontaux.</p>

TABLE A.33 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant les efforts de réaction au sol, partie 1
JND : jambe non dominante, JD : jambe dominante, RH : résultante horizontale, RV : résultante verticale

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Ordre de grandeur	Message
Wang [WYHS15] (2015)	7(0-12)	Fer-5	Perf.	2PF1000, EMG, vidéo 120Hz	Maximum effort vertical : 600N* (environ 0.76% _{BW})	Le pic d'effort vertical sur le côté dominant s'effectue avant l'impact
McNitt- Gray [MGMZ ⁺ 13] (2013)	12(<7)	Fer-6	Perf.	2FP1200 et 9AM110 shot à distance normale puis réduction distance mesure des efforts dans le plan et leur orientation	RV(N) : [200-810]*(JD), [200-600]*(JND) RH : [0-180]*(JD), [0-180]*(JND)	La modification de la distance est permise par la modification de l'amplitude des efforts horizontaux de la jambe dominante. L'orientation des efforts horizontaux ne varie pas avec la distance.
Meister [MLB ⁺ 11] (2011)	10(pro) 5(4-30)	Fer-5	Perf. Santé	8MA240, 42 marqueurs, 1PF2400 free moment = moment vertical exprimé au centre de pression, normalisé par le poids	Pic du moment libre [0.83-1.19]Nm/kg (pro)	le pic de <i>X-factor</i> arrive juste avant le maximum du moment libre pour tous les golfeurs. Le moment libre, normé, est un des paramètres permettant la performance.
Chu [CSL10] (2010)	308(8.4±8.4)	Driver	Perf.	8MA240, 38 marqueurs, 2PF1200 efforts verticaux et taux d'accroissement	RV(% _{BW}), JD : 29±12 (top), 94±28 (accélération), 75±30 (impact) JND : 64±14(top), 46±(17) (Acc), 35±21 Taux de variation de RV (Acc) : 330% _{BW} (JD)±517 4.7% _{BW} (JND)±290	Le transfert de poids s'effectue de JND vers JD au ToB Une plus grande force verticale de la JD lors de l'accélération s'accompagne avec un plus important transfert de poids vers la JD.

TABLE A.34 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant les efforts de réaction au sol, partie 2
JND : jambe non dominante, *JD* : jambe dominante, *RH* : résultante horizontale, *RV* : résultante verticale

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Ordre de grandeur	Message
Okuda [OGA10] (2010)	17(30.8±5.5) : LS 13(0.9±2.6) S	Driver	Perf.	8MA240, 33 marqueurs, 2PF960 Composantes verticales des efforts au sol (à 6 instants & le maximum global)	RV(% _{BW})max JD : 1.1±0.2(LS), 1.1±0.3(S) JND : 0.9±0.1(LS), 1±0.1(S)	Chez les bons joueurs : La JND est chargée lors du backswing La JD est rapidement chargée lors du downswing.
Murakami [MM10b] (2010)	5H	NR	Perf	Analyse du mouvement Plateformes de force (4) Semelles de pression	Couples à l'impact : 0* gauche, 160kgcm=16Nm Efforts verticaux impact : 900*N gauche, 300N droite Efforts plans impact : 14*N droite, 5*N gauche	Les chaussures semblent avoir peu d'influence sur les efforts aux pieds Les sensations des golfeurs sont peu variables avec les types de chaussures. Les chaussures sans crampons permettent une plus grande liberté de mouvement et semblent plus adéquat pour marcher entre les trous.

TABLE A.35 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant les efforts de réaction au sol, partie 3

JND : jambe non dominante, JD : jambe dominante, RH : résultante horizontale, RV : résultante verticale, CD : côté dominant, CND : côté non dominant

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Ordre de grandeur	Message
Worsfold [WSD08] (2008)	24M 8(h=0-7) 8(h=8-14) 8(h=15-26)	Driver Fer3 Fer7	Perf. Santé	3 types de chaussures testées (chaussures avec crampons en métal, chaussure avec rampons 'alternatifs', chaussure plate) 2PF1000 vidéo 200Hz et une 50Hz	Moment impact : 19*Nm (CD), 0*Nm (CND) Moment max : 19*Nm(CD), 6*Nm (CND) Différences inférieures à 10*%	Les crampons en métal permettent de générer significativement plus de moment avec l'arrière du pied que les chaussures plates.
Hume [HKR05] (2005)	<i>Review</i>	<i>Review</i>	Perf. Santé	<i>Review</i>	Les pics ($\%_{BW}$) lors d'un swing sont de l'ordre de 2.0 (vertical), 0.6(antéro-postérieur), 0.3(médio-latéral), comparable à de la course à 4m/sec	Le côté non dominant est chargé lors du backswing, lors du downswing, le côté dominant est chargé. les joueurs de meilleur niveau chargent plus le côté dominant pendant le downswing. L'instant du transfert de poids est important. La qualité du transfert de poids joue un rôle dans l'amélioration de la performance.

TABLE A.36 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant les efforts de réaction au sol, partie 4

JND : jambe non dominante, *JD* : jambe dominante, *RH* : résultante horizontale, *RV* : résultante verticale, *CD* : côté dominant, *CND* : côté non dominant

A.5 Dynamique

A.5.1 Dynamique articulaire

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Ordre de grandeur	Message
Sim [SCLM17] (2017)	32, 4 groupes asympto / lombal- giques pro/amateur	Driver (le leur)	Santé	6MA120, 2PF1000, modèle anthropométrique de [DuTG91]5 swings	Maximum de 'torsional load' : 10.23±1.69N/kg Durée de la phase de transition de 0.001±0.002s à 0.029±0.006s	La phase de transition (entre <i>backswing</i> et <i>downswing</i>) semble être une source des lombalgies liées au golf.
Dale [DB16] (2016)	13(7.1±0.8)	Fer-7	Santé	Focalisation : région lombaire 8AM240, 39 marqueurs, 2PF1000	** Compression : 760±140 → 700% _{BW} ±170 Cisaillement antéro-postérieur : 200% _{BW} ±20 → 190% _{BW} ±20 Cisaillement médio-latéral : 320% _{BW} ±20 → 330% _{BW} ±30	Raccourcir le swing permet de diminuer les efforts de compression dans les lombaires. Les variations de cisaillement ne sont pas significatives.
Choi [CSM15] (2015)	18 (18.5±7.4, M18F5)	Driver (le leur)	Perf. Santé	6MA120, 2PF1080, Mesure de pression à 200Hz 16 marqueurs (cite Oh 2013 [OCM13] qui utilise 35 marqueurs, non détaillés, et pour la marche...) Mesures des angles, des moments et de la raideur apparente Modèle anthropométrique	PRO Moment Flex/ext, impact : 0.25*Nm/kg (CD, CND) Maximum : 0.5*Nm/kg(CD), 0.6*Nm/kg(CND) AMATEURS max = 1Nm/kg	Les joueurs pro ont une plus faible raideur apparente. Les joueurs pro ont une durée de résistance mécanique plus faible

TABLE A.37 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la dynamique articulaire, partie 1

ident. : identique, *asympto* : asymptotique

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Ordre de grandeur	Message
Bae [BCKC14] (2014)	10(Pro.)	Bois-1	Santé	Focalisation : <u>région lombaire</u> 8AM120, 2PF1200, 10 swings Mise à l'échelle d'un modèle MSK Modèle des lombaires à partir d'une radio Personnalisation de la lordose lombaire Base de données anthropométriques	L'effort inter-vertébral est maximal lors du downswing [1250-1750]*N Le moment est maximal lors du downswing [80-190]*Nm (flex./ext.) downswing [50-75]*Nm (rot. ax.) follow-through [110-160]*Nm (incl. l.)	La lordose excessive induit plus de moments flex./ext. et rot. ax. ; une lordose kypho plus de moments incl. l. en termes de puissance, la phase la plus sollicitante est le follow-through, dans l'ordre de la lordose la plus excessive vers la moins prononcée.
Ferdinands [FKM13] (2013)	5 (≤ 2)	Fer-5 (ident.)	Perf.	<u>région lombaire</u> (Approche globale mais résultats dynamiques locaux) 8AM240, 56 marqueurs 2PF1200, 10 swings Modèle 20 segments, 58 ddl Séquence z,y,x Pas de détail pour personnalisation géométrique et détermination des inerties.	Couples extremum : flex./ext. : 150*Nm (downswing) incl. l. : 70*Nm (downswing) rot. ax. : -80*Nm (impact) main : couple de flexion <6Nm	Un modèle corps complet est nécessaire pour étudier le swing de golf.

TABLE A.38 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la dynamique articulaire, partie 2

*ident. : identique, ** : résultats peu clairs pour la correspondance entre les courbes et les segments considérés, les unités ne correspondent pas toujours
e.g. travail en Nm*

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Ordre de grandeur	Message
Foxworth [FML+13] (2013)	Jeune : 10(11±6.7) Sénior : 10(9±3.7)	Driver (leur)	Perf.	Focalisation : <u>hanches</u> 10AM400, 2PF1200, 10-15 swings Modèle membres inférieurs Séquence x-y-z Données anthropométriques [Han64, Dem55]	flex./ext. $6*\%_{BW\cdot h}$, côté ND, downswing flex./ext. $-4*\%_{BW\cdot h}$, côté D, downswing add./abd. $3*\%_{BW\cdot h}$, côté ND, downswing add./abd. $-5*\%_{BW\cdot h}$, côté D, follow-through rot. int./ext. $1.5*\%_{BW\cdot h}$, côté ND, follow-through rot. int./ext. $1.5*\%_{BW\cdot h}$, côté D, downswing	Les moments aux hanches sont proches chez les jeunes et sénieurs à vitesse de club constante. Le moment de rotation externe est plus important chez les jeunes que chez les sénieurs, du côté non dominant. Il est plus important du côté non dominant que dominant. le moment le plus important est l'extension de la hanche non dominante.
Lim [LCC12] (2012)	5(0.8±1.1)	Driver (leur)	Santé	Focalisation : <u>région lombaire</u> 4AM60, 2PF1000 EMG (filtre elliptique 8 ^{ème} ordre, 10-500Hz passe bande), maxima de contraction volontaire [BGW98]	Extrema : compression : $-653\%_{BW}\pm 100$ (downswing) cisaillement médio-latéral : $-60\%_{BW}\pm 63$ cisaillement antéro-postérieur : $164\%_{BW}\pm 35$ (follow-through)	Le chargement dans les lombaires pendant le swing est inférieur au seuil de dégénérescence du disque. Le chargement répété peut engendrer des dommages du disque. un swing plus court (backswing et follow-through) devrait aider à réduire le chargement des lombaires.

TABLE A.39 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la dynamique articulaire, partie 3

*ident. : identique, ** : résultats peu clairs pour la correspondance entre les courbes et les segments considérés, les unités ne correspondent pas toujours
e.g. travail en Nm*

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Ordre de grandeur	Message
Lynn [LN10] (2010)	7[2.7-8.1]	Fer-5	Santé	Focalisation : <u>genoux</u> 1PF2000 (côté D), ?AM100 2 positions du pied côté D : neutre et rotation externe (27.9°±5.3) Comparaison avec la marche, la descente d'escalier, le pas sur le côté (littérature).	Moment d'adduction : 0.63% _{BW} ±0.23 (neutre) 0.54% _{BW} ±0.25 (rot. ext.) Moment d'abduction : -0.70% _{BW} ±0.12 (neutre) 0.80% _{BW} ±0.19 (rot. ext.)	Il faudrait suggérer aux ersonnes souffrant d'atrose du genou de changer leur position à l' <i>adress</i> en faisant une rotation externe de leur pied, pour décharger le compartiment médial.
Tsai [TSS+10] (2010)	Groupe (lombal- gique) L 16(h=9.1±4.6) Groupe (non lombal- gique) NL (h=9.5±4.8)	Driver (le leur)	Santé	Analyse du mouvement plateformes de forces (2) 5 meilleurs swings/sujet (distance)	Max moment lombaires (normé / poids*taille) L vs NL flex : -7.9±4.4 vs -7.5 ±4.3 ext : 0.9±2.2 vs 0.1±1.2 incl lat G -5.2±3.3 vs -4.4 ±2.4 incl lat D 4.4±2.4vs 4.9±2.9 rot int -3.8±2.2 vs -4.3±2.4 rot ext 1.7±1.1 vs 1.5±0.9	Le lien entre le golf et les lombalgies reste peu clair
Mundermann [MDD+08] (2008)	1H	NR	Santé	Prothèse instrumentée de genou 7MA120, 1PF120 Marqueurs : crête iliaque, gd trochanter, condyle, malléole, calcanéum, 5 ^e métatarses. Comparaison à d'autres activités : marche, escalier, squat,...	Effort médial au golf > aux autres activités (0.088N/N) Efforts antérieurs au golf > autres Efforts verticaux < autres	Les efforts transitant par le genou sont très dépendant de l'activité

TABLE A.40 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la dynamique articulaire, partie 4

ident. : identique, **** : résultats peu clairs pour la correspondance entre les courbes et les segments considérés, les unités ne correspondent pas toujours
e.g. travail en Nm

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Ordre de grandeur	Message
Nesbit [Nes07] (2007)	84		Meth	Modèle corps complet avec club Analyse du mouvement Plateformes de force Calcul de la cinématique, dynamique, énergie, puissance + déformation du club		<i>Article non accessible</i>
Nesbit [Nes05] (2005)	84H[0-20] 1F(18)	Driver (ident.)	Perf.	Focalisation : <u>main/club</u> (pour efforts) Modèles à 16 segments, 2 ou 3 ddl par articulation (rotation) Base de données anthropométriques. Angles de Bryant (x,y,z), l'axe Z est défini comme l'axe longitudinal, les autres axes ne sont pas renseignés.	** X : [-60-40]*Nm Y : [-20-15]*Nm Z : [-2-2]*Nm	Une bonne gestion de la cinématique et de la cinétique du poignet permet une bonne performance
Tsunoda [TBH04] (2004)	1	NR	Perf.	Focalisation : <u>bras et club</u> N	RNR	NR
Sprigings [SN00] (2000)	Simu.	Driver	Simu.	Focalisation : <u>main</u> , (membre supérieur, côté D) modèle 2D (plan à 60°), 3 segments (club, bras, thorax). 3 simulations en modifiant les conditions d'activation du couple au poignet.	Augmentation de 3.6m/s (8%)* de la vitesse horizontale de la tête de club en utilisant un générateur de couple au poignet Sans générateur au poignet : 95*Nm(tronc), 90*Nm (épaule), 20Nm (poignet)	Une amélioration de la performance peut être faite en retardant le couple du poignet dans le downswing

TABLE A.41 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la dynamique articulaire, partie 5

*ident. : identique, ** : résultats peu clairs pour la correspondance entre les courbes et les segments considérés, les unités ne correspondent pas toujours
e.g. travail en Nm*

Gatt [GPPG98] (1998)	13M(h=4- 18)	Fer5	Perf. Santé	6MA60, 2PF500, 2 types de chaussures 2 séries de 10 swings Filtre : Butterworth passe bas (10Hz) d'ordre 4 sur chaque coordonnée Interpolation par spline cubique.	Moment/(poids * hauteur) Genou CD, rotation int/ext : (-8* ; +6*) Flex/ext : (-7* ; 0*) Abd/add (-0.5* ; +5.5*) Genou CND rotation int/ext : (-3* ; +6*) Flex/ext : (-2* ; 5.5*) Abd/add (-2.5* ; +2.5*)	Les chaussures ne semblent pas avoir de réelle influence sur la biomécanique du swing. Les pics d'efforts au genou atteignent ceux d'activités déconseillées dans le cadre d'un retour à l'activité physique La phase la plus sollicitante pour le genou est le <i>downswing</i>
----------------------------	-----------------	------	----------------	---	--	---

TABLE A.42 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la dynamique articulaire, partie 6

ident. : identique, **** : résultats peu clairs pour la correspondance entre les courbes et les segments considérés, les unités ne correspondent pas toujours
e.g. travail en Nm

A.5.2 Forward dynamic

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Message
Demircan [DBK12] (2012)	1(élite) universitaire	Fer-9	Perf.	8AM120, 1PF600 16 marqueurs (membres inférieurs et thorax) Filtre Butterworth d'ordre 4, passe bas, 15Hz Modèle 120 segments, 177 ddl Seuls 41 ddl sont utilisés Approche par espace des possibles	Aucun chiffre Les joueurs élites ont tendance à avoir un mouvement proche de l'optimal
MacKenzie [Mac12] (2012)	Simulation		Perf	Modèle 3D 4 segments (thorax, bras, avant-bras, club) Plan de swing défini par un point de la main (le centre du poignet)	Positionner le club sous le plan de swing, tôt dans le <i>downswing</i> facilite la précision à l'impact ; et inversement. Modifier l'inclinaison du plan de swing de 10° n'a que peu d'effet sur le qualité du contact balle/club. Il est nécessaire de préciser si le plan de swing est défini par les mains ou par le club
MacKenzie [MS09] (2009)	1	Driver (stan- dard)	Perf.	Modèle 3D 6 segments (thorax, bras, 4 pour club) 4 générateurs de couple (muscles) Algorithmes génétiques	La séquence proximal vers distal est confirmée pour la cinématique et la dynamique.

TABLE A.43 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la forward dynamics, partie 1

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Message
Nesbit [Nes05] (2005)	84(0-20) échant. 4(0-18)	Driver (ident.)	Perf.	Modèle corps complet Modèle 16 segments (division du tronc en deux), 3ddl pour chaque articulation, sauf genoux, coudes et poignets (2ddl), angles de Bryant AM180, 23 marqueurs + 3 (club)	Confirmation de la séquence proximale vers distale. Le poignet a un rôle important dans la performance. Un grand rayon de courbure de la trajectoire du club pendant le downswing (i.e. une translation plus importante, et moins de rotation) permet d'augmenter la vitesse de tête de club (retrouvé chez les golfeurs de haut niveau) A l'approche de l'impact, le rayon de courbure de la trajectoire du shaft est rapidement réduit (augmentation de la rotation et réduction de la translation). Les couples et les amplitudes de mouvement des poignets sont des facteurs importants dans la génération de vitesse de tête de club. L'armement du poignet permet de limiter la force centrifuge de la tête de club

TABLE A.44 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la forward dynamics, partie 2

A.5.3 Energie et puissance

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Ordre de grandeur	Message
Bae [BCKC14] (2014)	10(Pro.)	Bois-1	Santé	Focalisation : <u>région lombaire</u> 8AM120, 2PF1200, 10 swings Mise à l'échelle d'un modèle MSK Modèle des lombaires à partir d'une radio Personnalisation de la lordose lombaire Base de données anthropométriques	incl. l. : [300-440]*W (follow-through) incl. l. : [-60-110]*W (downswing) flex./ext. : [150-190]*W (follow-through) flex./ext. : [-170-250]*W (downswing) rot. ax. : [50-150]*W (downswing) rot. ax. : pas de valeurs négatives	Le maximum de dissipation de l'énergie arrive dans la phase de follow-through donc le risque lésionnel est plus important.
McNally [MYC14] (2014)	2(pro.) 34(0-30)	Driver	Perf.	Focalisation : <u>membres inférieurs</u> Hanches, genoux, chevilles 2PF1500, 39 marqueurs, 8AM300 Centre articulaire de la hanche, méthode de régression [DuTG91] Puissance : produit scalaire des efforts et des vitesses.	Vit. max = 39277-0.138(Age)+0.04(travail total des jambes), R ² =0.78, erreur 2.14m/s Valeurs maximales pendant le downswing, côté D - côté ND : Hanches : 2*W/kg - 6*W/kg Genoux : 2.5*W/kg - 2*W/kg Chevilles : 2*W/kg - 1.5*W/kg	Le travail total des membres inférieurs est lié à la performance (vitesse de tête de club, R=0.63)

TABLE A.45 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la puissance, l'énergie et le travail mécanique, partie 1

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Ordre de grandeur	Message
Nesbit [NM14] (2014)	4(0-18)	Driver (ident.)	Perf.	Focalisation : <u>club</u> <i>c.f.</i> [Nes05] Club : taille (1.092m), masse (0.382kg), position du centre de gravité (0.661m du haut), inertie ($I=0.07\text{kg}\cdot\text{m}^2$)	Travail total : 235-355N·m Travail linéaire : 124-206N·m (max à l'impact) Travail angulaire : 121-159N·m Puissance totale : 1720-3875N·m/s Puissance linéaire : 1188-2775N·m/s Puissance angulaire : 698-1150N·m/s	Il est possible d'améliorer le transfert énergétique en modifiant la trajectoire de la main sans augmenter la demande énergétique. La capacité à transférer l'énergie du bras au club est plus due à la force des bras que des poignets (rapport 3/2). Le transfert est d'autant plus efficace lorsque le mouvement de séparation du club par rapport à la main est retardé.
Ferdinands [FKM13] (2013)	5(<2)	Fer-5 (ident.)	Perf. Santé	Focalisation : <u>corps complet</u> Modèle 20 segments, 51 ddl Résolution par méthode lagrangienne séquence xyz Se réfère à De Leva pour les centres articulaires[dL96]	Puissance Max/Min Rot. du thorax : 600*W/-250*W Abd. de l'avant-bras gauche : 100*W/-200*W Rot. des lombaires : -50*W/-500*W Add. de l'avant-bras droit : 0*W/320*W Ext. de l'avant-bras droit : 0*W/-300*W Pron. de l'avant-bras droit : 50*W/-120*W Flex. de la main droite : 230*W/-50*W	La région lombaire fournit une puissance négative pendant le downswing. L'accélération angulaire du downswing ne vient donc pas de cette région. La région thoracique est très sollicitée pendant le downswing. Le bras gauche ne produit que peu de puissance pendant le downswing.

TABLE A.46 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la puissance, l'énergie et le travail mécanique, partie 2

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Ordre de grandeur	Message
Anderson [AWS06] (2006)	45H	Driver	Perf.	MA110 Marqueurs sur les vêtements Modèle d'inertie à partir de volumes simples puis densité de Young <i>et al.</i> [Cla69]	Hanches :15% - 30*J Thorax : 20% - 50*J Bras : 60% - 130*J Club : 100% - 250*J(référence)	Contrairement au timing, les pics d'énergie cinétique suivent la séquence proximale vers distale.
Nesbit [Nes05] (2005)	84(0-20) échant. 4(0-18)	Driver (ident.)	Perf.	Focalisation : <u>corps complet</u> AM180, 23 marqueurs Modèle 16 segments (division du tronc en deux), 3ddl pour chaque articulation, sauf genoux, coudes et poignets (2ddl), angles de Bryant	Valeurs maximum/à l'impact Travail total (N·m) : 235-355/228-351 Puissance totale (N·m·s ⁻¹) : 1720-3875/-450-+900 Etonnamment, à 0.085s avant l'impact, tous les golfeurs ont la même quantité de travail total.	Le meilleur golfeur a un pic de travail total plus important et plus proche (mais avant) l'impact. La meilleure corrélation trouvée est entre la vitesse de tête de club et le travail total (R ² =0.431). Les golfeurs ayant le meilleur handicap arrivent à produire le plus de travail. Le ratio entre le travail linéaire et le travail angulaire semble corrélé à la performance.

TABLE A.47 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant la puissance, l'énergie et le travail mécanique, partie 3

A.6 Divers

1 ^{er} Auteur (Année)	Population	Club	Visée Club	Méthodologie	Ordre de grandeur	Message
Park [PK14] (2014)					Article pas trouvé	
Haeufle [HWW+12] (2012)					Article pas trouvé	La majorité des golfeurs ne changent pas leur performance en changeant la masse de leur club (22g)
Komi [KRR08] (2008)	20(H et F) h=0à22	Driver	Perf.	1 seul club Capteurs de pression sur manche (meth1) ou sur gant (meth2)	500-1000N, pic proche de l'impact	Les golfeurs ont un champ de pression intra-individuel peu variable mais grande variabilité inter-individuelle.

TABLE A.48 – Récapitulatif de la revue de littérature concernant les thèmes divers

Annexe B

Eléments complémentaires du protocole expérimental

Sommaire

B.1	Autorisation du comité de protection des personnes	221
B.2	Autorisation de l'ANSM	222
B.3	Autorisation de la CNIL	223
B.4	Questionnaire	225
B.5	Echauffement	231
B.6	Note d'information	238
B.7	Formulaire de recueil de consentement	248
B.8	Caractéristiques générales de la cohorte : performance, physiologie, santé .	253
B.9	Comparaison des vitesses du radar de vol	258
B.9.1	Introduction	258
B.9.2	Matériel et Méthode	258
B.9.3	Résultats et discussion	258
B.9.4	Conclusion	260

B.1 Autorisation du comité de protection des personnes

COMITE DE PROTECTION DES PERSONNES ILE DE FRANCE X
 HOPITAL ROBERT BALLANGER
 Boulevard Robert Ballanger - Bâtiment n° 8 (3^{ème} étage) - 93602 Aulnay-sous-bois cedex
 Tél. : 01 49 36 73 57 - E-mail : cpp.iledefrance10@ch-aulnay.fr
 Président : Pr. Philippe Casassus

Recommandé avec AR
 N° 1A 118 134 1596 7

Docteur Patricia THOREUX
 INSTITUT DE BIOMECHANIQUE HUMAINE
 GEORGES CHARPAK
 151, boulevard de l'Hôpital
 75013 PARIS

Aulnay-sous-Bois, le 14 mars 2016

Yos réf. : Golf-2015-2018-1
 Nos réf. : protocole 01-2016
 N° ID RCB : 2015-A01760-49 (hors produit de santé)

Chère Madame,

Le Comité de Protection des Personnes Ile-de-France X a été saisi par vous-même d'une demande d'avis initial du projet de recherche biomédicale intitulé :

« Modélisation Biomécanique du swing de golf : optimisation de la performance et minimisation du risque de blessures. »

dont l'Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers est le promoteur et vous-même êtes est l'investigateur coordonnateur (Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Paris).

A réception des modifications apportées par le promoteur au protocole, au résumé de l'étude et à la note d'information/consentement patient selon ses recommandations du 25 janvier 2016, le Comité émet un avis favorable à la réalisation de cette étude en France, au regard des documents suivants :

- Absence de courrier de réponse du promoteur
- Formulaire de demande d'avis initial au CPP sur une recherche biomédicale du 25/11/2015
- Document additionnel à la demande d'avis au CPP du 25/11/2015
- Protocole de recherche modifié v. 2 du 18/02/2016
- Résumé de l'étude modifié v. 2 du 18/02/2016
- Note d'information modifiée v. 2 du 18/02/2016
- Formulaire de recueil consentement éclairé modifié v. 2 du 18/02/2016
- Attestation d'assurance du 16/11/2015
- Liste des centres investigateurs v. 1 du 25/11/2015
- CV de l'investigateur coordonnateur et d'un associé 2 CV
- Justification de l'adéquation des moyens humains, matériels et techniques... v. 1 du 25/11/2015

PROCOLE 01-2016 / Golf-2015-2018-1 / 2015-A01760-49 – soumission initiale (3/16 09/10/16) 1/506 1 sur 2

COMITE DE PROTECTION DES PERSONNES ILE DE FRANCE X
 HOPITAL ROBERT BALLANGER
 Boulevard Robert Ballanger - Bâtiment n° 8 (3^{ème} étage) - 93602 Aulnay-sous-bois cedex
 Tél. : 01 49 36 73 57 - E-mail : cpp.iledefrance10@ch-aulnay.fr
 Président : Pr. Philippe Casassus

Ont participé à la délibération du 25 janvier 2016 les membres du Comité suivants

- ☒ Recherche biomédicale : Monsieur Philippe CASASSUS (*) titulaire
- Monsieur Jean-Luc DURAND titulaire
- Monsieur Pierre DEBLOIS titulaire
- ☒ Médecin généraliste : Madame Elisabeth HENON titulaire
- ☒ Pharmacien : Monsieur Thomas LAUTAUD titulaire
- ☒ Psychologue : Monsieur Luc BAUMARD titulaire
- ☒ Personne qualifiée en raison de sa compétence à l'égard des questions éthiques : Monsieur Daniel FAUCHER titulaire
- ☒ Personne qualifiée en raison de sa compétence à l'égard des questions juridiques : Madame Diana SAIZ NAVARRO suppléante
- ☒ Représentants des associations agréées de malades ou d'usagers du système de santé : Madame Marie-Claude FEINSTEIN titulaire
- Monsieur Philippe MAUGIS suppléant

Ont assisté au débat du 25 janvier 2016 sans participation les suppléants suivants

- ☒ Recherche biomédicale : Madame Renée MARFAING suppléante
- ☒ Médecin généraliste : Monsieur Jean-Luc FONTENOY suppléant
- ☒ Pharmacien : Madame Patricia LEROUX suppléante
- ☒ Psychologue : Madame Monique KAEPELIN suppléante

(*) : épidémiologiste / biostatisticien

Je vous prie de croire, Chère Madame, en l'expression de mes salutations les meilleures.



Le Président,
 Pr. Philippe CASASSUS

[CET AVIS COMPORTE DEUX PAGES]


Copie : ANSM

.....
 Au cas où il apparaîtrait nécessaire de présenter ultérieurement à notre Comité une demande de modifications substantielles au protocole, nous vous prions de nous adresser la nouvelle version des documents proposés, en indiquant de façon facilement visible les modifications apportées (version avec modifications apparentes et version finale).

PROCOLE 01-2016 / Golf-2015-2018-1 / 2015-A01760-49 – soumission initiale (avis définitif) 1/506 2 sur 2

FIGURE B.1 – Autorisation du protocole de recherche par le CPP, pages 1&2

B.2 Autorisation de l'ANSM

 Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé		AUTORISATION D'ESSAI CLINIQUE NE PORTANT PAS SUR UN PRODUIT DE SANTE (ESSAI-HPS)			
		Nombre de pages : 1 (Incluant la page de garde)			
		Envoi par Télécopie Date : 16 FEV. 2016			
Identifiants de l'essai clinique					
Titre	Modélisation biomécanique des gestes de golf pour l'optimisation de la performance et la minimisation du risque de blessures				
Promoteur	ENSAM			Réf. CPP	
Réf. Promoteur	Golf 2015_2018_1 version 2 du 15/02/2016	N° ID RCB	2015-A01760-49	Réf. ANSM	151708-B81
Expéditeur			Destinataire (demandeur : nom / société / tél.)		
ANSM / Direction des dispositifs médicaux thérapeutiques et des cosmétiques / Equipe produits dispositifs médicaux cardiovasculaires			Philippe ROUCH Institut Biomécanique Humaine Georges Charpak 01 44 24 63 64		
Dossier suivi par : Mariem LOUKIL Tél : 33 (0) 1 55 87 33 81 / Fax : 33 (0) 1 55 87 37 17 Mel : EC.DM-COS@ansm.sante.fr			Fax : 01 44 24 63 66		
CPP destinataire en copie		CPP Ile de France X		Fax 01 49 36 73 57	

Vu le code de la santé publique et notamment ses articles L. 1123-8, R. 1123-32 et vu le dossier de demande d'autorisation d'essai clinique adressé à l'Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé (ANSM) ;

Vu les compléments versés par le promoteur en dates du 10 et 15 février 2016 et notamment le protocole de l'essai cité en objet modifié (*version 2 du 15/02/2016*), suite à la demande de l'ANSM ;

L'autorisation mentionnée à l'article L. 1123-8 du code de la santé publique est accordée pour l'essai clinique cité en objet. Cette autorisation est valable pour toute la durée de l'essai à compter de la date de la présente décision.

Toutefois, conformément à l'article R. 1123-33 du code de la santé publique, la présente autorisation devient caduque si la recherche n'a pas débuté dans un délai d'un an.

En outre, je vous rappelle notamment que pendant le déroulement de la recherche et pour ce qui concerne l'ANSM :

- toute modification substantielle du dossier initialement soumis doit faire l'objet d'une demande d'autorisation en vertu des articles L. 1123-9 et R. 1123-35 du code de la santé publique ;
- les effets indésirables graves inattendus ainsi que les faits nouveaux susceptibles de porter atteinte à la sécurité des personnes doivent être déclarés en vertu des articles L. 1123-10 et R. 1123-46 du code de la santé publique.

La chef produits dispositifs médicaux cardio-vasculaires
 Direction des dispositifs médicaux thérapeutiques,
 et des cosmétiques

Nathalie MARLIAC

Je vous demande de transmettre toute demande d'informations complémentaires concernant ce dossier par courriel adressé à la boîte : aec-essaiscliniques@ansm.sante.fr . Je vous précise qu'il vous est possible d'utiliser à cet effet le système de messagerie électronique sécurisée Eudralink. Lors de l'envoi de ces dossiers, je vous demande de veiller à reporter dans l'objet du message les mentions suivantes : - pour les MS transmises à l'ANSM pour information : MSI/ Réf ANSM du dossier - pour les MS soumises pour autorisation ou pour les dossiers mixtes (comportant des modifications soumises pour autorisation et d'autres pour information) : MSA/ Réf ANSM du dossier

Si vous ne recevez pas toutes les pages de cette télécopie, veuillez contacter le secrétariat de la direction des dispositifs médicaux thérapeutiques et des cosmétiques / Equipe produits dispositifs médicaux cardiovasculaires au : 33 (0) 1 55 87 36 87.

Confidentialité Cette transmission est à l'attention exclusive du(des) destinataire(s) ci-dessus mentionné(s) et peut contenir des informations privilégiées et/ou confidentielles. Si vous n'êtes pas le destinataire voulu ou une personne mandatée pour lui remettre cette transmission, vous avez reçu ce document par erreur et toute utilisation, révélation, copie ou communication de son contenu est interdite. Si vous avez reçu cette transmission par erreur, veuillez nous en informer par téléphone immédiatement et nous retourner le message original par courrier. Merci.	Confidentiality This transmission is intended to the addressee(s) listed above only and may contain preferential or/and confidential information. If you are not the intended recipient, you are hereby notified that you have received the document by mistake and any use, disclosure, copying or communication of the content of this transmission is prohibited. If you have received this transmission by mistake, please call us immediately and return the original message by mail. Thank you.
--	--

143/147, bd Anatole France - F-93285 Saint-Denis cedex - tél. +33 (0)1 55 87 30 00 - www.ansm.sante.fr Page 1 sur 1

FIGURE B.2 – Autorisation du protocole de recherche par l'ANSM

B.3 Autorisation de la CNIL



RÉCÉPISSÉ

Monsieur BOURGAIN Maxime
151 BD DE L'HOPITAL
75013 PARIS

**DÉCLARATION DE CONFORMITÉ À
UNE MÉTHODOLOGIE DE
RÉFÉRENCE**

Numéro de déclaration

1904957 v 0

du 19 novembre 2015

À LIRE IMPÉRATIVEMENT

La délivrance de ce récépissé atteste que vous avez transmis à la CNIL un dossier de déclaration formellement complet. Vous pouvez désormais mettre en oeuvre votre traitement de données à caractère personnel.

La CNIL peut à tout moment vérifier, par courrier, par la voie d'un contrôle sur place ou en ligne, que ce traitement respecte l'ensemble des dispositions de la loi du 6 janvier 1978 modifiée en 2004. Afin d'être conforme à la loi, vous êtes tenu de respecter tout au long de votre traitement les obligations prévues et notamment :

- 1) La définition et le respect de la finalité du traitement,
- 2) La pertinence des données traitées,
- 3) La conservation pendant une durée limitée des données,
- 4) La sécurité et la confidentialité des données,
- 5) Le respect des droits des intéressés : information sur leur droit d'accès, de rectification et d'opposition.

Pour plus de détails sur les obligations prévues par la loi « informatique et libertés », consultez le site internet de la CNIL : www.cnil.fr.

Organisme déclarant

Nom : THOREUX PATRICIA

Service :

Adresse : 151, BOULEVARD DE L'HOPITAL

Code postal : 75013

Ville : PARIS

N° SIREN ou SIRET :

197532377 00011

Code NAF ou APE :

8542Z

Tél. : 0144246364

Fax. : 0144246366

Traitement déclaré

Finalité : MR1 - Recherches biomédicales

Transferts d'informations hors de l'Union européenne : Non

Fait à Paris, le 19 novembre 2015
Par délégation de la commission

Isabelle FALQUE PIERROTIN
Présidente

FIGURE B.3 – Autorisation du protocole de recherche par la CNIL

B.4 Questionnaire

Questionnaire : Version n°1 du 18/08/2015

Questionnaire

Modélisation biomécanique des gestes de golf pour l'optimisation de la performance et la réduction du risque de blessures

Identifiant :

Madame, Monsieur, Mademoiselle

Licencié(e) à la Fédération Française de Golf, vous avez accepté de participer à une étude scientifique sur la pratique du golf afin d'améliorer la compréhension des paramètres influençant la performance sportive et le risque de blessures. Nous vous prions de bien vouloir remplir le questionnaire suivant.



Questionnaire : Version n°1 du 18/08/2015

Physiologie et activités sportives

Genre : Femme Homme

Age : Date de naissance : .../.../.....

Poids : Taille : BMI :

Activité professionnelle :

Œil directeur : Pied d'appel :

Côté dominant (droitier ou gaucher ou ambidextre)

Pratiquez-vous ou avez-vous pratiqué d'autres sports ? A quelle intensité ? A quel niveau ?

Sports	Nombre d'heures hebdomadaires	Année(s) de pratique	Niveau (loisir, compétition régionale/nationale)

Questionnaire : Version n°1 du 18/08/2015

Pratique du golf

Quand avez-vous commencé votre pratique du golf (nombre d'années de pratique) ?

-

Quel est votre index/handicap au golf ?

-

Etes-vous référencé au sein de la fédération comme un joueur professionnel ?

Oui

Non

Etes-vous référencé au sein de la fédération comme un enseignant professionnel ?

Oui

Non

Quel est votre type de club ? (marque, modèle)

- driver :

- shaft :

- tête de club :

- fer 6:

Combien d'heures pratiquez-vous le golf par semaine ? (entraînement / compétition)

Heures/semaine (entraînement)	Heures/semaines (compétitions)	Evènements ponctuels (type & durée)

3/5

Questionnaire : Version n°1 du 18/08/2015

Blessures

Avez-vous déjà été blessé ? Précisez notamment celles qui vous ont empêché de faire du golf et celles dues au golf.

Localisation	Date et durée de la douleur	A empêché la pratique du golf ? Durée de l'arrêt éventuel	Est due au golf ?	Diagnostique / traitement particulier
Rachis lombaire ou Région lombaire				
hanche				
Poignet (droit gauche)				
Coude (droit gauche)				
Epaule (droite gauche)				
Autre				

Questionnaire : Version n°1 du 18/08/2015

Ces éventuelles douleurs vous limitent-elles certains mouvements (golfigues ou autres) ? Si oui, lesquels

Echauffement

Avez-vous une routine d'échauffement pré-séance ?

Oui

Non

Suivi de l'étude

Etes-vous volontaire pour effectuer des compléments d'étude (questionnaire ou expérimentation dans 1 an par exemple) ?

Oui

Non

Droit à l'image

Consentez-vous à la publication anonyme à des fins scientifiques ou pédagogiques des images et vidéos qui seront prises lors des expérimentations ?

Oui

Non

Remarques

Avez-vous des remarques sur :

- la qualité des informations fournies en amont de l'étude ?

- le déroulement de la séance

- autre

J'atteste sur l'honneur que les informations ci-dessus sont vraies.

Date :

Signature :

5/5

B.5 Echauffement



MODELISATION BIOMECHANIQUE DU SWING DU GOLF

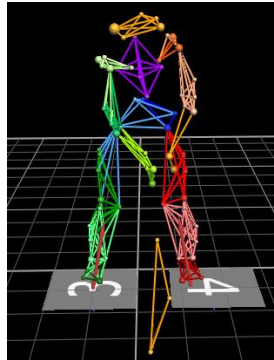


Figure 1 : mesure du mouvement par le système Vicon

Modélisation biomécanique du swing de golf : optimisation de performance et prévention de blessure

Echauffement

12 avril 2016

Cet exemple d'échauffement a été élaboré par Maxime Bourgain (biomécanicien, doctorant) et Olivier Rouillon (médecin à la fédération française de golf), dans le cadre du projet de recherche sur le golf à l'Institut de biomécanique humaine Georges Charpak.

Doctorant : Maxime Bourgain

Encadrement : Philippe Rouch, Patricia Thoreux, Olivier Rouillon, Christophe Sauret

Années : 2014-2017

Maxime Bourgain



1



reproduction interdite

L'échauffement

1 Introduction

L'échauffement doit précéder toute activité physique et notamment le golf. Un bon échauffement permet de diminuer considérablement le risque de survenue des blessures.

L'échauffement proposé se compose en trois phases qui sont :

- une phase d'échauffement articulaire,
- une phase d'échauffement cardiaque
- une phase d'échauffement avec club.

2 Phase articulaire

2.1 Tête

Petits mouvements lents de tête

- Faire « non » de la tête (10 rep)
- Faire « oui » de la tête (10 rep)



2.2 Poignet

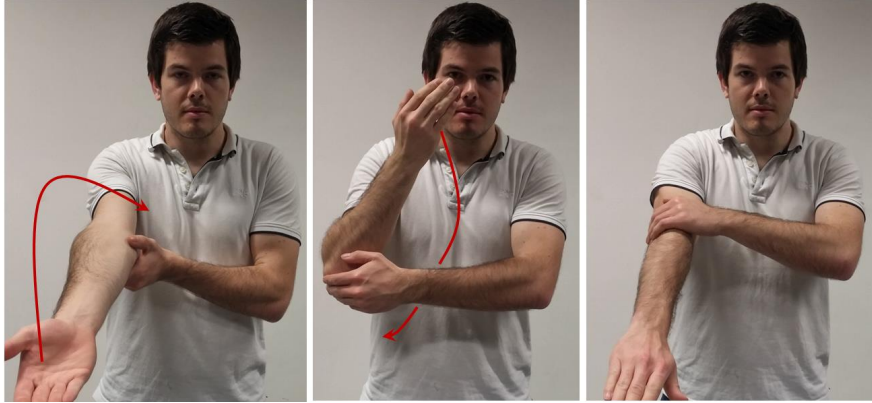
Doigts entrelacés, flexions de poignets (10 rep)
Doigts entrelacés, rotations de poignets (10 rep)



2.3 Coude

Poser la main gauche sur le coude droit. Paume droite vers le haut, bras tendu. Ramener la main vers soi en fléchissant le coude jusqu'à ce que la main se retrouve paume vers le bas, puis faire le même mouvement dans l'autre sens. (10 rep)

Faire les deux cotés



2.4 Epaule

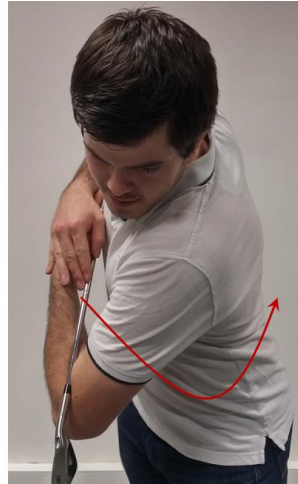
Main sur, faire des ronds les plus grands possibles, lentement. Dans les deux sens (10rep)

Faire les deux cotés



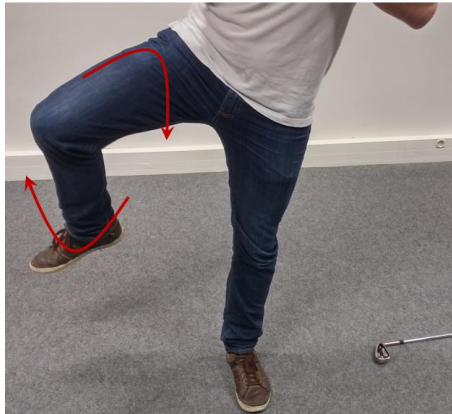
2.5 Tronc

Prendre un club, le poser sur les coudes et retenir les mains sur le club. Fléchir les genoux et faire des rotations de tronc comme pour un swing mais en plus lent (10 reps).



2.6 Hanche

Se mettre en équilibre sur un pied. Au besoin s'aider d'un club pour ne pas perdre l'équilibre. Faire des rotations avec la hanche, genou fléchi. Dans les deux sens, les deux cotés (10rep)



2.7 Genou

Genoux fléchis, les mains posés dessus, petits mouvements avant-arrières puis gauche droite puis petits ronds.



2.8 Cheville

En équilibre sur un pied, et touchant le sol de la pointe avec le second. Faire des flexions avant-arrière puis des ronds. (10 rep)

Faire de même avec le second pied.



3 Phase cardiaque

3.1 Petits sauts sur place

Les pieds écartés de la largeur des épaules, sautiller sur place. Faire la réception sur le bout du pied.
(30s)

30s de repos

3.2 Petits sauts avant-arrière

Un pied en avant, un pied en arrière, légèrement écartés, alterner pied devant/pied derrière (30s)

30s de repos



3.3 Course sur place

Les pieds écartés de la largeur des épaules, courir sur place (30s)

4 Phase avec club

4.1 Coups sans balle

Avec un sand wedge si possible.

Coups lents sans toucher la balle (env5-10)

4.2 Coups avec balle

Coups d'approche (env 15-20m), minimum 3 répétitions.

Puis augmentation progressive de la distance d'objectif, avec choix du club selon la préférence du joueur :

50m

75m

100m

125m

150m

Il est conseillé d'utiliser à tour de rôle différents clubs: wedge, fer 5, petit bois et driver par exemple.

B.6 Note d'information

Note d'information : Version n°2 du 15/02/2016

Note d'information

Modélisation biomécanique des gestes de golf : optimisation de la performance et minimisation du risque de blessure

Madame, Mademoiselle, Monsieur

L'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, en partenariat avec la **Fédération Française de Golf**, participe actuellement à un projet de recherche sur la modélisation biomécanique des gestes de golf.

Nous souhaiterions vous solliciter afin de participer à ce projet.

Nous vous présentons ici, les informations nécessaires pour comprendre l'intérêt et le déroulement du projet.

Cette étude se déroule à l'**Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak**,
151 Bd de l'Hôpital, 75013 Paris

Lisez attentivement cette notice.

Avant d'accepter de participer à cette étude, posez-nous toutes les questions qui vous sembleront utiles. Après un délai de réflexion, nous vous invitons à nous faire part de votre décision.



Note d'information : Version n°2 du 15/02/2016

I. But de l'étude

Le projet de recherche a pour but d'améliorer la pratique du golf grâce à une meilleure compréhension de la performance technique et des facteurs influant sur la santé des joueurs.

Pour cela, nous menons une étude dont les principaux objectifs sont :

- d'identifier les facteurs de performance lors de la réalisation des swings et du putting
- de comprendre les effets de ces gestes sur la colonne lombaire.

A terme nous aimerions concevoir une méthode personnalisée d'optimisation de la performance sportive tout en minimisant les risques éventuels sur la colonne lombaire.

II. Contenu de l'étude

1. Présentation générale

Les éléments que nous mettons en place afin de répondre aux objectifs sont :

- un questionnaire à remplir par vos soins permettant de mieux connaître votre passé sportif, votre pratique du golf et les éventuelles blessures que vous auriez pu
- une étude de mouvements simples nécessaires à l'obtention des centres articulaires afin de personnaliser l'analyse des mouvements de golf,
- une étude par des systèmes d'imagerie médicale permettant de personnaliser les géométries osseuses,
- une étude des mouvements du corps lors des swings et des putts, afin de mesurer leurs caractéristiques,
- une étude des activations musculaires permettant de produire le mouvement mesuré,
- une étude de la trajectoire de la balle par un radar dédié.

Cette recherche biomécanique implique le recrutement de joueurs de golf, professionnels et amateurs, licenciés à la Fédération Française de Golf Elle se déroule au sein de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak où une zone de practice intérieure a été installée et où tous les outils de mesure sont disponibles (c.f. Figure 1).

Au total, l'expérimentation nécessitera environ 3h de votre temps.

La fatigue n'étant pas un facteur étudié ici, vous aurez le droit de demander autant de pauses que nécessaires au cours de l'expérimentation.



Figure 1 : salle d'expérimentation pour la pratique du golf

Note d'information : Version n°2 du 15/02/2016

2. Votre participation à cette étude

a. Déroulement

Le jour convenu, vous devrez vous déplacer jusqu'au lieu prévu pour la série d'acquisitions : l'Institut de Biomécanique Georges Charpak, 151 boulevard de l'Hôpital - 75013 Paris.

Le protocole des tests vous sera exposé avant signature d'un formulaire de consentement éclairé. Si vous le désirez, vous pourrez poser toutes questions complémentaires que vous souhaitez aux investigateurs, en amont et pendant l'étude.

Vous effectuerez selon vos souhaits, soit votre propre routine d'échauffement, soit celle suggérée par le médecin fédéral (notice d'échauffement distribuée).

Vous serez ensuite équipé des différents éléments de mesure qui seront collés sur votre peau à l'aide de ruban adhésif hypo-allergénique. Ces éléments sont des marqueurs réfléchissant, passifs nécessaires à l'utilisation du système d'analyse du mouvement et des sondes électromyographiques (EMG). Ces sondes permettent de mesurer en temps réel l'activité électrique des muscles et ainsi savoir s'il travaille ou non. Les zones recevant les sondes EMG devront être rasées.

Tous ces mouvements seront filmés par des caméras infra-rouge qui permettent d'obtenir les trajectoires des marqueurs positionnés sur votre peau et votre club. Les caractéristiques du vol de la balle seront données par un radar TrackMan®, semblable à ceux utilisés sur le circuit. Ces moyens de mesure sont non invasifs, non irradiants.

Concernant les acquisitions cinématiques, elles seront effectuées grâce au système avec les caméras infra-rouges de la manière suivante :

- en position debout, immobile : en position dite « anatomique » et à l'adresse.
- une série de mouvements simples (par exemple faire des cercles avec un bras) pour caractériser vos mouvements et calibrer le système d'acquisition.
- Une série de 10 coups droits au fer 6.
- Une série de 10 coups droits au driver, 5 draw et 5 fade.
- Des coups au putter : 5 coups d'entraînement et 5 coups mesurés



Figure 2 : volontaire équipé des marqueurs réfléchissants (gris) et des sondes EMG (noires)

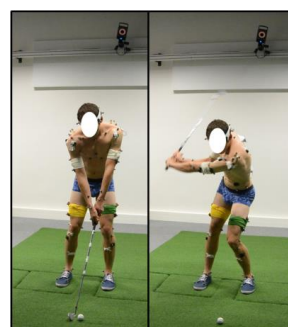


Figure 3 : swing en condition d'expérimentation

Note d'information : Version n°2 du 15/02/2016

Au préalable vous pourrez exécuter autant de swings d'entraînement que nécessaires afin de vous habituer aux conditions du laboratoire.

Des clichés de stéréophotographie (EOS®, EOS Imaging France) seront pris, ce système d'imagerie à **faible dose** permet d'obtenir les géométries osseuses. Ce système est le seul utilisé pouvant être considéré comme irradiant. Toutefois son utilisation est indispensable pour la personnalisation des données. La technologie développée pour la création de ce système le rend très faiblement irradiant, avec des taux d'irradiation **très inférieurs à ceux générés lors d'une radiographie classique**. Il a été calculé qu'il faut effectuer 7 images complètes via le système EOS® pour recevoir une dose d'irradiation identique à celle d'une radiographie conventionnelle du rachis (3,5mSv). Il a été estimé par l'Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire, en 2010, que l'exposition d'un individu en France, due à la radiation naturelle et à l'activité humaine, est de 3,7mSv par an, cette valeur étant supérieure à la dose maximale à laquelle vous pourriez être exposé lors de l'étude (pour plus d'informations, n'hésitez pas à consulter les investigateurs ainsi que le personnel de radio-protection du laboratoire ; vous pouvez aussi consulter le site internet de l'autorité de sûreté nucléaire www.asn.fr).

Ce système permet d'obtenir des stéréoradiographies en position debout, à partir d'une source très faiblement irradiante. Ces images, après traitement permettent d'obtenir vos géométries osseuses (c.f. Figure 4). L'Institut a reçu l'autorisation du comité d'éthique pour son utilisation (n°06036).

L'avantage de cette technique est qu'elle permet d'étudier les os dans une position debout - contrairement aux IRM par exemple - tout en émettant moins de radiation qu'un système d'imagerie classique type fluoroscopie couramment utilisé à l'hôpital.

Le meilleur compromis, entre le nombre de clichés et la qualité des informations nécessaires, que nous avons trouvé est de prendre 4 stéréoradiographies (c.f. Figure 4) : une corps entier, une corps entier tourné à 45°, une jambe droite avec bassin et une jambe gauche avec bassin. Les marqueurs réfléchissants sont visibles sur les stéréoradiographies ce qui permet d'avoir leur position exacte par rapport aux os et donc améliorer la précision des mesures.

Note d'information : Version n°2 du 15/02/2016

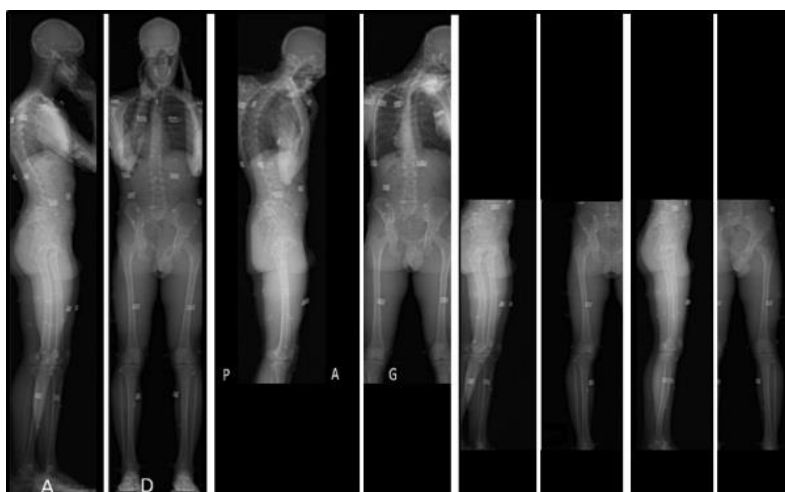


Figure 4 : clichés de stéréoradiographie, position debout droit, position debout tourné à 45°, jambe gauche avec bassin, jambe droite avec bassin.

Si vous utilisez vos propres clubs, des tests mécaniques simples et non destructifs seront effectués afin de mesurer leurs caractéristiques mécaniques

b. Matériel que vous allez utiliser

Vous serez autorisé à utiliser votre **propre gant** si vous le souhaitez. Vous devrez apporter vos **propres chaussures de golf** ; la zone de frappe de la salle est recouverte par un tapis de pelouse synthétique permettant d'obtenir des sensations proches de celles d'un parcours.

Les balles et les tees vous seront fournis. Vous utiliserez vos **propres clubs**. Ceux-ci seront équipés des mêmes billes réfléchissantes que celles utilisées sur la peau. Une bande adhésive opaque pourra être collée sur les zones du club réfléchissantes qui pourraient gêner l'acquisition (par exemple les têtes de club chromées). Des clubs sont disponibles à l'Institut ; si vous préférez les utiliser, faites-le nous savoir au plus vite.

Les différents marqueurs devant être collés sur la peau, vous pouvez choisir d'effectuer les mesures soit en sous-vêtements, soit en vêtements de bain, soit en short court (et éventuellement brassière).



Figure 5 : Volontaire équipé des marqueurs, en position dite « anatomique »

Note d'information : Version n°2 du 15/02/2016

III. Aspects réglementaires et administratifs

1. L'étude et l'Institut

Cette étude a reçu pour sa mise en œuvre :

- Une déclaration auprès de l'Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des produits de santé (2015-A01760-49),
- un avis favorable du Comité de Protection des Personnes (CPP) Ile de France X,
- une déclaration auprès de la Commission Nationale de l'Informatique et des libertés (CNIL) garantissant la confidentialité de vos données personnelles (1904957 v 0).

L'Institut a souscrit une assurance pour cette étude auprès de :

CNA Insurance Company Limited

Succursale en France

37 rue de Liège, 75008 Paris

L'Institut a obtenu la certification de qualité ISO 9001 depuis le 27 juillet 2009.

2. Risques et indemnisation

a. Les risques potentiels prévisibles

Les risques prévisibles sont identiques à ceux présents sur les terrains de golfs ou lors d'une séance d'entraînement, le nombre de coups frappés étant égal ou inférieur à celui d'une séance complète d'entraînement au practice.

b. Indemnisation et prise en charge des frais liés à l'étude

Tous les examens de l'étude sont pris en charge.

Vous ne percevrez aucune contrepartie financière pour votre participation à l'étude.

c. Etat de santé

Pour participer à l'étude proposée, vous devez être affilié(e) à un **régime de sécurité sociale**.

Vous devez être **licencié(e) auprès de la Fédération Française de Golf** et y avoir fourni un certificat médical de non contre-indication à la pratique du golf.

En participant à cette étude votre état de santé doit ne pas s'être dégradé depuis que votre médecin vous a délivré votre certificat.

Vous ne pouvez pas être sous sauvegarde de la justice.

6/9

Note d'information : Version n°2 du 15/02/2016

Le cas échéant, vous devez vous savoir non-enceinte (dosage récent de beta-HCG ou contraception adaptée)

3. Traitement informatique des données personnelles

Un traitement de vos données personnelles va être mis en œuvre pour permettre l'analyse des résultats, dans des conditions assurant leur **confidentialité**.

Les données seront traitées conformément à la réglementation relative à la protection des personnes physiques à l'égard des traitements de données à caractère personnel, de la Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés (CNIL).

Vous disposez d'un **droit d'accès et de rectification**.

Vous disposez également d'un **droit d'opposition** à la transmission de vos données personnelles utilisées dans le cadre de cette étude. Ces droits s'exercent auprès du médecin Investigateur qui vous suit dans le cadre de l'étude et qui connaît votre identité (*n° de téléphone : 01 44 24 63 64*).

4. Droit à l'image

Dans le cadre de cette étude, des enregistrements **vidéo et photo seront effectués**. Les photos sont indispensables pour l'étude.

Ces enregistrements peuvent être utilisés de manière anonyme dans le cadre de communications scientifiques ou d'enseignements, sauf si vous avez communiqué votre refus dans le questionnaire rempli en début d'expérimentation.

5. Informations sur l'étude

Tout au long de votre participation, vous serez informé(e) de la survenue de toute nouvelle donnée sur le déroulement de l'étude ou sa mise en œuvre susceptible de modifier votre décision quant à votre participation à l'étude.

Vous avez la possibilité à tout moment de l'étude de **contacter les investigateurs pour toute demande d'information** complémentaire sur l'étude, sur votre participation ou sur vos données personnelles liées à votre santé.

Vous pourrez être informé(e), si vous le souhaitez, des résultats globaux de la recherche à la fin de l'étude en contactant une des personnes qui vous a pris en charge lors de l'étude.

7/9

Note d'information : Version n°2 du 15/02/2016

6. Participation volontaire du sujet

Votre participation à cette étude est entièrement **volontaire et libre**.

Si vous acceptez de participer, vous pourrez à tout moment quitter cette étude sans justification et sans conséquence sur votre relation avec l'Institut et les chercheurs du projet.

Note d'information : Version n°2 du 15/02/2016

IV. **Contacts et investigateurs**

- Professeur **Patricia Thoreux**, Médecin Investigateur,
Arts et Métiers ParisTech,
Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak
151, Boulevard de l'Hôpital, 75013 Paris
Tél : 01 44 24 63 64
Courriel : patricia.thoreux@aphp.fr

- Docteur **Olivier Rouillon**, Médecin Fédéral National et des Equipes de France,
Fédération Française de Golf,
68 rue Anatole France, 92309 Levallois Perret
Tél : 01 41 49 80 04
Courriel : medecin.federal@ffgolf.org

- Professeur **Philippe Rouch**, Professeur des Universités, Directeur de l'Institut,
Arts et Métiers ParisTech, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak,
151, Boulevard de l'Hôpital, 75013 Paris
Tél : 01 44 24 63 64
Courriel : philippe.rouch@ensam.eu

- Monsieur **Christophe Sauret**, Maître de Conférences,
Arts et Métiers ParisTech, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak,
151, Boulevard de l'Hôpital, 75013 Paris
Tél : 01 44 24 63 38
Courriel : christophe.sauret@ensam.eu

- Monsieur **Maxime Bourgain**, Doctorant,
Arts et Métiers ParisTech, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak,
151, Boulevard de l'Hôpital, 75013 Paris
Tél : 01 44 24 72 43
Courriel : maxime.bourgain@ensam.eu

Cette note d'information vous appartient et vous pouvez en parler à votre médecin traitant ou à vos proches pour avis.

Nous vous remercions de votre coopération.

B.7 Formulaire de recueil de consentement

Recueil de consentement éclairé : Version n°2 du 15/02/2016

Formulaire de recueil de consentement éclairé

Modélisation biomécanique des gestes de golf pour l'optimisation de la performance et minimisation du risque de blessures

Fait en 2 exemplaires : un exemplaire est remis à la personne, l'autre est conservé par l'investigateur

Le Professeur Patricia Thoreux, médecin investigateur (IBHGC – ENSAM Paris, Tél. : 01 44 24 63 64)

ainsi que l'équipe de recherche de l'Institut m'a proposé de participer à une étude intitulée :

« Modélisation biomécanique des gestes de golf pour l'optimisation de la performance et minimisation du risque de blessures »



Recueil de consentement éclairé : Version n°2 du 15/02/2016

Pratiquant

De : M., Mme, Mlle

Nom :

Prénom :

Adresse :

.....

Mobile Mail :

Date de naissance :

N° de sécurité sociale.....

N° licence de golf

Poids : Taille :

Interruption de la participation

Je suis libre de refuser de participer à cette étude.

En foi de quoi, j'accepte librement et volontairement de participer à cette recherche.

Ma participation pourra également être interrompue en cas d'arrêt prématuré de l'étude.

Législation

Mon consentement ne décharge pas les organisateurs de la recherche de leurs responsabilités à mon égard et je conserve tous mes droits garantis par la loi.

J'ai été informé(e), qu'en conformité avec la loi n° 2004-806 du 9 août 2004 relative à la politique de santé publique :

- L'étude est enregistrée auprès de l'Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des produits de santé (Numéro ID RCB : 2015-A01760-49).
- Le Comité de Protection des Personnes - CPP IDF X Hôpital Robert Ballanger - réuni le 25/01/2016 à l'hôpital Robert Ballanger, a donné un avis favorable à la réalisation de cette étude.

2/5

Recueil de consentement éclairé : Version n°2 du 15/02/2016

Recueil des données

Les résultats éventuels me seront communiqués directement ou par l'intermédiaire d'un médecin de mon choix.

Les données ayant trait à mon état de santé, à mon hygiène de vie, à ma situation administrative demeurent strictement confidentielles et ne peuvent être consultées que par le médecin qui me suit et ses collaborateurs, par des personnes mandatées par le promoteur et astreintes au secret professionnel et par des autorités mandatées par les autorités sanitaires et judiciaires.

Informatisation des données :

J'accepte le traitement informatisé des données personnelles en conformité avec les dispositions de la loi 78/17 du 6 janvier 1978 relative à l'informatique, aux fichiers et aux libertés, modifiée par la Loi n° 2004-801 du 6 août 2004 de la commission nationale de l'informatique et des libertés (CNIL), relative à la protection des personnes physiques à l'égard des traitements de données à caractère personnel. En particulier, j'ai noté que je pourrais exercer, à tout moment, un droit d'accès et de rectification de mes données personnelles, en m'adressant auprès des responsables de l'étude.

J'ai bien été informé(e) que mes données personnelles seront rendues anonymes, avant d'être intégrées dans un rapport ou une publication scientifique.

Numéro de déclaration CNIL : **1904957 v 0**

Particularité pour les femmes

Je déclare ne pas être enceinte et de l'avoir vérifié à l'aide d'un résultat récent de dosage de beta-HCG ou d'avoir une contraception adaptée.

Recueil de consentement éclairé : Version n°2 du 15/02/2016

Information

J'ai reçu la lettre d'information concernant l'étude et je l'ai comprise.

A ma demande, je peux obtenir toute information complémentaire auprès des investigateurs.

Je serai informé(e) durant l'étude de toute modification du protocole, susceptible d'influer sur ma décision quant à ma participation à celle-ci.

J'ai le droit d'être informé(e) des résultats globaux de l'étude, à l'issue de celle-ci.

Interdiction de participer à une autre étude et période d'exclusion

J'ai été informé(e) que je ne pourrai pas participer à une autre étude biomédicale utilisant un système irradiant pendant une période de 12 mois.

J'ai conscience que la stéréoradiographie EOS m'expose à une source d'irradiation. Le nombre de clichés que j'effectuerai sera au maximum de 7 ce qui correspond à l'exposition reçue lors d'une radiographie complète du rachis (**3,5mSv**). Cette valeur étant inférieure à l'exposition moyenne annuelle estimée, en France, par l'institut de radioprotection et de sûreté nucléaire (3,7mSv ; en 2010), due à l'activité naturelle et humaine.

Obligations

J'atteste que je suis affilié(e) à un régime de sécurité sociale et que je suis licencié à la Fédération Française de Golf.

Je certifie ne pas être sous sauvegarde de justice.

En cas de prise de photos ou de films

J'ai bien pris note que des enregistrements vidéo et photo pourront être effectués au cours de cette étude.

Je donne mon accord pour que ces vidéos/photos soient réalisées :

OUI

NON

En cas de réalisation de vidéos/photos, je donne mon accord pour que ces vidéos/photos soient utilisées pour illustrer des communications scientifiques, des actes d'enseignement, etc :

OUI

NON

4/5

Recueil de consentement éclairé : Version n°2 du 15/02/2016

Je conserve un exemplaire de la note d'information et du présent formulaire de consentement.

<i>Partie à remplir par le patient</i>	<i>Partie à remplir par les investigateurs</i>
Nom et Prénom du patient	Noms et Prénoms des investigateurs présents
Signature	Signatures
A..... (ville)	A..... (ville)
Le.....(date)	Le.....(date)

Je, certifie avoir compris et approuver les 5 pages de ce document.

J'ai reçu oralement et via la Lettre d'Information toutes les informations nécessaires pour comprendre l'intérêt et le déroulement de l'étude.

J'ai pu poser toutes les questions nécessaires à la bonne compréhension de ces informations et j'ai reçu des réponses claires et précises.

J'ai disposé d'un délai de réflexion adapté entre les informations reçues et ce consentement avant de prendre ma décision.

Je certifie que ma participation à l'étude est libre et consentie

Mme, Mlle, M.....

Signature

B.8 Caractéristiques générales de la cohorte : performance, physiologie, santé

Sujet	h	Age	Sexe	Poids	Taille	Pathologies	Fer			Driver		
							nb S	$V_{c,m}$	$V_{c,sd}$	nb S	$V_{c,m}$	$V_{c,sd}$
01(MJ)	7	23	M	69	1.76	∅	17	39	1.8	20	42	1.1
03(BR)	1.3	47	M	67	1.83	Blessure de fatigue au genou, opérée 2 ans auparavant. Blessure épaule gauche	30	38	2.9			
04(AD)	0.5	27	M	65	1.68	Blessure plateau tibial. Rupture des ligaments croisés. Blessure due au golf : lombalgie (problème au disque)	21	42	1.4			
05(RM)	13	24	M	79	1.73	Fracture à la clavicule 7 ans auparavant	18	39	1.1	17	43	2.2
06(DM)	13	68	M	85	1.76	Luxations épaules (gauche 1982, droite 1972) Rupture du tendon d'achille	20	34	0.7	19	38	0.7
07(YLC)	6	55	M	83	1.87	Hernie discale L4/L5 (1986) Scoliose (opérée 1974) Réduction du canal rachidien Seconde hernie						
08(FH)	14	59	M	72	1.79	Capsulite 2 épaules Douleurs épisodiques hanche droite	21	32	0.7	20	38	0.8
09(FH)	0.8	50	M	84	1.76	Tendinites 2 coudes, due au golf, depuis 6 ans Capsulite	40	19	0.5	19	46	0.6
10(BC)	18.1	53	M	73	1.67	Douleurs épisodiques au dos Epicondylite Entorse à 25 ans	20	33	0.7	19	37	1.4
11(RB)	21	56	M	74	1.73	Arthrose L5S1, douleur au golf si geste non maîtrisé Arthrose poignet gauche Epithrochloïte coude gauche, due au golf	20	33	0.5	20	37	1.3

TABLE B.1 – Caractéristiques de la population ayant participé aux expérimentations, partie 1

h : handicap annoncé par le joueur, poids en kg, taille en m, nb S : nombre de swings correctement mesurés à l'aide du radar TrackMan, $V_{c,m}$ ($V_{c,sd}$) : vitesse moyenne (déviations standard) de club en m/s mesurée à l'aide du radar TrackMan, ∅ : pas de pathologie particulière, sd. : déviation standard, lorsque les pathologies sont déclarées dues au golf, cela est précisé, partie 1

Sujet	h	Age	Sexe	Poids	Taille	Pathologies	Fer			Driver		
							nb S	$V_{c,m}$	$V_{c,sd}$	nb S	$V_{c,m}$	$V_{c,sd}$
12(FS)	9.1	54	M	93	1.82	Douleurs lombaires empêchant la pratique du golf pendant 2 semaines \approx 2005	20	36	0.9	20	42	0.9
13(BA)	25	66	M	74	1.76	Douleurs lombaires depuis plus de 20 ans, réduites grâce au golf douleur au genou depuis \approx 7ans	22	31	1.6	20	35	1.2
14(AD)	22	56	M	92	1.84	Douleurs rachidiennes (dorsales) depuis 5 ans, se font sentir sur un 18 trous	18	37	1.3	20	41	1
15(JGC)	19	74	M	82	1.73	Prothèse hanche à droite (2009) Arthrose	16	30	0.9	18	33	1.3
16(JK)	12	61	M	79	1.86	Hernie L4/L5 a empêché la pratique du golf pendant 1 an et demi. Douleurs coude droit pendant 6 mois, a empêché le golf pendant 3 mois. Tendinite à l'épaule, a empêché le golf pendant 6 mois.	21	33	0.4	22	38	0.4
17(AR)	20	66	M	71	1.70	Accident moto (1977) : douleurs rachidiennes, poignets cassés. Douleurs épaules (1980) Fractures tibia & fibula	15	30	0.7	21	36	0.7
18(MC)	7	37	M	83	1.91	Disques abimés (S1/L5 et L5/L4) depuis 2000 Poignet gauche : douleurs légères depuis 2010, dues au golf Coude gauche : épicondylite depuis 2011, due au golf	19	42	0.8	15	48	1.5
19(PS)	17	57	M	69	1.75	Poignet droit depuis 10ans Coude gauche depuis 2 ans, due au golf Epaule droite depuis 15 ans Pied en albus valgus depuis 3 ans	20	30	0.7	19	34	0.7

TABLE B.2 – Caractéristiques de la population ayant participé aux expérimentations, partie 2

h : handicap annoncé par le joueur, poids en kg, taille en m, nb S : nombre de swings correctement mesurés à l'aide du radar TrackMan, $V_{c,m}$ ($V_{c,sd}$) : vitesse moyenne (deviation standard) de club en m/s mesurée à l'aide du radar TrackMan, X : pas de pathologie particulière, sd. : déviation standard, lorsque les pathologies sont dues au golf, cela est précisé, partie 2

Sujet	h	Age	Sexe	Poids	Taille	Pathologies	Fer			Driver		
							nb S	$V_{c,m}$	$V_{c,sd}$	nb S	$V_{c,m}$	$V_{c,sd}$
20(OR)	4.5	58	M	88	1.87	Lombaire : hernie discale L5/S1 (+ de 10 ans), due au golf Main gauche : fracture de fatigue, due au golf Coude : légères douleurs Epaule droite : rupture du sus-épineux Rupture talon d'Achille droit (2008)	20	36	0.4	24	41	0.8
21(AMM)	18.6	67	M	83	1.79	Douleurs lombaires après chaque partie golf Douleurs au coude droit depuis 2 ans, due au golf Douleurs au genou droit depuis 2003 Hernie opérée en 2016, dues au golf	19	33	1.2	19	38	1.5
22(GB)	19.5	70	M	76	1.78	Douleurs lombaires non chroniques.	20	32	0.7	20	35	1
23(OR)	Pro.	26	M	100	1.93	Douleurs épaule gauche (2011), 2 semaines d'arrêt	36	42	0.8	33	50	0.9
24(RSS)	Pro.	23	M	75	1.80	Douleurs lombaires 2 mois Douleurs aux deux poignets Fracture au poignet droit à l'âge de 12 ans				19	48	0.5
25(TP)	Pro.	22	M	80	1.90	Douleurs lombaires de quelques semaines consécutives, 1 fois par an Poignets : foulures	36	43	0.8	35	49	1.1
27(WM)	*Pro.	50	M	90	1.79	Douleurs lombaires empêchant la pratique du golf (douleurs aussi lors du port du sac) depuis 30 ans Epicondylite coude droit, due au golf douleurs épaule gauche (2006)	26	36	0.6	25	43	0.4
28(AM)	Pro.	30	M	105	1.95	Scoliose pré-adolescente Lombalgie aux étages bas Poignets : douleurs Epaule : problème de coiffe des rotateurs	19	42	0.6	16	48	0.9

TABLE B.3 – Caractéristiques de la population ayant participé aux expérimentations, partie 3

h : handicap annoncé par le joueur, poids en kg, taille en m, nb S : nombre de swings correctement mesurés à l'aide du radar TrackMan, $V_{c,m}$ ($V_{c,sd}$) : vitesse moyenne (deviation standard) de club en m/s mesurée à l'aide du radar TrackMan, X : pas de pathologie particulière, sd. : déviation standard, lorsque les pathologies sont dues au golf, cela est précisé, partie 3

Sujet	h	Age	Sexe	Poids	Taille	Pathologies	Fer			Driver		
							nb S	$V_{c,m}$	$V_{c,sd}$	nb S	$V_{c,m}$	$V_{c,sd}$
30(JNS)	*Pro.	24	M	63	1.75	Douleurs lombaires (2016) dues au golf Main : douleurs au pouce droit	29	41	0.5	25	46	0.7
31(MVA)	19	25	M	60	1.74	Lombalgie depuis environ 5ans, arrive parfois en fin de parcours Genou droit : douleurs depuis 2 ans	20	36	0.8			
32(AV)	Pro.	31	F	79	1.82	Douleurs lombaires depuis 2007 (chroniques) Douleurs épaule gauche depuis 2015, dues au golf Douleurs chondro-sternales, syndrome de Tietze, dues au golf Genou : rupture du ligament patello-femoral médial				22	42	0.4
33(LL)	19	32	M	76	1.78	Scoliose idiopathique adolescente	20	37	0.6	20	43	0.5
34(JS)	Ens.	28	M	73	1.87	Lombalgie depuis 2013, due au golf Genou : luxation de rotule gauche (x2) Opération TTA (transposition de la tubérosité antérieure) Entorses de cheville	25	41	0.8	25	47	0.9
35(RM)	10	61	M	73	1.78	Fémur droit (1995)	20	37	0.5	21	42	0.7
36(XP)	Pro.	31	M	84	1.84	Lombaires : protrusion L4 (2016) Hanches : limitation en rotation Poignets : double fracture ouverte	33	42	0.8	29	48	1.1
37(PLE)	11.6	23	M	76	1.87	Thoraciques : douleurs musculaires récentes Chevilles : double entorse (2013)	19	41	0.7	20	50	1.5

TABLE B.4 – Caractéristiques de la population ayant participé aux expérimentations, partie 4

h : handicap annoncé par le joueur, poids en kg, taille en m, nb S : nombre de swings correctement mesurés à l'aide du radar TrackMan, $V_{c,m}$ ($V_{c,sd}$) : vitesse moyenne (deviation standard) de club en m/s mesurée à l'aide du radar TrackMan, \times : pas de pathologie particulière, sd. : déviation standard, lorsque les pathologies sont dues au golf, cela est précisé

B.9 Comparaison des vitesses du radar de vol

B.9.1 Introduction

La mesure de la performance est souvent faite comme étant la vitesse de la tête de club à l'impact. Cette mesure peut se faire de plusieurs manières, par exemple en utilisant système optoélectronique avec des marqueurs sur la tête de club et en utilisant un radar dédié type TrackMan.

L'objectif de cette étude est de déterminer si le radar TrackMan permet de mesurer la vitesse de tête de club de façon précise. La mesure de référence sera effectuée à l'aide d'un système opto-électronique.

B.9.2 Matériel et Méthode

B.9.2.1 Protocole expérimental

Trois golfeurs, dont les caractéristiques sont dans le tableau B.5, ont participé à cette étude, chacun lors d'une journée différente. Après avoir donné leur consentement écrit, ils ont effectué leur routine d'échauffement personnelle ainsi qu'autant de swings d'essai qu'ils le désiraient afin de s'habituer à l'environnement. Leur driver a été équipé de quatre marqueurs réfléchissant : deux sur la tête de club et deux sur le *shaft*. Ils ont ensuite effectué 20 swings au driver qui ont été captés à l'aide d'un système opto-électronique (Vicon, 12 caméras, 200Hz).

B.9.2.2 Traitement

Pour chaque swing, un critère de performance est défini comme étant la distance parcourue (*carry*) à laquelle on retranche la valeur absolue de la distance parcourue en latéral (*side*). La variabilité a été estimée à l'aide de deux swings pour trois golfeurs. Pour chaque golfeur, les deux swings extrêmes (meilleur et pire au sens du critère) ont été pris en compte. Les caractéristiques des swings mesurés par le radar TrackMan sont indiquées dans le tableau B.6. Pour chaque swing pris en compte, la vitesse des marqueurs, mesurés à l'aide du système opto-électronique, a été calculée par un schéma d'ordre 1 (*c.f.* équation B.9.1). L'instant de l'impact a été déterminé visuellement. Pour investiguer si l'instant considéré est bien celui qui est le plus adéquat, deux méthodes ont été prises en compte : la méthode 1 considère la vitesse à l'instant supposé de l'impact, la méthode 2 considère le maximum local autour de l'instant supposé de l'impact. La vitesse à l'impact est définie comme étant la norme euclidienne du vecteur vitesse à l'instant considéré.

B.9.3 Résultats et discussion

La moyenne des vitesses des têtes de clubs des trois joueurs étaient de $46.1m \cdot s^{-1}$, ce qui est cohérent avec les valeurs de la littérature [Pat15, CLCM16]. Les vitesses mesurées à l'aide des deux systèmes de mesures et des deux méthodes numériques sont visibles dans le tableau B.7. Le coefficient de corrélation (r^2) entre les deux moyens de mesure est de 0.99, avec un coefficient de linéarité de 1.00. Les écarts absolus moyens sont de $1.93m \cdot s^{-1} \pm 1.9$ (4.2%) pour la méthode

numérique 1 et de $1.87m \cdot s^{-1} \pm 1.5$ (4.1%) pour la méthode numérique 2. Les deux méthodes numériques sont donc équivalentes et l'impact correspond bien au maximum local de la vitesse de tête de club. A $46.1m \cdot s^{-1}$, le marqueur se déplace de 23cm entre deux acquisitions (système d'acquisition à 200Hz).

Comme une méthode par différences finies est utilisée, la méthode par le système Vicon aurait tendance à sous-estimer la vitesse d'impact. Considérant la fréquence d'échantillonnage du système (200Hz), et que le schéma pris en compte est un schéma aux différences finies d'ordre 1, cela est cohérent car cette approche a tendance à minimiser la distance parcourue entre deux instants successifs car on approxime une portion de courbe par une droite. De plus, La variabilité des géométries de tête de club conduisent à une modification de la disposition du marqueur de tête de club par rapport à la zone d'impact.

Sujet	h	Age	Taille	Poids	Niveau de pratique
36(XP)	pro	31	184	82	pro (9 ans)
23(OR)	pro	26	188	101	pro (5ans)
22(GB)	19.5	70	178	76	amateur (h=19.5)

TABLE B.5 – Caratéristiques des sujets

Sujet	Swing1		Swing2	
	Carry	Side	Carry	Side
36(XP)	267	-30.1	263.3	3.3
23(OR)	244	42	262	8.1
22(GB)	108	-9.8	195	11

TABLE B.6 – Caratéristiques des swings

$$\overrightarrow{V_{Mj}(i)} = \frac{\overrightarrow{P_{Mj}(i)} - \overrightarrow{P_{Mj}(i-1)}}{\Delta t} \quad (\text{B.9.1})$$

Avec : $\overrightarrow{V_{Mj}(i)}$, la vitesse du marqueur Mj à l'instant i

$\overrightarrow{P_{Mj}(i)}$, la position du marqueur Mj à l'instant i

Δt : durée entre les instants i et $i-1$

Quantité	22(GB)		23(OR)		36(XP)	
	Swing1	Swing2	Swing1	Swing2	Swing1	Swing2
$V_{TM} (m \cdot s^{-1})$	35.6	36.3	50.2	51.1	49.4	49.4
$V_{OE} (m \cdot s^{-1})$	34.7	37.8	50.7	51.1	50.7	49.8
écart (%)	2.6	-4.1	-1.1	0.0	2.6	0.8
$V_{OE,max} (m \cdot s^{-1})$	35.6	36.3	50.7	51.1	50.7	50.4
écart (%)	0.5	-5.4	-1.1	0.0	2.6	1.9

TABLE B.7 – Résultats comparaison TrackMan et Vicon

V_{TM} : vitesse mesurée par le système TrackMan

V_{OE} : vitesse mesurée à l'aide du système Vicon

B.9.4 Conclusion

L'ensemble des configurations prises en compte (distance parcourue variable, différents jours pour l'acquisition, les différentes méthodes numériques) est représentatif du panel de mesure du protocole de recherche. Ainsi, l'approximation faite par les systèmes de mesures est de l'ordre de 4%. Ces résultats suggèrent une erreur plus faible que celle mesurée par Leach *et al.* [LFMR17]. Il serait toutefois nécessaire de confirmer cette tendance à l'aide d'une approche par un schéma d'ordre 2.

Annexe C

Plan de swing : étude de convergence

Sommaire

C.1	Introduction	262
C.2	Matériel et méthode	262
C.2.1	Participants	262
C.2.2	Trajectoire	262
C.2.3	Le plan fonctionnel	262
C.3	Résultats et Discussion	263
C.4	Conclusion	263

C.1 Introduction

Il a été montré que le mouvement des membres supérieur [KCS⁺12] (plan de mouvement) et du club [KCS⁺12, MMW17, CJOM14] (plan fonctionnel) est plan lors du swing de golf, notamment, lors du *downswing*. Seule l'étude de Kwon [KCS⁺12] s'est intéressée à la précision de la définition de ce plan. Toutefois, les plans qu'il étudie comprennent les trajectoires des marqueurs après impact. Or ces trajectoires n'ont plus d'influence sur la performance. De plus, le début de la trajectoire lors du *downswing* contient beaucoup de composantes hors plan (rmse de $5.6\text{cm}\pm 2.2$ entre *top of backswing* et *mid-follow-through* contre $0.3\text{cm}\pm 0.2$ entre *mid-downswing* et *mid-follow-through*). Ainsi, il paraît plus naturel de définir le plan de swing jusqu'à l'impact, en ne prenant pas en compte les premiers instants du *downswing*.

Ainsi, l'objectif de cette annexe est de déterminer la portion du *downswing* qu'il convient de prendre en compte pour minimiser l'erreur de sa détermination tout en considérant la plus grande durée possible de la trajectoire.

C.2 Matériel et méthode

C.2.1 Participants

Les trois meilleurs swings, au sens de la vitesse de tête de club, des 13 participants de la cohorte ont été pris en compte pour un total de 33 swings valides étudiés. Les swings non pris en compte sont ceux pour lesquels le marqueur étudié n'est pas présent dans l'acquisition et que pas assez de marqueurs du club ne sont présents pour le reconstruire.

C.2.2 Trajectoire

Marqueur La trajectoire du marqueur de la tête de club le plus proche du manche (Club04, *c.f* chapitre III) a été considérée. La portion de la trajectoire comprise comme référence est celle du *downswing* soit entre le *top of backswing* et l'impact est pris en compte, soit environ de 40 à 80 points (durée du *downswing* variant environ de 0.2 à 0.4s pour la cohorte, la fréquence d'acquisition étant de 200Hz).

Les configurations La configuration contenant le plus de points correspond à la trajectoire complète lors du *downswing*. La configuration ayant le moins de points est celle contenant les 10% de la trajectoire, en termes de points, juste avant l'impact. Les configurations intermédiaires sont définies comme une portion de la trajectoire totale (N% de la trajectoire avec $N\in[10-100]$). La fin de chaque trajectoire est l'impact.

C.2.3 Le plan fonctionnel

Définition du plan Pour chaque configuration étudiée un plan est construit à partir des points de la trajectoire sur un critère des moindres carrés.

Estimation de l'erreur L'erreur est estimée par le RMSE des points de la trajectoire par rapport au plan défini aux moindres carrés. Pour chaque configuration, deux critères de convergence sont définis : la déviation standard du RMSE et le maximum du RMSE.

C.3 Résultats et Discussion

Le RMSE maximum est en dessous de 14cm pour toutes les configurations et présente une chute juste avant la configuration 30. Le RMSE moyen quant à lui décroît de façon quasi-linéaire. Ses valeurs sont inférieures à 5cm qui correspond à la valeur calculée par Kwon dans sa configuration totale (*c.f.* tableau C.1). Les valeurs de cette étude sont en deçà de celles trouvées par Coleman [CA07] dont le RMSE au driver était de $80.6\text{mm} \pm 24.3$ (44.9-116.5) dont la moyenne et la déviation standard sont largement au deçà des valeurs mesurées dans le cadre de cette étude et ce même si la cohorte de Coleman est constitué que de joueurs amateurs de bon niveau (handicap 1-5) et qu'il a été mesuré par Choi [CJOM14] que les golfeurs de meilleur niveau tendent à avoir un mouvement plus plan. Toutefois il prenait en compte plusieurs marqueurs qui n'étaient pas nécessairement alignés. *A contrario*, Morrison [MMW17] quant à lui mesure un RMSE moyen de 1.1mm pour son *delivery plane* pris entre le *mid-downswing* et l'impact, situation favorable pour la précision, en accord avec le graphique C.1. Sa cohorte est constituée de golfeurs de haut niveau (0.6 ± 2.8) et de niveau intermédiaire (13.2 ± 2.8) en accord avec la cohorte de cette étude. Les deux différences les plus notables les deux études sont le matériel et notamment la fréquence d'acquisition de la cinématique (200Hz contre 1000Hz pour Morrison) et le modèle de club : Morrison a utilisé le modèle géométrique de club de Betzler [BMW012] pour prendre en compte les points du club.

De plus, les résultats de la présente étude sont en accord avec ceux de Morrison *et al.* [MMW14] qui ont mesuré une variabilité du plan de swing croissante jusqu'au *late-backswing* puis décroissante jusqu'à l'impact.

Les RMSE obtenues avec le Fer6 (dans la configuration la plus défavorable : moyenne = 3.19cm, amplitude = [0.01cm - 6.31cm] avec une déviation standard de 1.77cm) sont nettement en dessous de celles mesurées avec le driver (dans la configuration la plus défavorable : moyenne = 4.84cm, amplitude = [3.69cm - 13.18cm] avec une déviation standard de 0.51cm). Ainsi, le mouvement de swing avec le Fer6 est beaucoup plus propre d'un point de vue technique qu'au driver.

C.4 Conclusion

Cette étude de convergence des plans de swing a permis de définir une configuration, en termes de pourcentage de nombres de points de la trajectoire, à prendre en compte pour avoir un bon compromis sur la qualité du plan défini et le nombre de points à prendre en compte. Dans cette configuration, le RMSE varie de 2cm à 8.6cm, avec une moyenne de 2.5cm et une déviation standard à 0.18cm, pour la cohorte considérée.

Cette configuration ne prend pas en compte les points après l'impact et prend la moitié des points du *downswing*. La vitesse augmentant lors du *downswing*, cette configuration inclut plus de

points que de se focaliser sur la trajectoire à partir du *mid-downswing* comme ont pu le faire Kwon et Morrison.

En se fixant un critère basé sur le nombre de point, la définition est plus robuste d'un individu à l'autre on s'affranchit de refaire une étude de convergence pour chaque nouveau golfeur de la cohorte.

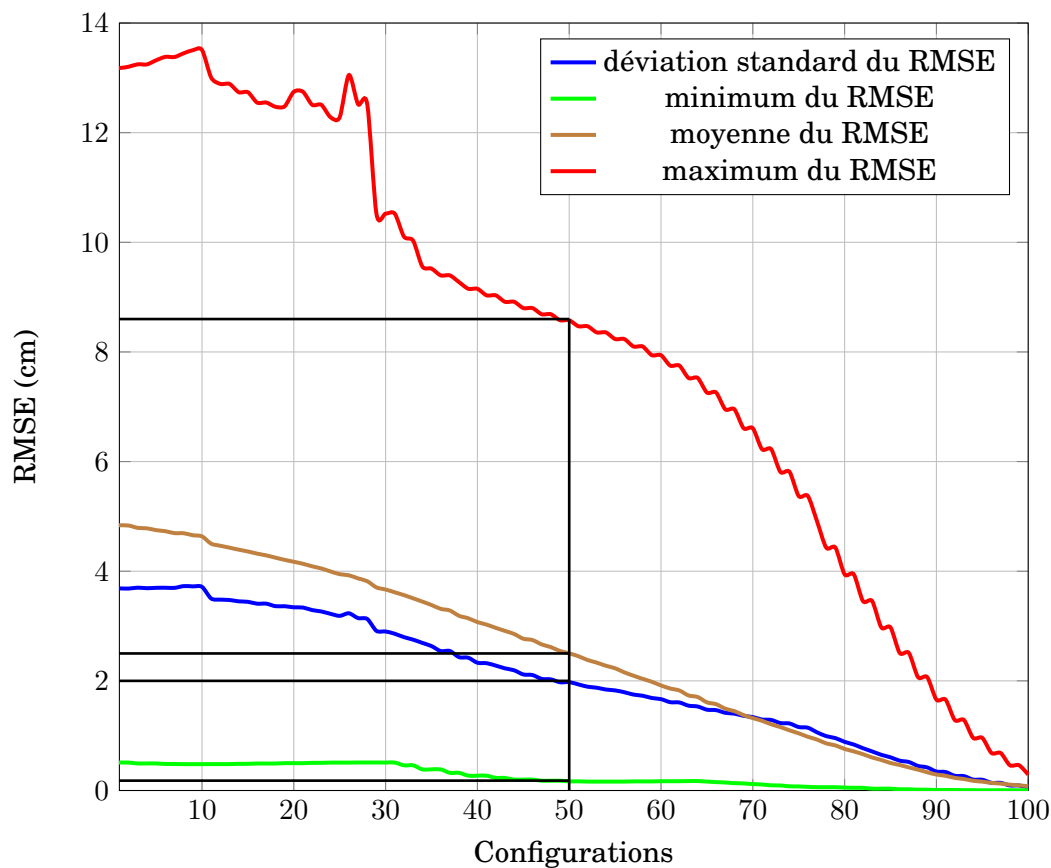


FIGURE C.1 – Evolution de RMSE en fonction de la portion de la trajectoire du club prise en compte, au driver

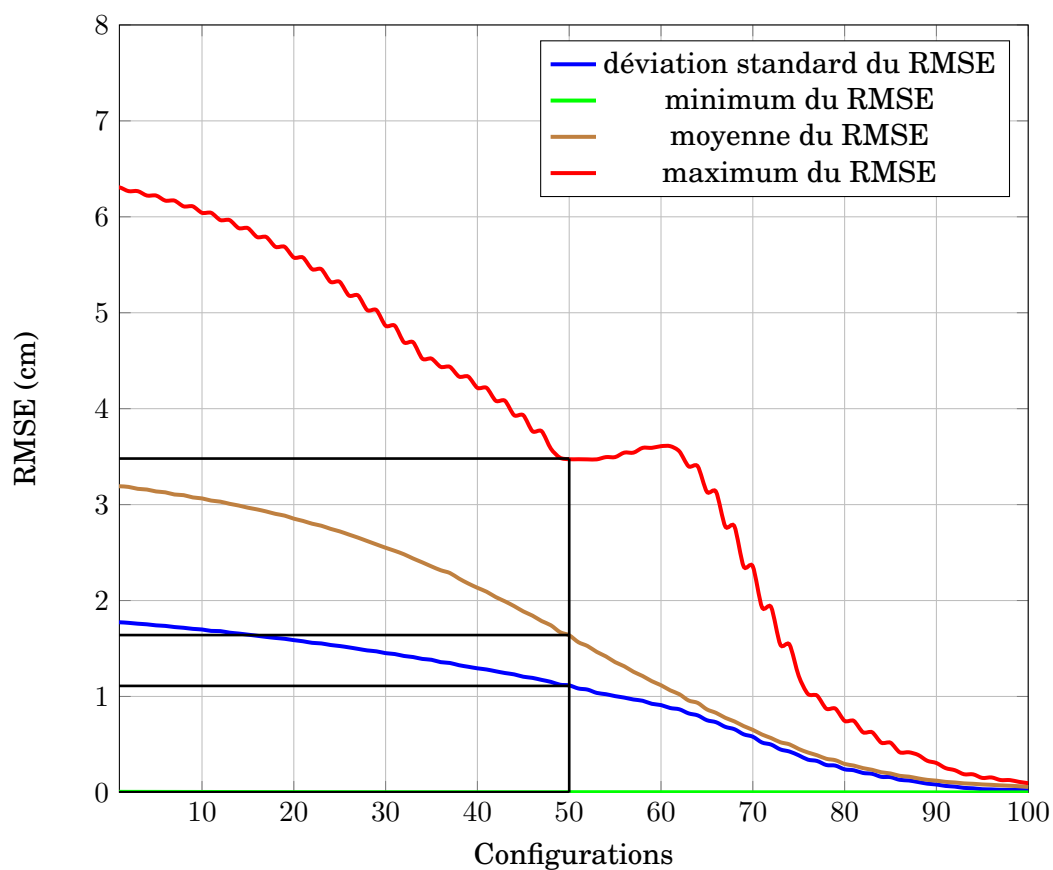


FIGURE C.2 – Evolution de RMSE en fonction de la portion de la trajectoire du club prise en compte, au fer

Annexe D

Résultats supplémentaires de la cinématique

Sommaire

D.1	Evolution du X-factor dans le plan de swing	267
D.2	Degrés de liberté	268
D.3	CoM	272

D.1 Evolution du X-factor dans le plan de swing

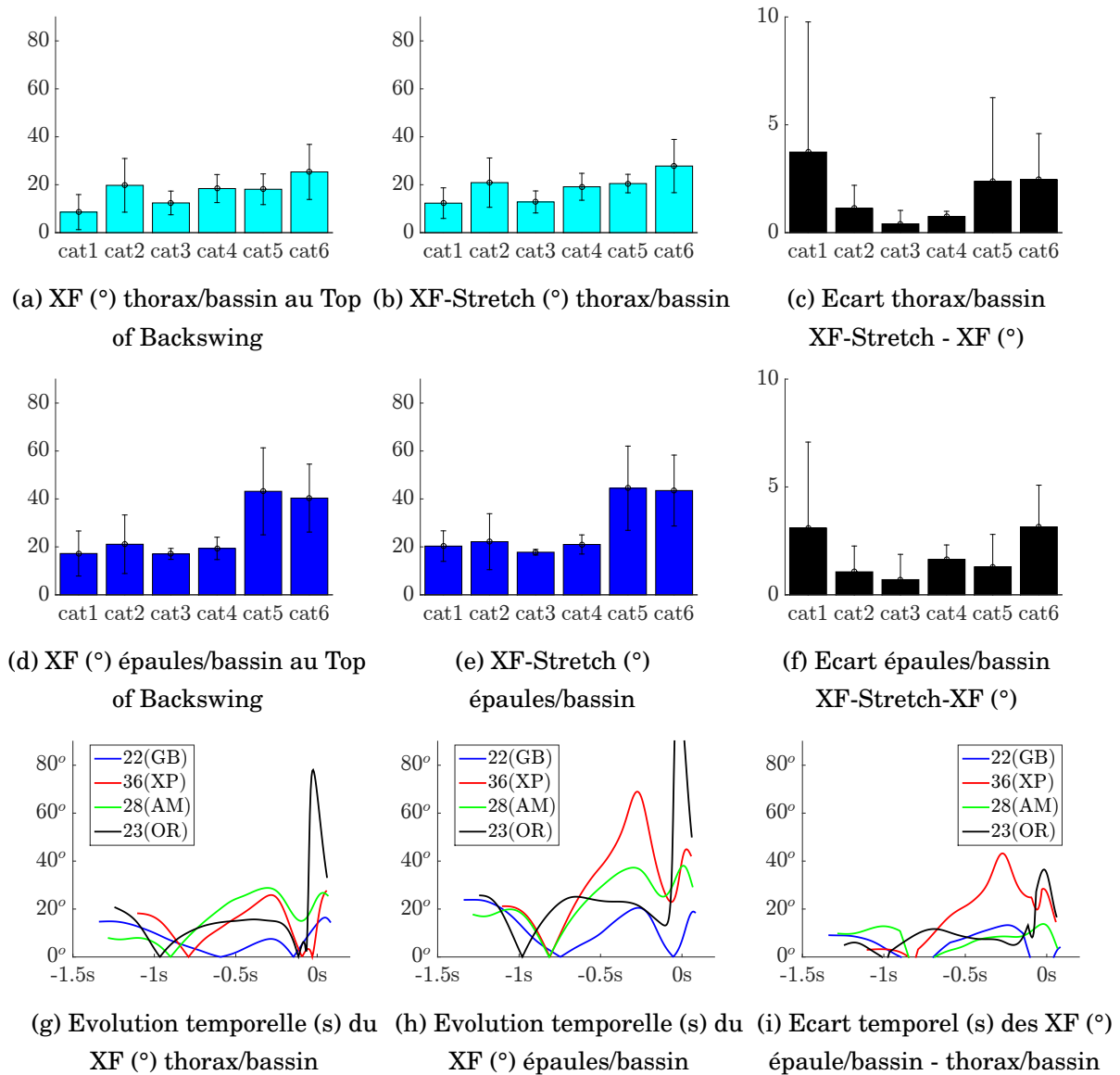


FIGURE D.1 – X-factors, X-factors stretch, écarts et évolutions temporelles, définition dans le plan de swing. Barres : moyenne, traits : écart-type. Définitions dans le plan de swing.

D.2 Degrés de liberté

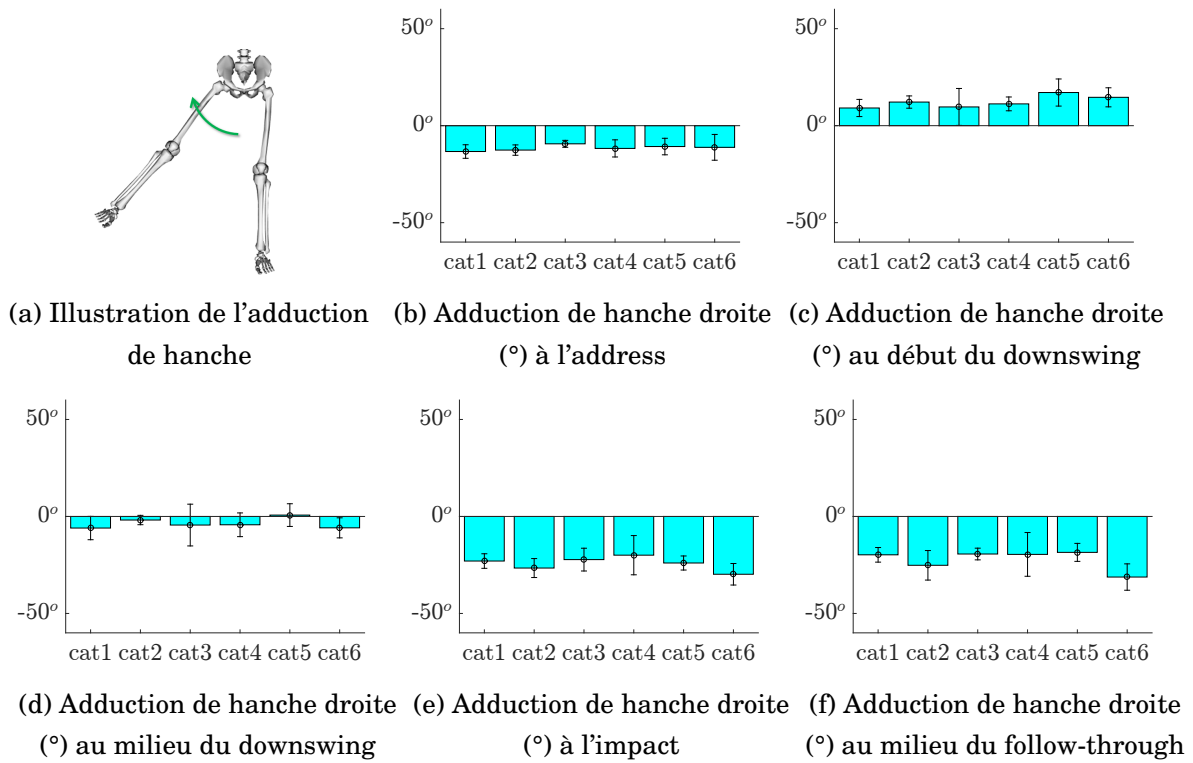


FIGURE D.2 – adduction de hanche droite. Barres : moyenne, traits : écart-type. Définitions dans le plan de swing.

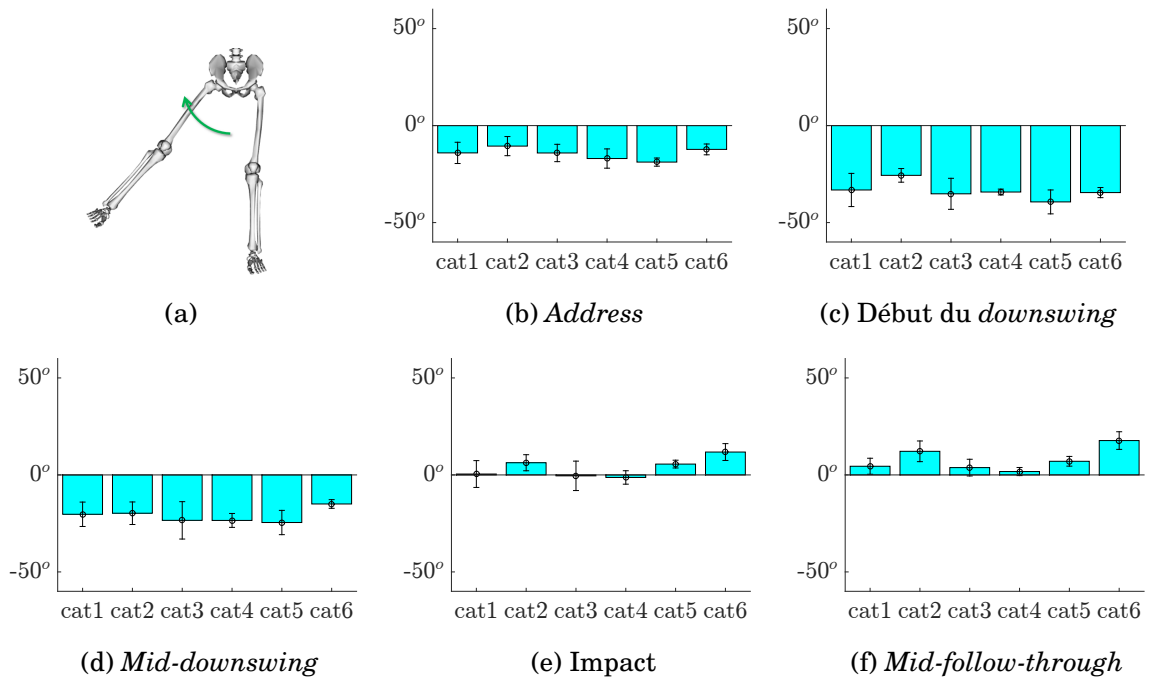


FIGURE D.3 – Moyennes et écarts-types de l'abduction de hanche gauche, à l'address (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'impact (e) et au *mid-follow-through*..

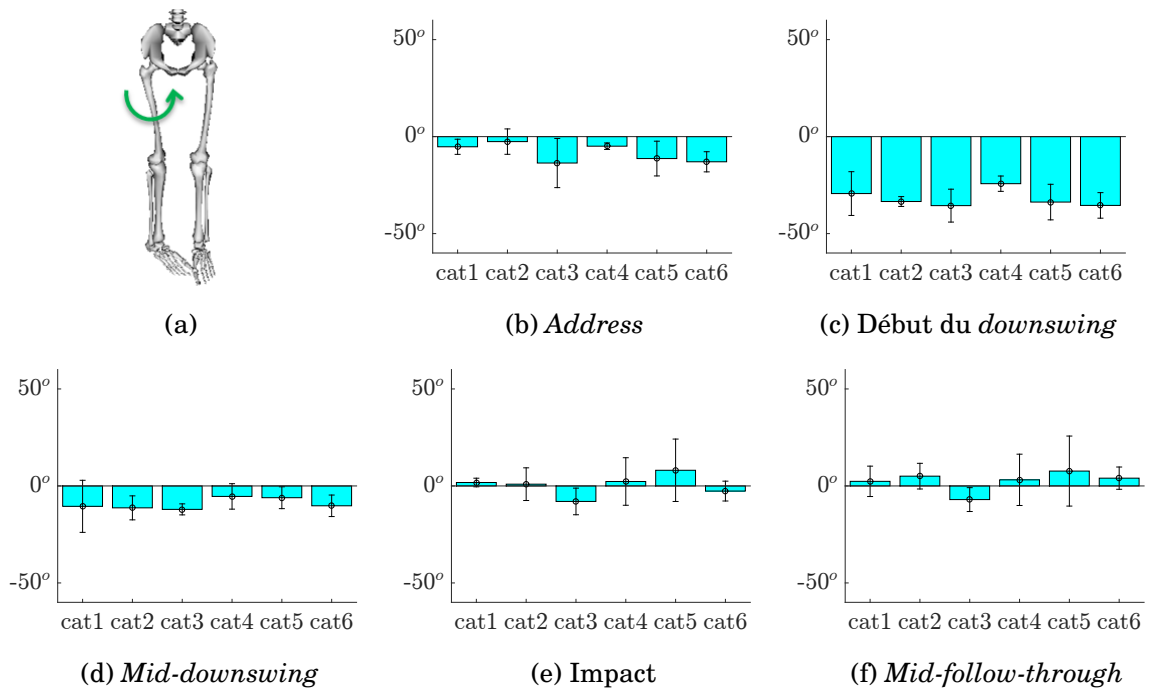


FIGURE D.4 – Moyennes et écarts-types de la rotation de hanche gauche, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

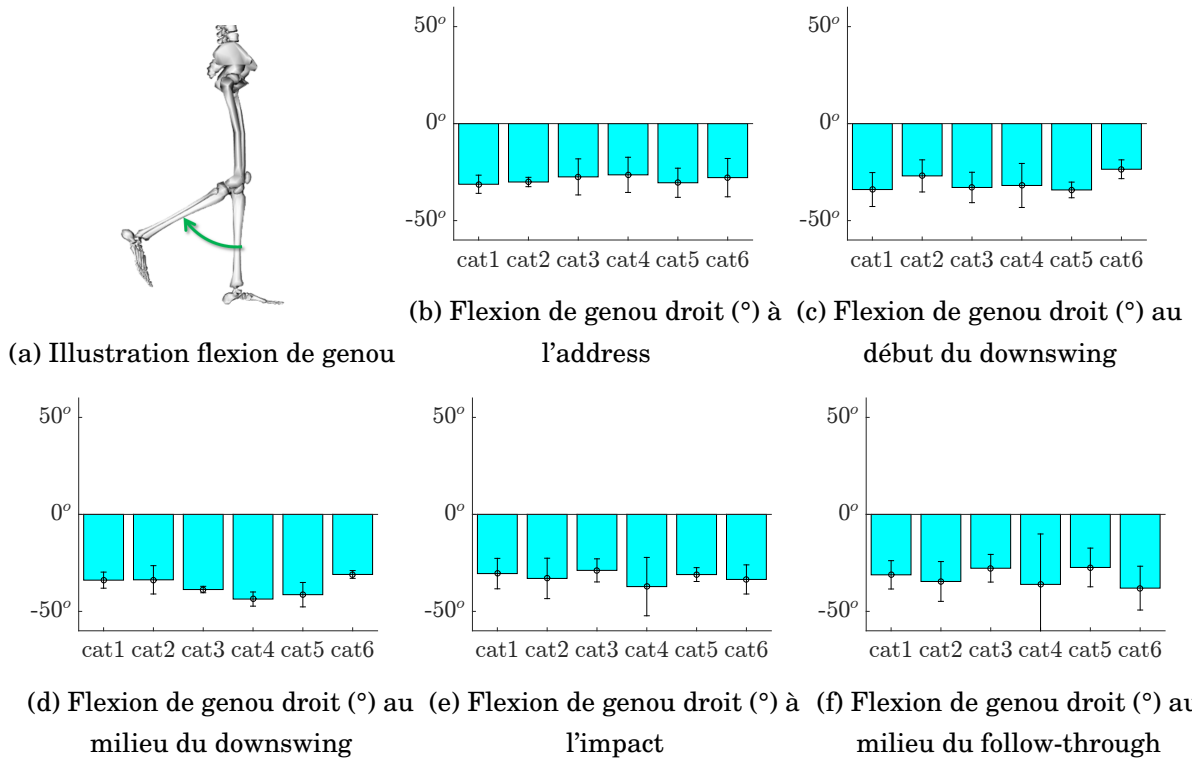


FIGURE D.5 – Moyennes et écarts-types de la flexion du genou droit, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

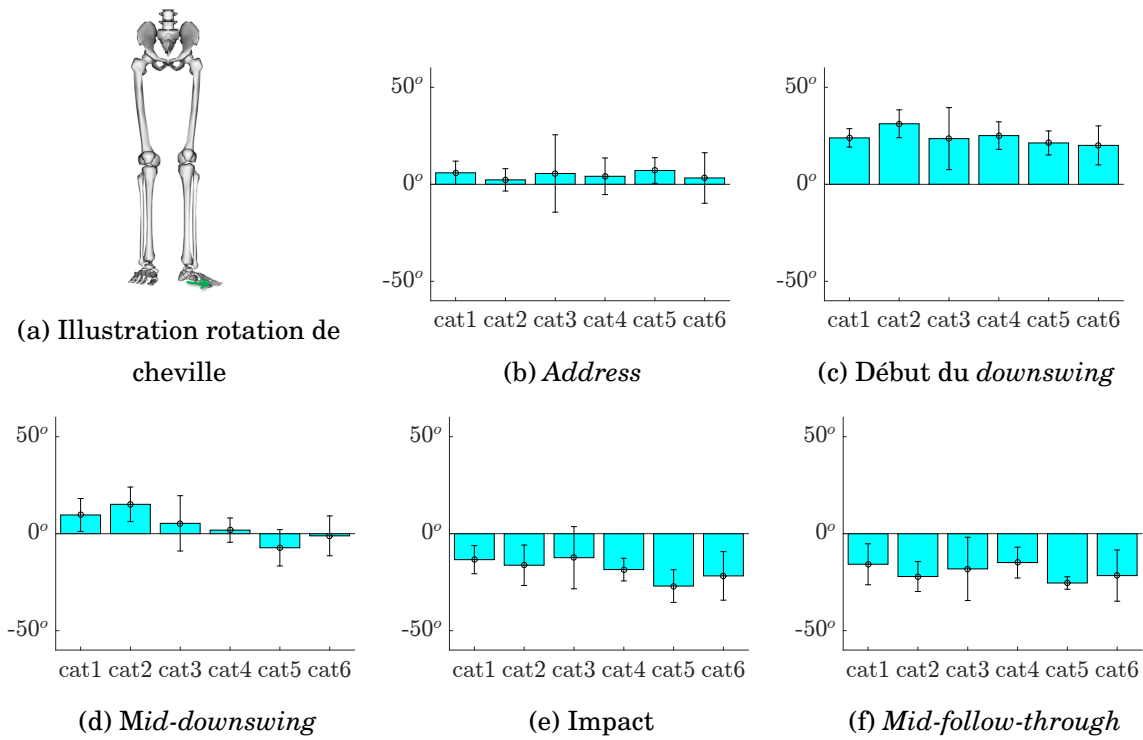


FIGURE D.6 – Moyennes et écarts-types de la rotation de cheville droite, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'*impact* (e) et au *mid-follow-through*.

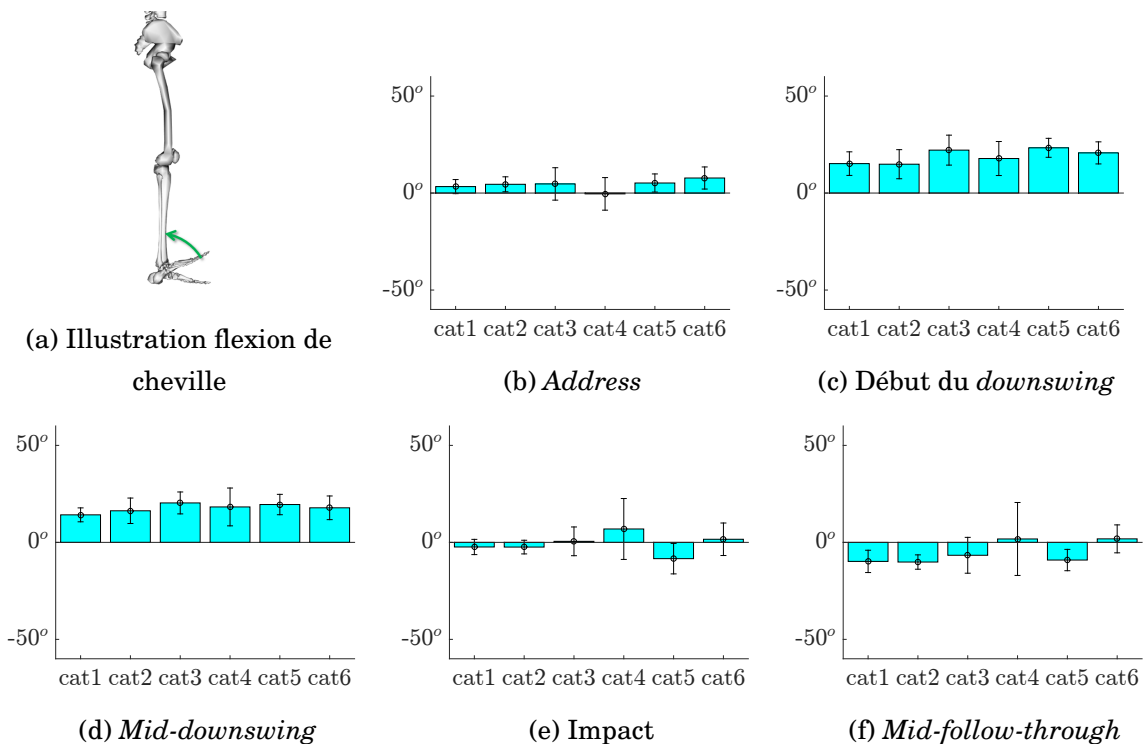
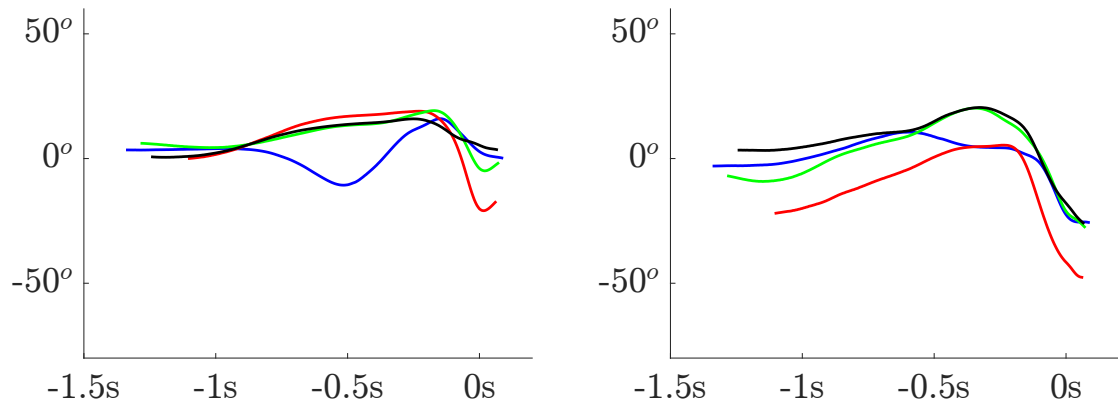


FIGURE D.7 – Moyennes et écarts-types de la flexion/extension de la cheville gauche, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'*impact* (e) et au *mid-follow-through*.



(a) Evolution temporelle (s) de la flex de cheville (°) (b) Evolution temporelle (s) de la rotation de cheville (°)

FIGURE D.8 – Evolutions temporelles des degrés de liberté des chevilles gauches (°)

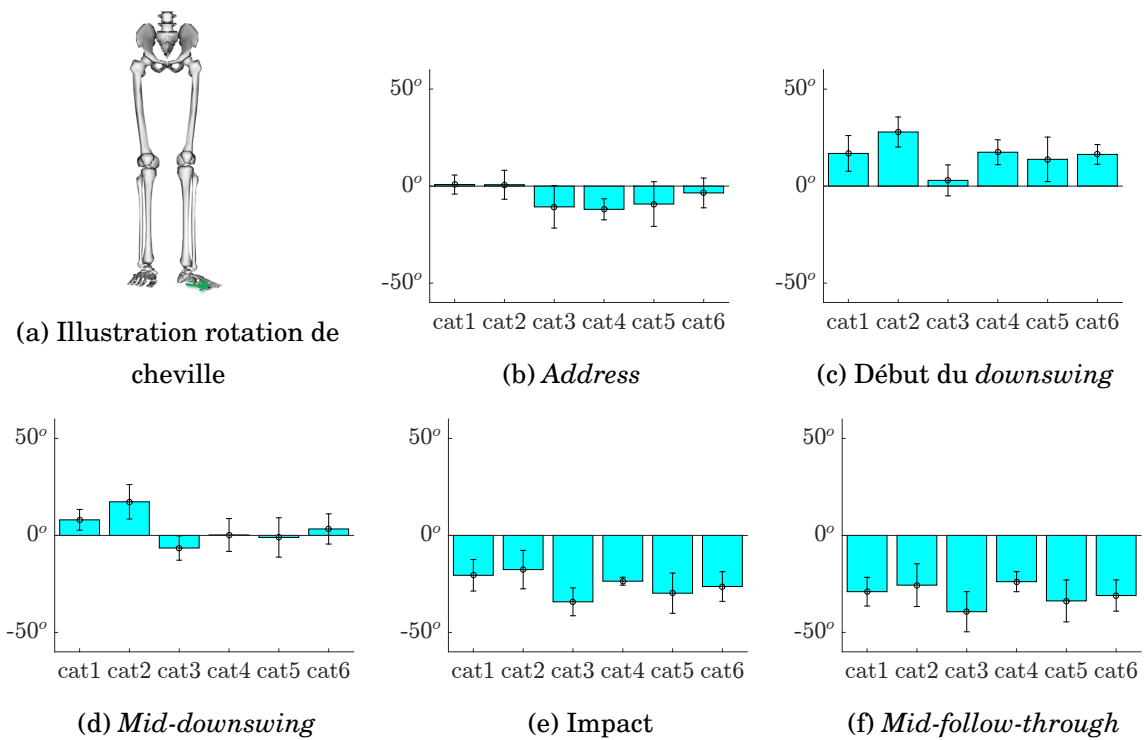


FIGURE D.9 – Moyennes et écarts-types de la rotation interne/externe de la cheville gauche, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

D.3 CoM

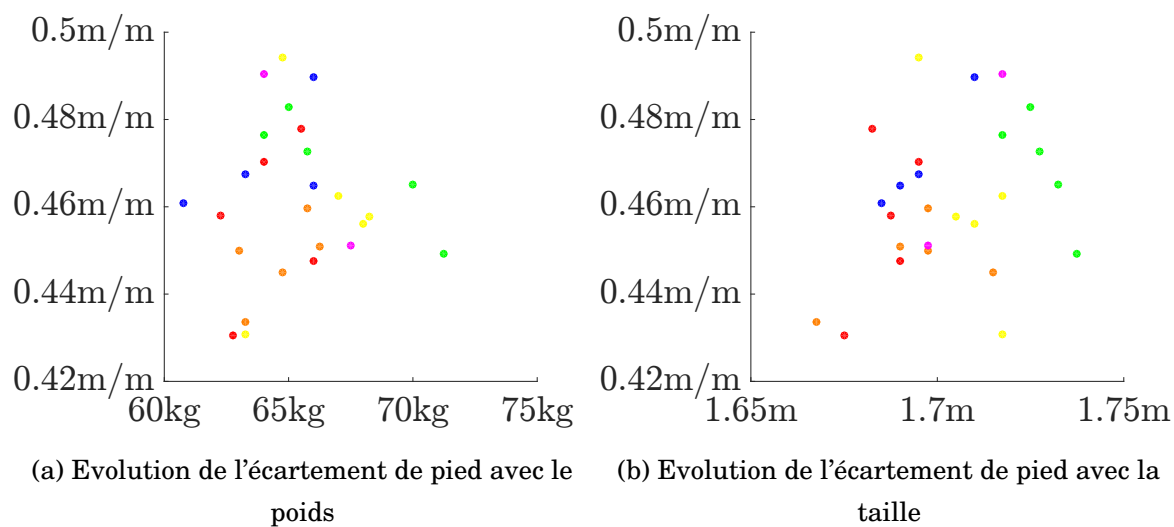


FIGURE D.10 – Evolutions de l'écartement des pieds à l'address, en fonction du poids (a) et de la taille (b)

Annexe E

Les études de sensibilité

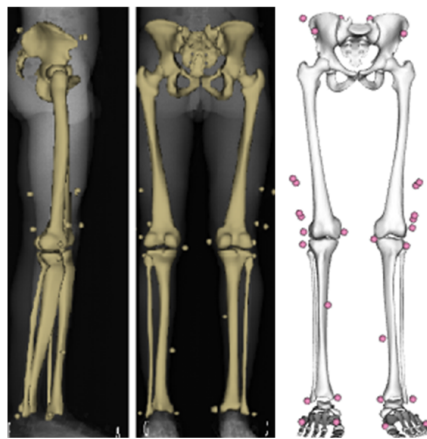


FIGURE E.1 – Modèle squelettique du membre inférieur, personnalisée avec le système EOS [BSR⁺16b, BSR⁺16c, BSR⁺16d]

Sommaire

E.1	Introduction	274
E.2	Personnalisation EOS	274
E.2.1	Méthodologie	274
E.2.2	Résultats	275
E.2.3	Conclusion	279
E.3	Influence de la séquence sur la cinématique et dynamique du rachis lombaire	279
E.3.1	Méthodologie	279
E.3.2	Résultats et discussion	280
E.3.3	Conclusion	281

E.1 Introduction

Ce chapitre a pour objectif de valider quantifier les différences entre le modèle générique développé et le modèle personnalisé avec les géométries issues du système EOS et d'investiguer les différences induites par la modification de la séquence cinématique. Ces éléments viennent compléter les études en annexes J.2.1, J.2.3, J.4.3 et J.5.6.

E.2 Personnalisation EOS

L'objectif de cette section est d'estimer la précision de l'estimation des degrés de liberté. Pour cela, une comparaison entre le modèle générique développé dans le cadre de cette thèse et un modèle de membre inférieur développé avec les géométries EOS a été effectuée.

E.2.1 Méthodologie

Pour chacun des sujets considérés, deux modèles ont été pris en compte : le modèle générique développé dans le cadre de cette thèse mis à l'échelle (appelé *Mgen*) et un modèle basé sur les stéréoradiographies (appelé *Meos*).

Le modèle Meos a été défini à partir des stéréoradiographies effectuées à l'aide du système EOS. Une reconstruction tridimensionnelle des segments des membres inférieurs a été effectuée. Ce modèle tridimensionnel a été généré par krigeage d'un modèle générique et la saisie de points anatomiques, suivant une méthodologie déjà développée au laboratoire [CVS14, SMdGD06]. Celui-ci ayant été régionalisé afin de créer les repères anatomiques des segments tibia, fémur et bassin. Les coordonnées des marqueurs, visibles sur les stéréoradiographies, ont été calculées dans les repères des segments auxquels ils sont attachés. De cette manière, le modèle EOS est ici considéré comme étant la référence en termes de géométrie, position des marqueurs et définition des repères.

La cinématique inverse a été effectuée à l'aide des deux modèles puis les écarts de la cinématique articulaire a été quantifié pour chaque sujet et chaque degré de liberté en calculant son RMSE sur le swing complet.



(a) Modèle géométrique EOS

(b) Modèle géométrique générique

FIGURE E.2 – Visualisation du repère de la hanche pour le modèle EOS (a) et le modèle générique (b)

E.2.2 Résultats

RMSE DoF	Moy.	SD	Min	Max
Rotation hanche gauche (°)	12.0	14.3	1.7	51.2
Rotation hanche droite (°)	8.4	8.6	2.2	27.8
Adduction hanche gauche (°)	4.1	3.1	0.5	12.1
Adduction hanche droite (°)	4.8	3.3	0.8	12.1
Flexion hanche gauche (°)	14.5	11.2	5.3	47.1
Flexion hanche droite (°)	12.7	4.3	3.7	17.5
Flexion genou gauche (°)	6.3	6.8	0.9	22.5
Flexion genou droit (°)	4.1	2.1	1.6	8.0
List bassin (°)	8.4	5.7	3.7	24.6
Tilt bassin (°)	8.9	3.3	3.8	16.2
Rotation bassin (°)	5.1	5.9	1.0	21.1
Translation AP bassin (m)	0.079	0.019	0.057	0.129
Translation verticale bassin (m)	0.044	0.016	0.016	0.071
Translation ML bassin (m)	0.039	0.009	0.027	0.053

TABLE E.1

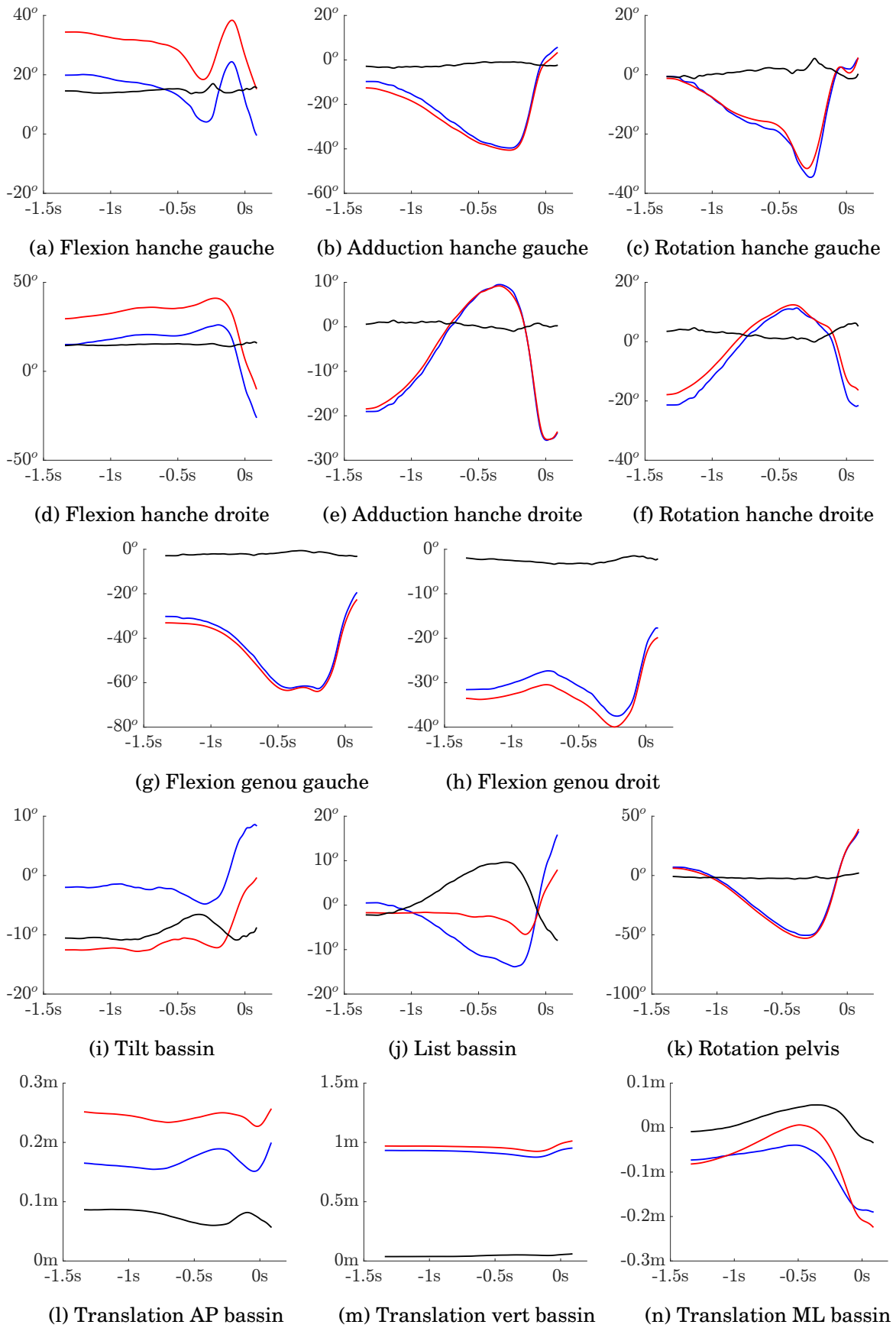


FIGURE E.3 – Evolution temporelle des degrés de liberté du sujet 022(GB) pour le modèle Meos (bleu) et le modèle Mgen (rouge) et leur écart (noir)

Les écarts entre les deux simulations sont importantes sur les flexions de hanches et le tilt du

bassin pour le golfeur de la figure E.3. Mais plus généralement, conformément au tableau E.1, les flexions-extensions des hanches gauche et droite ainsi que leur rotation internes-externes ont un RMSE moyen important de 8 à 15° voire des maxima de RMSE pouvant atteindre 50° dans le cas le plus extrême. Toutefois, l'évolution temporelle de la figure E.3 montre qu'il semble exister un écart statique entre ces deux acquisitions.

Pour séparer l'écart statique de l'écart cinématique, le RMSE a été calculé sur l'écart à la valeur initiale de chaque degré de liberté.

RMSE DoF	Moy.	SD	Min	Max
Rotation hanche gauche (°)	4.9	4.3	0.7	16.0
Rotation hanche droite (°)	2.6	1.0	1.3	4.9
Adduction hanche gauche (°)	2.3	1.6	0.6	5.6
Adduction hanche droite (°)	2.0	1.1	0.6	3.6
Flexion hanche gauche (°)	4.5	5.5	0.6	20.4
Flexion hanche droite (°)	2.9	2.3	0.7	8.4
Flexion genou gauche (°)	1.8	0.7	1.1	3.3
Flexion genou droit (°)	1.4	0.9	1.5	3.6
List bassin (°)	6.0	2.2	2.6	9.7
Tilt bassin (°)	4.2	3.6	1.4	13.6
Rotation bassin (°)	2.0	1.3	0.7	4.6
Translation AP bassin (m)	0.021	0.008	0.012	0.035
Translation verticale bassin (m)	0.016	0.006	0.009	0.026
Translation ML bassin (m)	0.038	0.006	0.028	0.047

TABLE E.2 – RMSE cinématique entre les simulations avec le modèle EOS et le modèle générique.

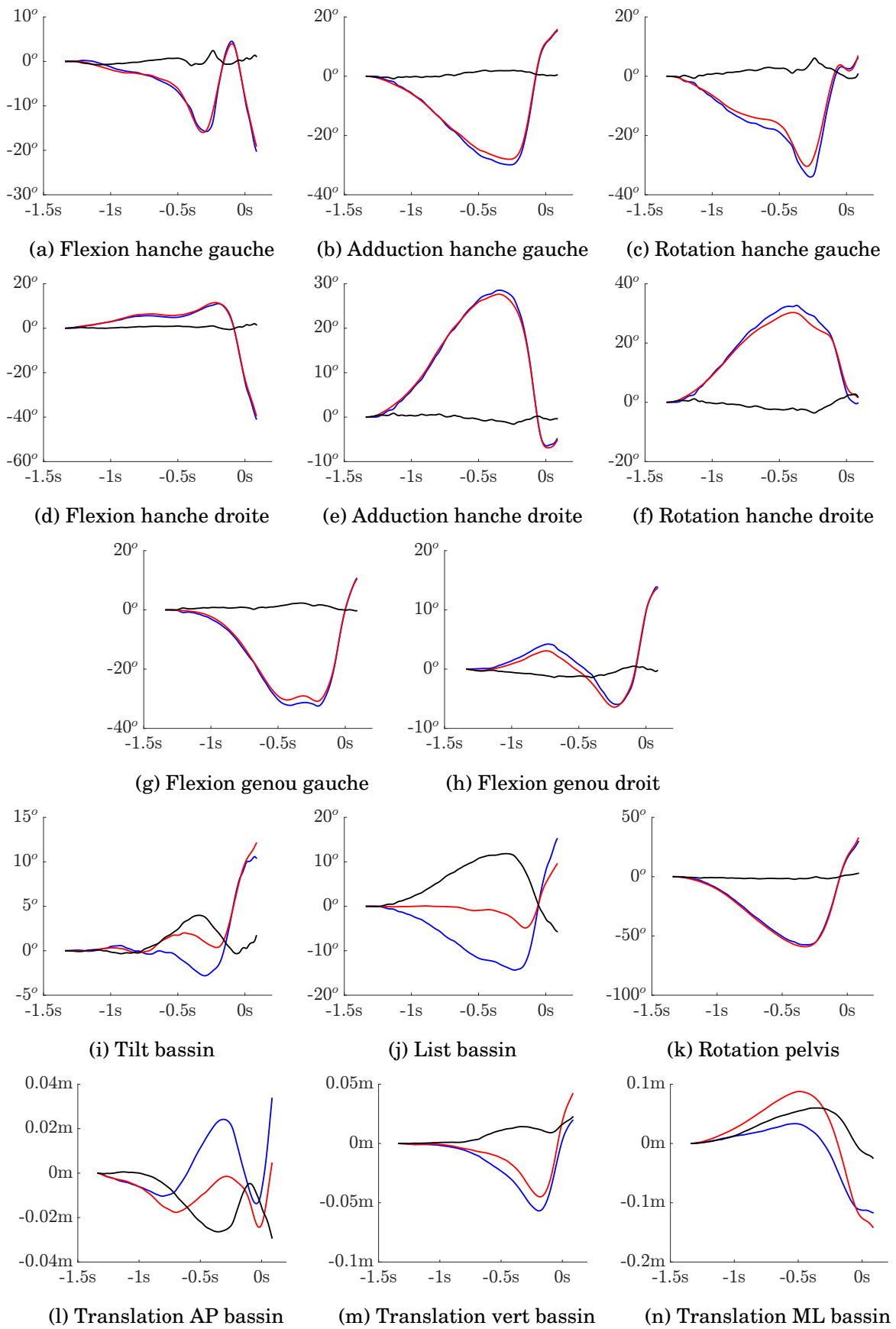


FIGURE E.4 – Evolution temporelle des degrés de liberté du sujet 022(GB) pour le modèle Meos (bleu) et le modèle Mgen (rouge) et leur écart (noir)

En retirant l'écart statique pour chaque simulation, les RMSE des différents degrés de

liberté sont réduits de moitié. Un RMSE cinématique persiste mais celui-ci conduit à des écarts en moyenne de 1.4 à 4.9°, pour la flexion de genou droit et la rotation de hanche gauche respectivement, mais pouvant atteindre 20.4° pour la flexion de hanche gauche.

E.2.3 Conclusion

La comparaison des deux modèles a permis de mettre en avant les différences cinématiques que pouvaient engendrer la mise à l'échelle conventionnelle du logiciel OpenSim par rapport à un modèle avec une géométrie de référence. Celle-ci est de deux ordres : un écart statique dû au positionnement initial du modèle, des marqueurs associés et de l'écart anatomique entre le sujet considéré et le modèle géométrique mis à l'échelle. Ce dernier élément engendre des écarts de définition des repères anatomiques.

En fonction de l'anatomie des sujets ces écarts peuvent être importants. Toutefois, il est vrai que les outils et méthodes utilisés pour apporter la précision voulue sont plus long et coûteux à mettre en place et à utiliser.

E.3 Influence de la séquence sur la cinématique et dynamique du rachis lombaire

Le calcul de l'évolution des angles articulaires au cours du temps nécessite de définir une séquence cinématique (*c.f.* équation IV.1.2). La définition de la séquence cinématique pour identifier les mobilités articulaires au cours du mouvement a, par définition, une influence sur les résultats. Toutefois, celle-ci dépend nécessairement du mouvement. L'objectif de cette section a été de quantifier l'écart entre les angles du tronc calculés suivant plusieurs séquences cinématiques.

E.3.1 Méthodologie

Les six séquences ont été prises en compte. Les données d'entrée sont celles du chapitre cinématique, la seule modification effectuée entre les différents cas est le changement de l'ordre de la séquence de l'articulation entre le bassin et le thorax. Les séquences prises en compte sont : yxz, yzx, xyz, zyx, xzy et zxy avec x le vecteur antéro-postérieur, y le vecteur vertical et z le vecteur médio-latéral.

Pour chaque degré de liberté entre le bassin et le thorax (x : inclinaison latérale, y : rotation axiale et z : flexion/extension), l'évolution moyenne entre les trois configurations a été calculée ainsi que le RMSE entre cette moyenne et l'évolution temporelle du degré de liberté dans la configuration considéré.

E.3.2 Résultats et discussion

DoF	Séquence	Moy.	SD	Min	Max
Flexion/extension	yxz	4.6	11.4	0.0	58.2
	yzx	2.8	2.7	0.2	9.3
	xyz	3.2	5.3	0.0	25.6
	zyx	3.2	2.7	0.0	8.5
	xzy	3.2	6.4	0.1	32.6
Rotation axiale	yxz	15.9	55	0.1	263.8
	yzx	5.3	4.8	0.6	22.5
	xyz	9.4	29.7	0.4	145.6
	zyx	4.3	4.5	0.2	21.9
	xzy	8.5	24.9	0.4	118.3
Inclinaison latérale	yxz	4.2	12.0	0.2	61.7
	yzx	2.7	4.3	0.2	17.0
	xyz	3.2	5.7	0.1	27.2
	zyx	2.5	3.1	0.1	13.0
	xzy	3.0	6.7	0.2	34.5
	zxy	3.5	4.9	0.1	17.9

TABLE E.3 – RMSE des degrés de liberté du tronc en fonction de la séquence cinématique

Les résultats de l'analyse cinématique sont réellement influencé par la séquence, notamment la rotation axiale dont la variabilité moyenne atteint 16° pour la configuration yxz, par rapport à la moyenne. Ce degré de liberté semble aussi être le plus enclin à subir les effets du *gimbal lock*, ce qui engendre des RMSE des écarts très importants. Les autres degrés de liberté, dont les valeurs sont moins importantes au cours du mouvement, ont une variabilité plus faible.

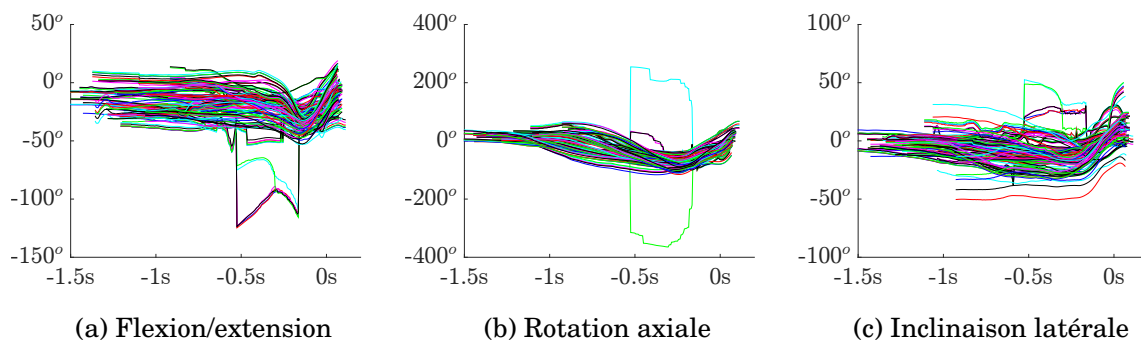


FIGURE E.5 – Evolution des degrés de liberté du tronc en fonction de la séquence
 bleu : yxz, cyan : yzx, rouge : xyz, magenta : zyx, vert : xzy, noir : zxy

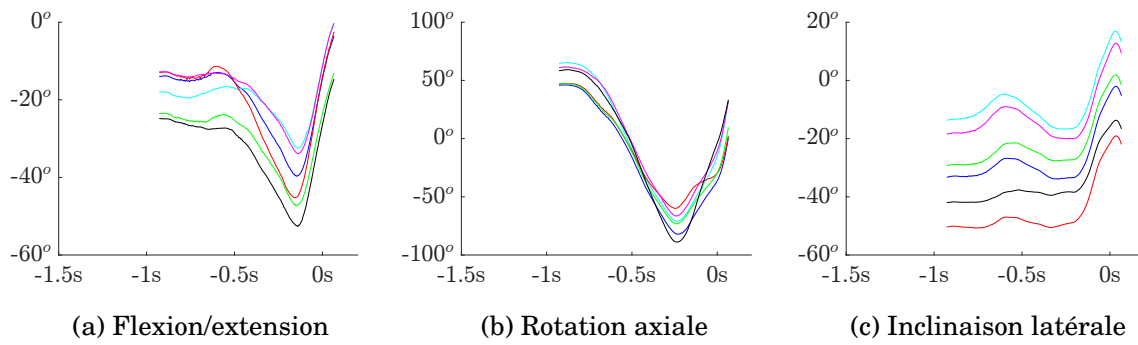


FIGURE E.6 – Evolution des degrés de liberté du tronc en fonction de la séquence pour le sujet 037(PLE)

bleu : yxz, cyan : yzx, rouge : xyz, magenta : zyx, vert : xzy, noir : zxy

E.3.3 Conclusion

Le choix de la séquence cinématique n'est pas anodin dans l'analyse d'un mouvement. En plus des différences de valeurs, l'apparition ou non de *glimbal lock* influence nécessairement les résultats. Le logiciel OpenSim prend en compte une séquence dite d'Euler (xyz), celle-ci n'est pas nécessairement adaptée à l'analyse de tous les mouvements, mais facilite l'harmonisation des données entre les différentes études.

Ce phénomène explique aussi les variabilités existant entre les différentes études de la rotation du tronc et qui n'ont pas pris en compte la même séquence cinématique. A la variabilité inter-individuelle s'ajoute cette variabilité méthodologique.

Annexe F

Données supplémentaires du chapitre cinématique

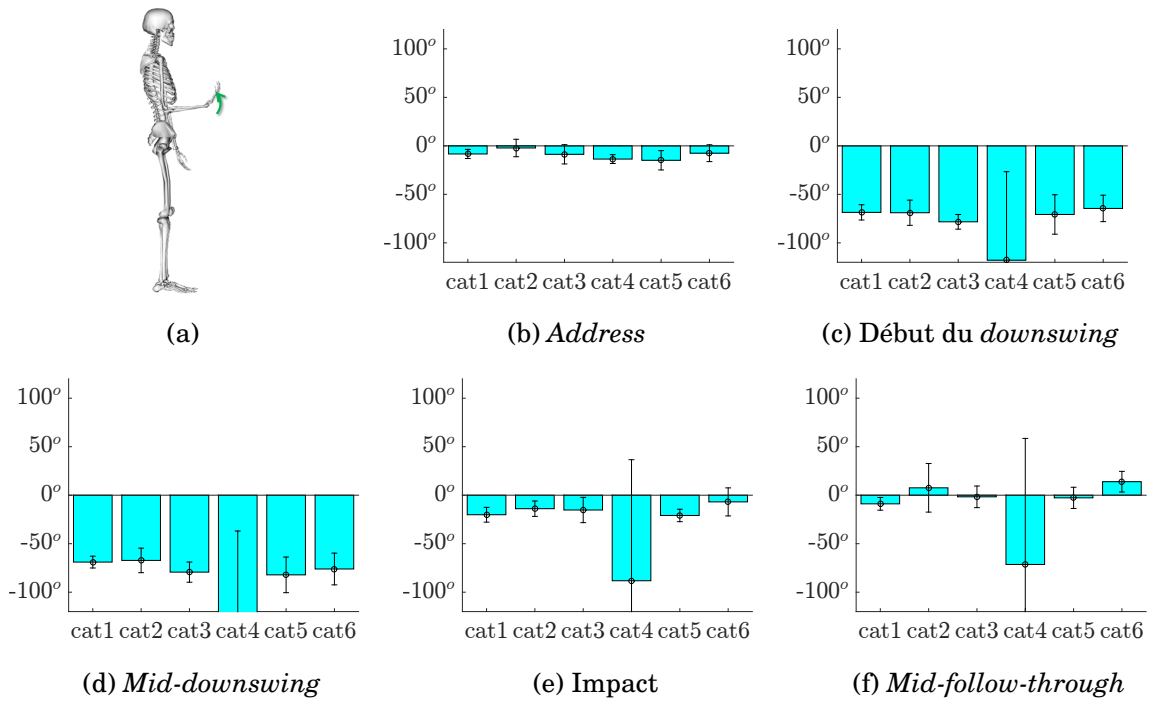


FIGURE F.1 – Moyennes et écarts-types de la flexion de la main droit, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'*impact* (e) et au *mid-follow-through*.

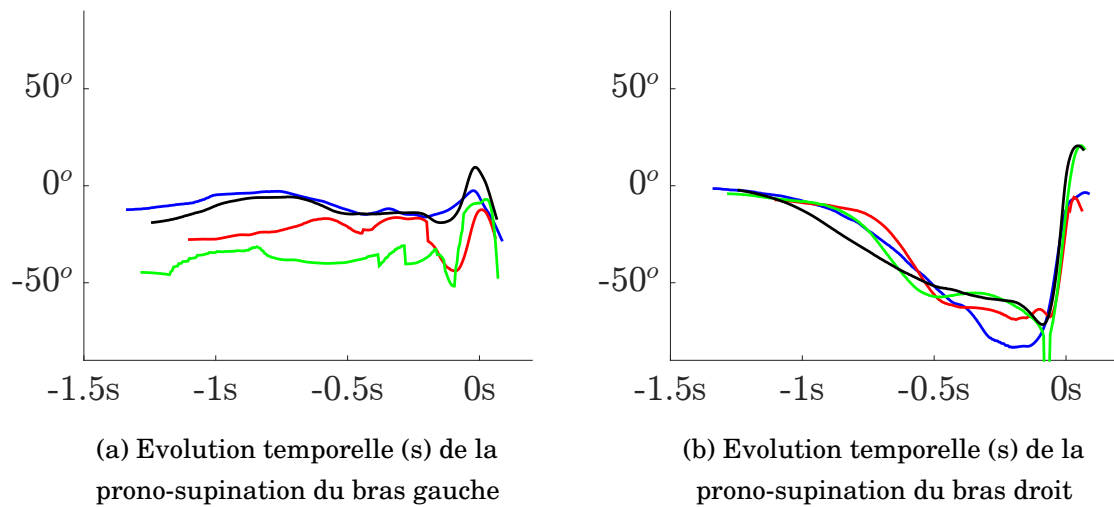


FIGURE F.2 – Evolutions temporelles des flexions des poignets gauche et droit, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)

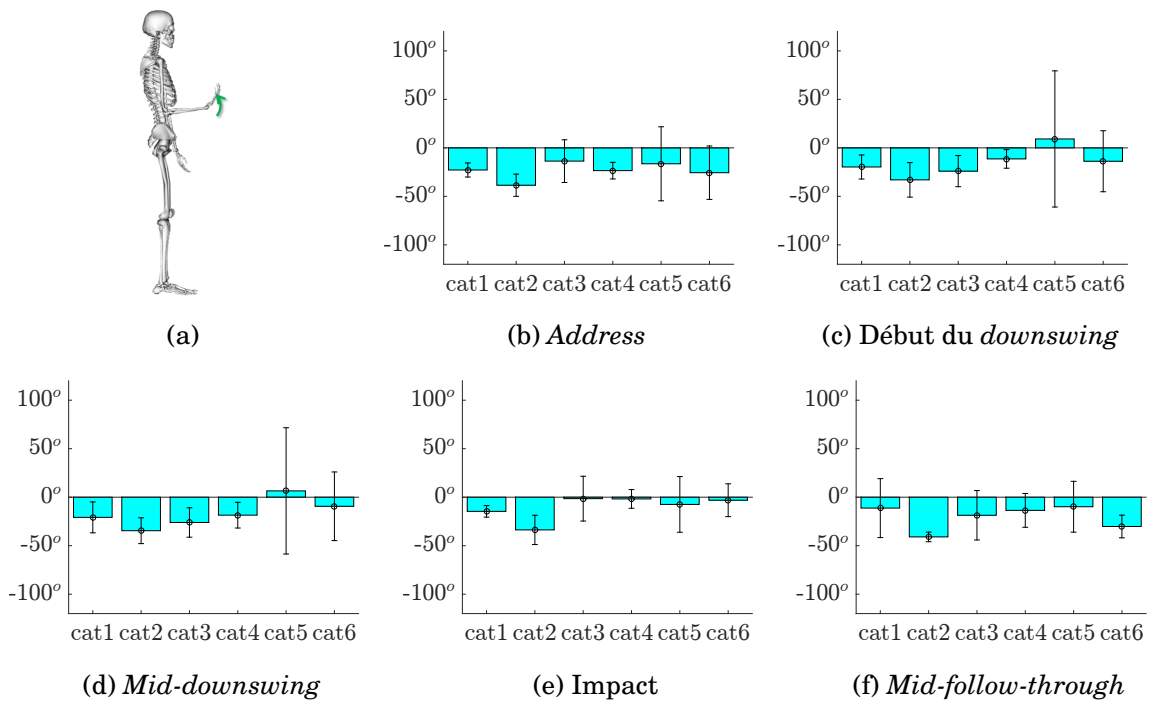


FIGURE F.3 – Moyennes et écarts-types de la flexion de la main gauche, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'*impact* (e) et au *mid-follow-through*.

Annexe G

Données additionnelles du chapitre de dynamique inverse

Sommaire

G.1	Efforts	286
G.2	Moments articulaires	287
G.2.1	Genou	287
G.2.2	Hanches	288
G.2.3	Tronc	289

G.1 Efforts

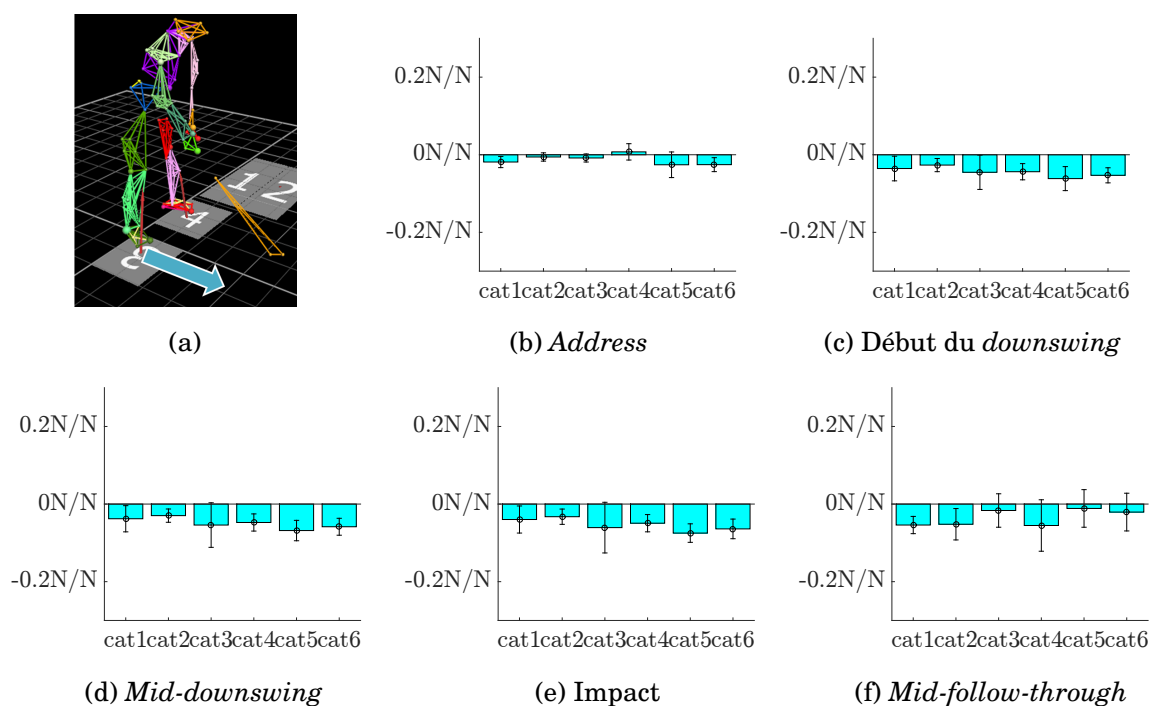


FIGURE G.1 – Moyennes et écarts-types des efforts antéro-postérieurs normés, côté non dominant à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'*impact* (e) et au *mid-follow-through*.

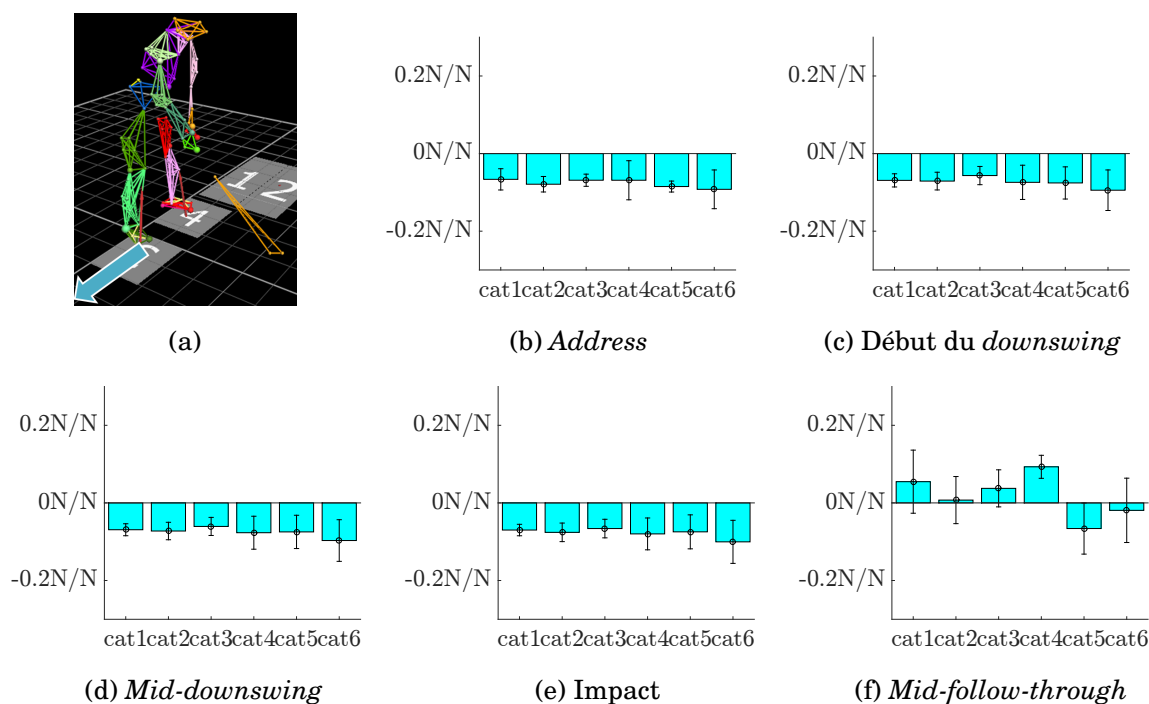


FIGURE G.2 – Moyennes et écarts-types des efforts médio-latéraux normés, côté non dominant, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'*impact* (e) et au *mid-follow-through*.

G.2 Moments articulaires

G.2.1 Genou

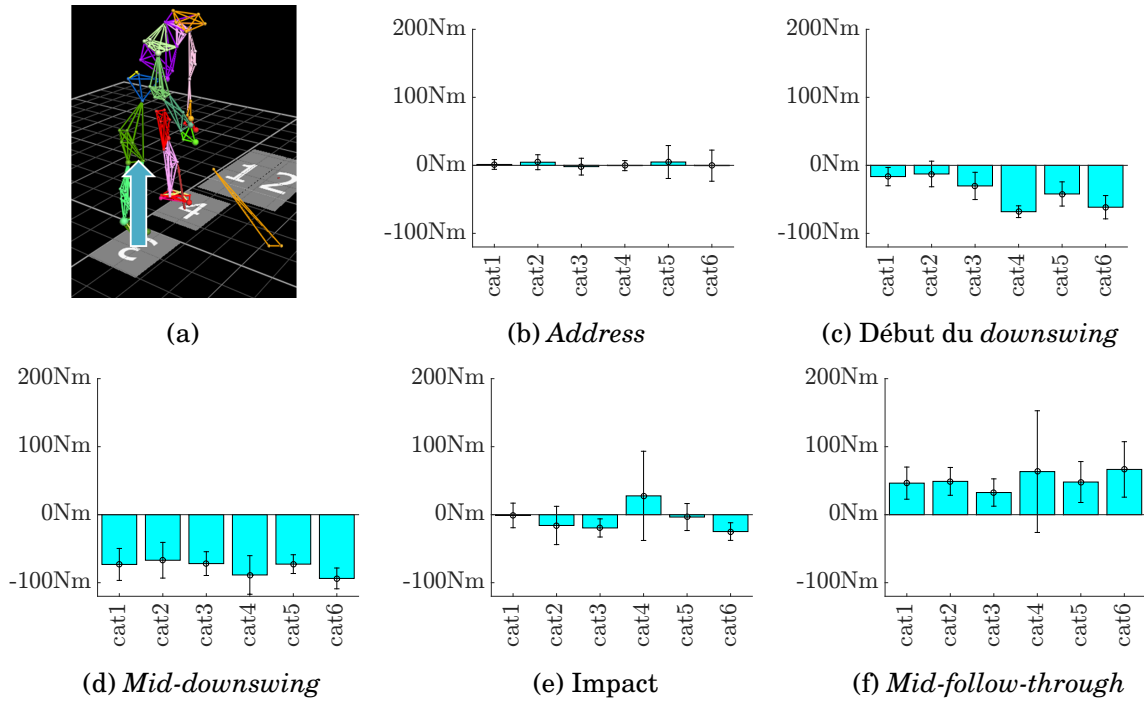


FIGURE G.3 – Moyennes et écarts-types des moments de flexion/extension du genou gauche, côté non dominant, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

G.2.2 Hanches

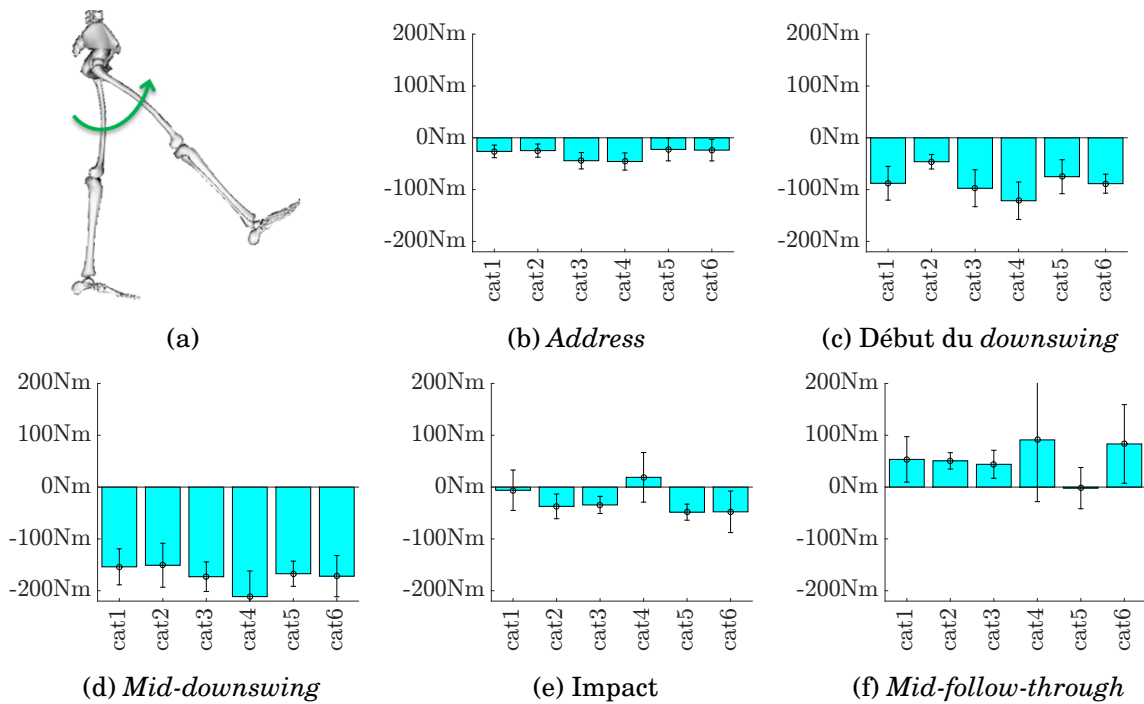


FIGURE G.4 – Moyennes et écarts-types des moments de flexion/extension de la hanche gauche, côté non-dominant, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

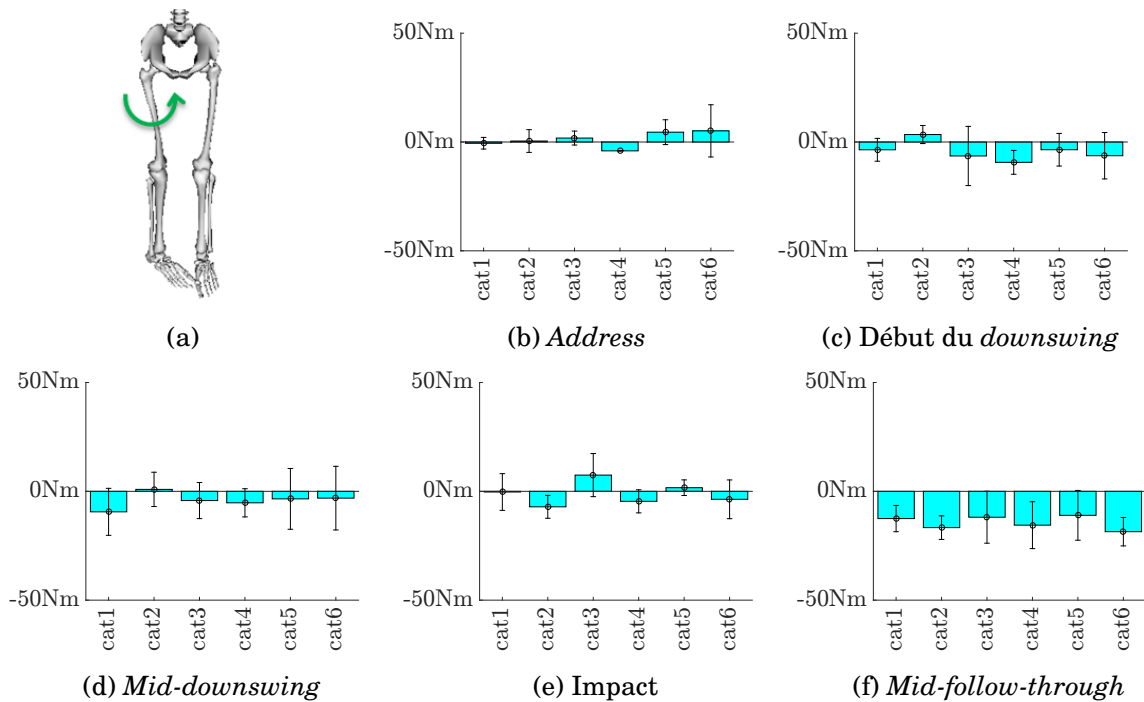


FIGURE G.5 – Moyennes et écarts-types des moments de rotation interne/externe de la hanche gauche, côté dominant, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

G.2.3 Tronc

Concernant le tronc, les joueurs les plus expérimentés en tendance à avoir un moment d'extension plus important à l'impact, un moment de rotation axiale plus important lors du *downswing* complet et d'augmenter le moment d'inclinaison latérale vers le côté non dominant. Les valeurs mesurées ici sont plus faibles que celles mesurées par Ferdinands *et al* [FKM13]. Leurs ordres de grandeurs, au *downswing*, sont de 150 Nm en flexion-extension, 150 Nm en inclinaison latérale et 50 à 100 Nm en rotation axiale. Seul l'ordre de grandeur en rotation axiale est commun avec notre étude.

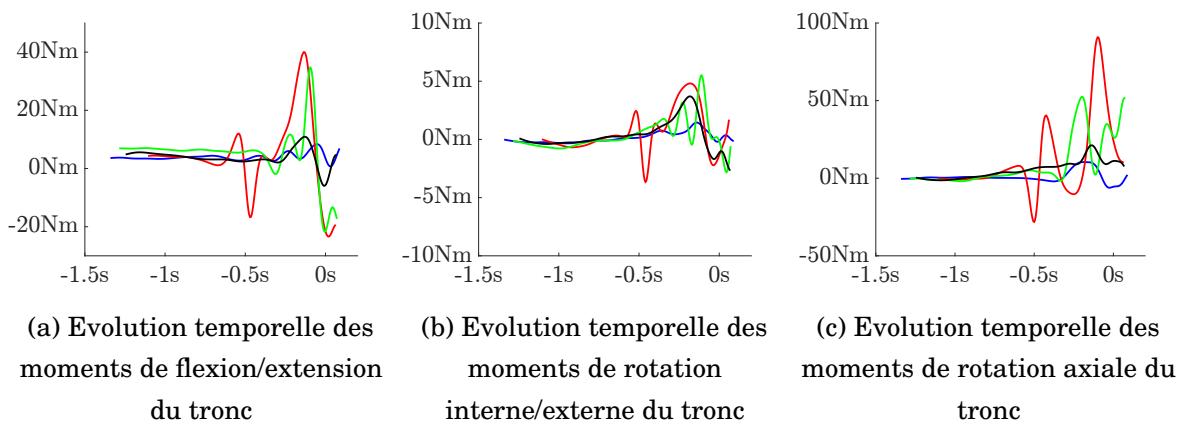


FIGURE G.6 – Evolution temporelle des moments au tronc, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)

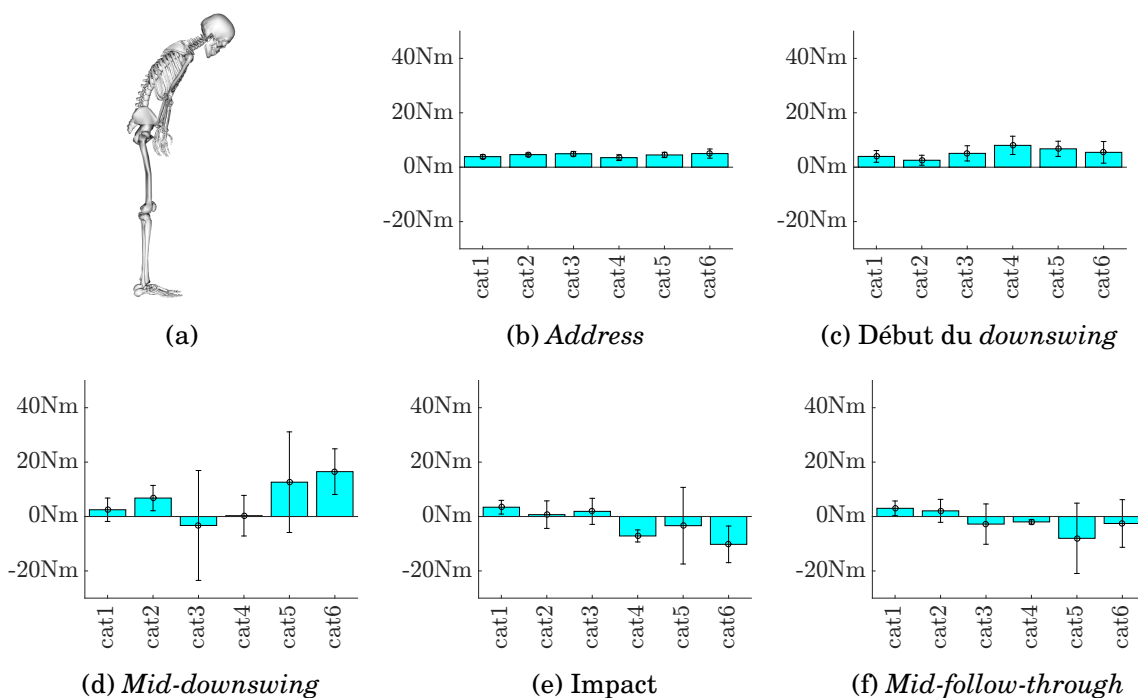


FIGURE G.7 – Moyennes et écarts-types des moments de flexion/extension du tronc, à l'address (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'impact (e) et au *mid-follow-through*.

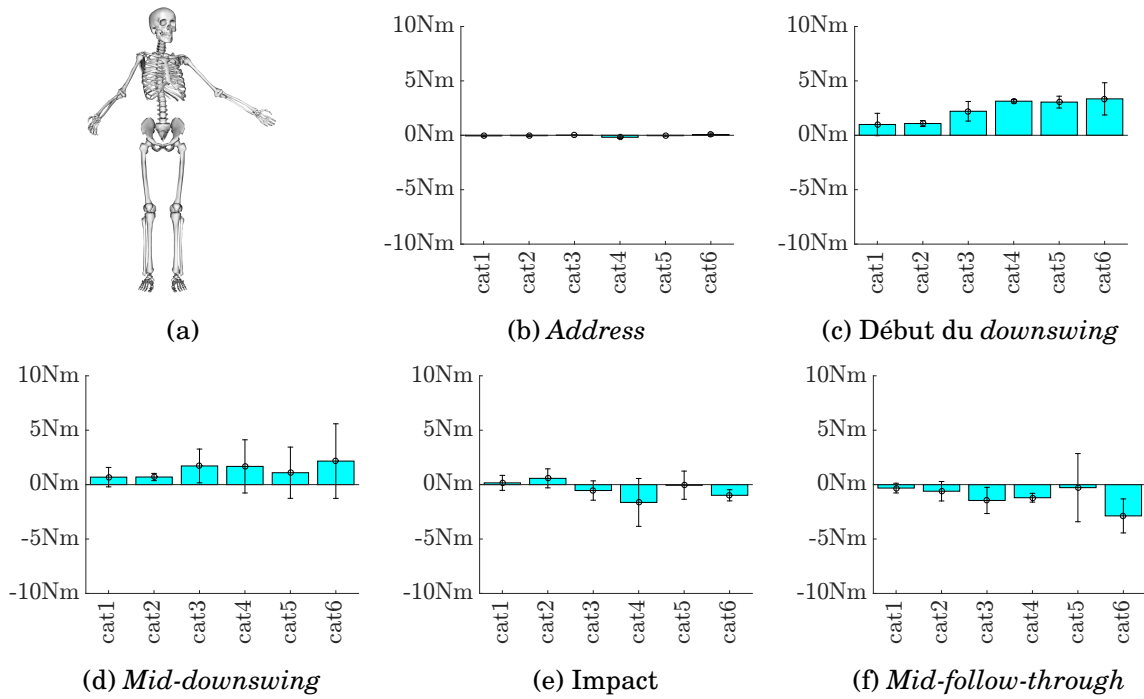


FIGURE G.8 – Moyennes et écarts-types des moments de rotation interne/externe du tronc, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'*impact* (e) et au *mid-follow-through*.

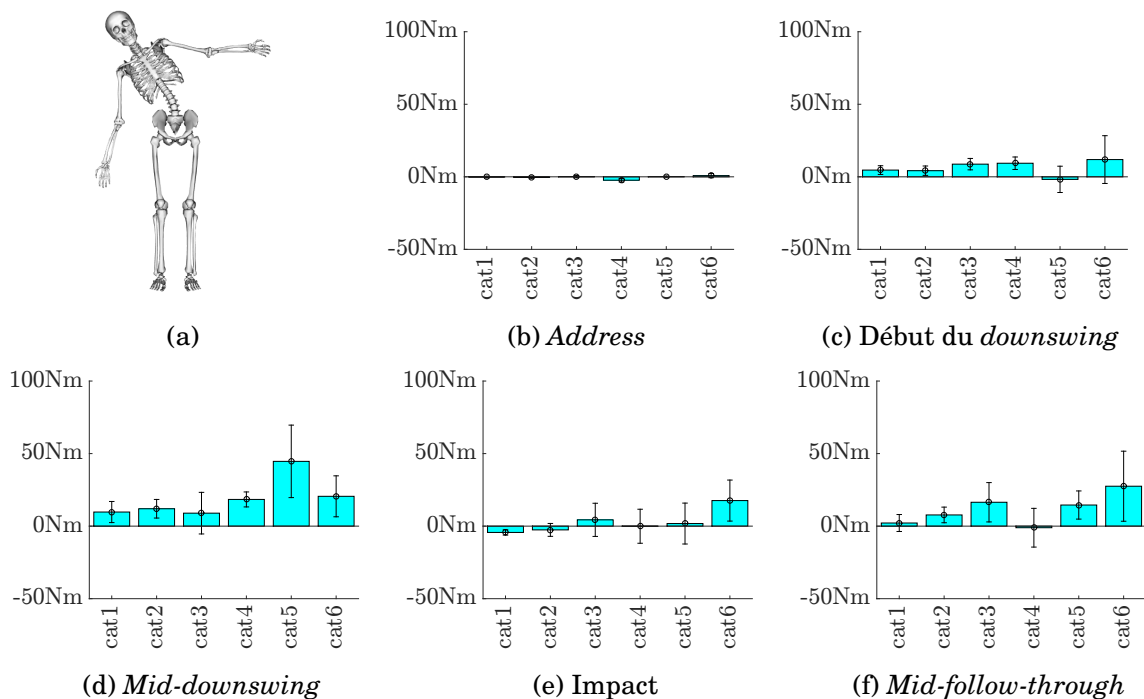


FIGURE G.9 – Moyennes et écarts-types des moments d'inclinaison latérale du tronc, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'*impact* (e) et au *mid-follow-through*.

Annexe H

Etude de cas : sujet avec prothèse totale de hanche

Sommaire

H.1	Introduction	292
H.2	Matériel et méthode	292
H.3	Résultats	293
H.4	Discussion	298
H.5	Conclusion	298

H.1 Introduction

D'un côté, la pratique du golf est recommandée pour les séniors car elle permet de maintenir une activité physique qui améliore la qualité de vie, tant sur le point physique que psychique comme l'ont mis en avant Murray *et al.* dans leur revue de littérature (*scoping review*) [MDA⁺17]. De plus, certains chirurgiens recommandent le golf après une prothèse totale de hanche voire pour traiter une lombalgie chronique [SSD09, RTV⁺13].

D'un autre côté, il a été montré qu'il est fréquent de se blesser lors de la pratique du golf (de l'ordre de deux blessures pour mille heures de pratique [PRE16]) et que ces blessures sont principalement localisées au niveau du rachis lombaire [MPL06] et en lien avec une sur-sollicitation [GLL⁺03].

Ainsi, l'objectif de cette section est de comparer la dynamique à la hanche et au rachis lombaire, d'un golfeur porteur d'une prothèse totale de hanche avec celle d'un golfeur asymptomatique d'un âge et d'un niveau golfique similaire, lors des deux activités physiques retrouvées lors d'un parcours au golf : le swing et la marche.

H.2 Matériel et méthode

Deux sujets de la cohorte ont été pris en compte pour cette étude : un sujet ayant eu une prothèse totale de hanche au niveau de la hanche droite, huit ans auparavant (sujet SP). Le second sujet (sujet SA) est indemne de tout geste chirurgical et a un âge et un handicap proches de ceux du sujet SP.

Les caractéristiques physiologiques des deux sujets sont renseignées dans le tableau H.1.

Sujet	sujet asymptomatique (SA)	sujet avec prothèse (SP)
Handicap	20	19
Prothèse	Non	hanche droite (8ans)
Age (ans)	70	75
Poids (kg)	77	84
Taille (cm)	178	173
IMC (kg/m ²)	24.3	28.1

TABLE H.1 – Caractéristiques des deux golfeurs

H.3 Résultats

Les caractéristiques globales des différents swings et ceux des swings sélectionnés sont renseignées dans le tableau H.1. On constate que malgré un handicap indiqué presque identique, les performances de deux golfeurs sont très différentes avec un *carry* quasiment doublé pour le joueur SA.

Sujet	SA	SP
Vitesse moyenne du club au fer 6 (m/s)	30	32
Déviat ion standard de la vitesse du club au fer 6 (m/s)	0.7	0.9
Vitesse moyenne du club au driver (m/s)	35	33
Déviat ion standard de la vitesse du club au driver (m/s)	1.0	1.3
<i>Carry</i> moyen Fer/Driver (m)	112/163	47/104
<i>Side</i> moyen Fer/Driver (m)	16/15	8/15
Vitesse de marche	1.5	1.2

TABLE H.2 – Table des performances des deux sujets seniors avec (SP) et sans prothèse (SA) totale de hanche

Les efforts au sol suivant les trois axes sont du même ordre de grandeur entre les deux individus et pour les deux activités. Le profil des efforts sont semblables pour les deux golfeurs. Les efforts verticaux sont plus importants en fin de backswing pour le sujet SP (1N/N contre 0.9N/N) pour le côté non-dominant (côté ayant subi l'opération) mais les efforts antéro-postérieurs lors du downswing sont plus faibles (0.19N/N contre 0.09N/N).

Les deux golfeurs ont des vitesses de marche de confort différentes (1.2 contre 1.5 m/s, *c.f.* tableau H.2), ce qui pourrait expliquer la différence d'amplitude verticale des efforts au sol lors de la marche (*c.f.* figure H.1).

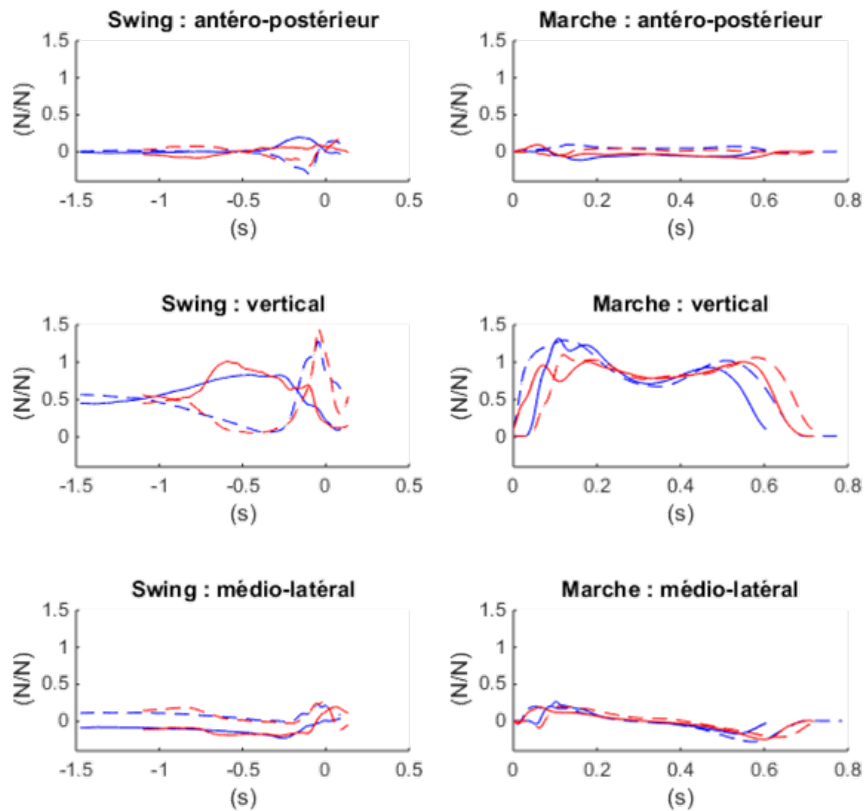


FIGURE H.1 – Efforts verticaux, médio-latéraux et antéro-postérieurs lors de la marche et du swing de golf pour les sujets SA (en bleu) et SP (en rouge), côté dominant en traits pleins et côté non dominant en traits discontinus

Les moments transitant par le rachis lombaire sont semblables pour les deux golfeurs, pour chaque activité.

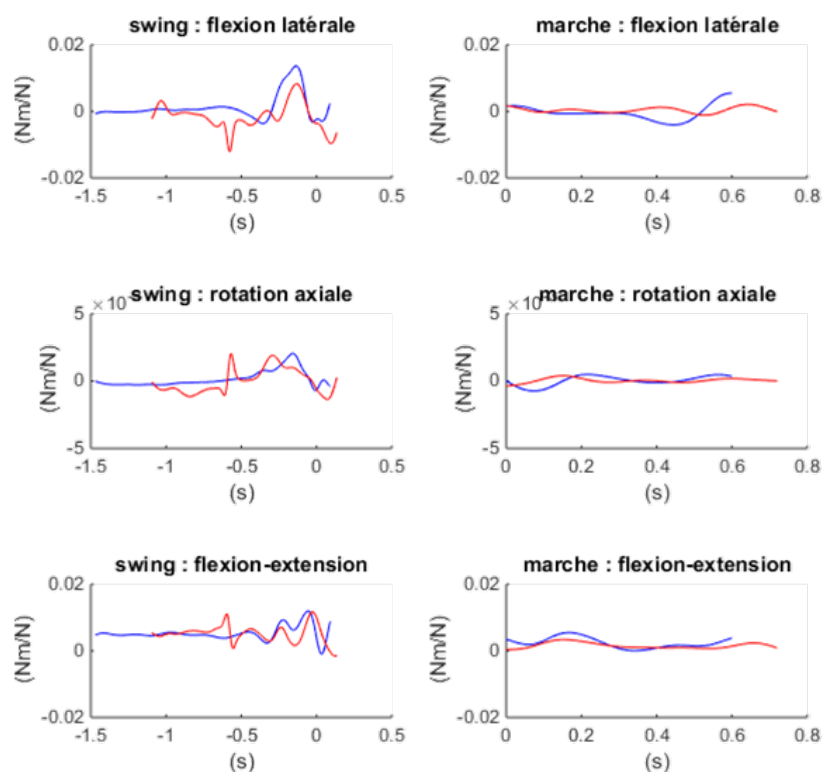


FIGURE H.2 – Moments subis par le rachis lombaire lors du swing de golf et lors de la marche pour les sujets SA (en bleu) et SP (en rouge), côté dominant en traits pleins et côté non dominant en traits discontinus

Les efforts transitant dans la hanche gauche ont aussi un profil semblable pour les deux golfeurs (*c.f* figure H.3). Les différences les plus notables sont, un moment de rotation axial plus importante pour SP lors du *backswing* (0.02Nm/N contre 0.00Nm/N) et du *downswing* (-0.04Nm/N contre -0.03). Lors de la marche, le sujet SP génère un moment de flexion-extension plus faible.

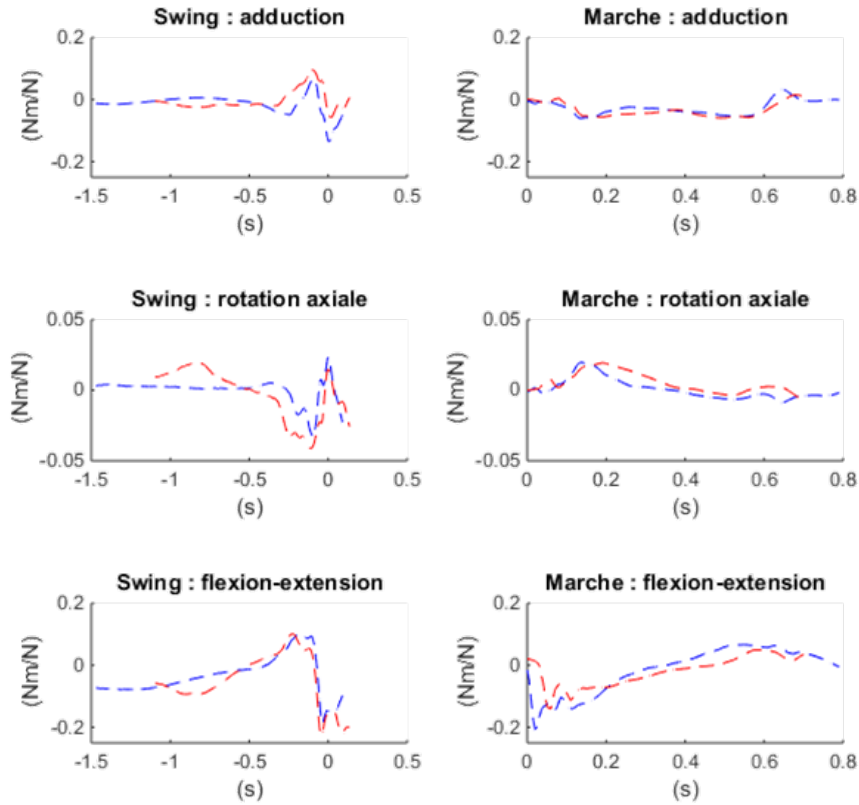


FIGURE H.3 – Moments subis par les la hanche gauche lors du swing de golf et lors de la marche pour les sujets SA (en bleu) et SP (en rouge), côté dominant en traits pleins et côté non dominant en traits discontinus

Les profils des moments sont modifiés du côté droit pour le golfeur SP. Lors de la marche, le pic de moment de rotation axiale en début de cycle est quasi-inexistant chez le golfeur SP (0.01Nm/N contre 0.02Nm/N).

Les moments lors du swing sont aussi modifiés : le moment d'adduction est plus important chez SP que chez SA, le moment de rotation axiale chez SP est de signe opposé que chez SA lors de la fin de *backswing* et du *downswing*. De même le moment de flexion-extension est plus faible lors du *downswing* chez SP que chez SA mais atteint une valeur à l'impact plus importante (*c.f.* figure H.4).

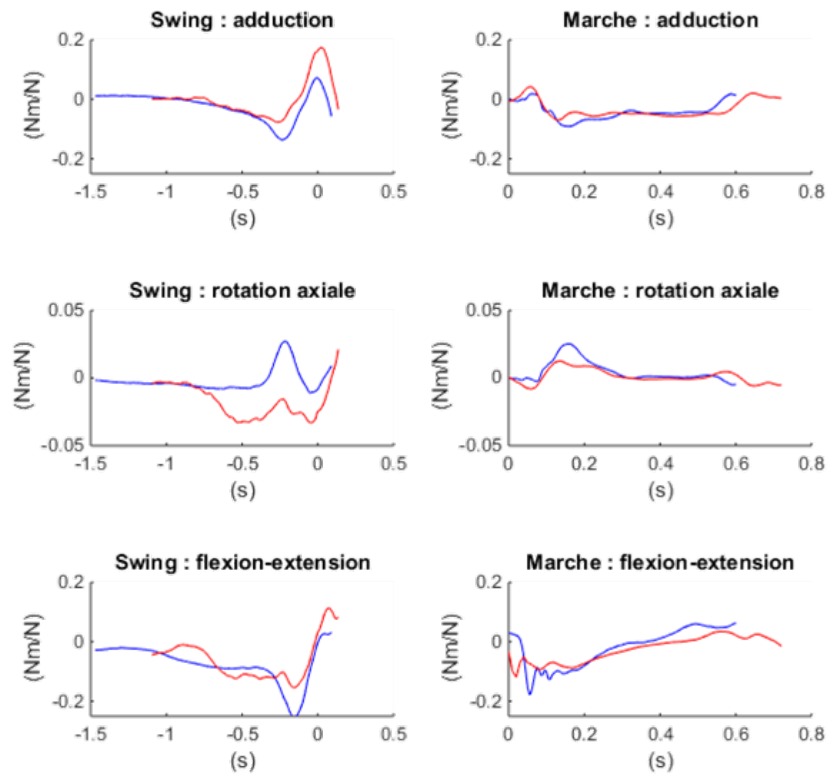


FIGURE H.4 – Moments subis par les la hanche droite lors du swing de golf et lors de la marche pour les sujets SA (en bleu) et SP (en rouge), côté dominant en traits pleins et côté non dominant en traits discontinus

H.4 Discussion

Bien que théoriquement d'un niveau similaire, les deux golfeurs ont une performance au swing très différente. Ces deux golfeurs ayant une pratique loisir du golf sans nécessairement une participation régulière aux compétitions, leur handicap ne reflète pas nécessairement leur niveau de jeu.

Avec une modification de la technique de swing, il semble possible de pratiquer le golf après une prothèse totale de hanche. Les modifications mesurées ici pourraient s'expliquer à la fois par l'amélioration de la mobilité due à la prothèse et au début d'arthrose sur le côté gauche et au niveau du rachis lombaire. La diminution du moment d'extension de hanche pourrait s'expliquer par l'altération des structures musculaires des ischio-jambiers due à l'opération.

Toutefois, il serait intéressant d'investiguer si l'augmentation des efforts, et notamment ceux d'adduction, pourrait conduire à une luxation de la prothèse. De plus, le sujet SP a été opéré sur son côté non-dominant ; il serait utile d'investiguer les modifications éventuelles pour un sujet opéré sur son côté dominant.

H.5 Conclusion

De manière générale, le golf semble être une activité qui peut être pratiquée par tous. Un parcours est constitué de phases de marche et swings, le golf semble être adéquat pour maintenir une activité physique tout au long de la vie.

Une adaptation de la technique de jeu aux capacités du sujet avec prothèse permet à celui-ci de continuer la pratique.

Annexe I

Douleurs lombaires

Sommaire

I.1	Caractéristiques de la cohorte	300
I.2	Comparaison de la cinématique articulaire du swing	301
I.2.1	Tronc	301
I.2.2	Hanche droite	302
I.2.3	Hanche gauche	304
I.3	Comparaison de la dynamique articulaire du swing	306
I.3.1	Tronc	306
I.3.2	Hanche gauche	309
I.3.3	Hanche droite	312
I.4	Puissances articulaires	314
I.5	Conclusion	315

Seize sujets de la cohorte ont déclaré avoir des douleurs lombaires récemment, soit crhoniques soit régulièrement lors de la partique du golf. Leurs swings ont été comparés à ceux des golfeurs se considérant comme asymptotique au niveau du rachis lombaire. Les histogrammes de comparaison sont représentés sur les figures I.3 à I.4 .

I.1 Caractéristiques de la cohorte

Basé sur les réponses recueillies dans les questionnaires, deux groupes ont été considérés : le groupe GD des golfeurs ayant déclaré avoir eu des douleurs lombaires régulières et le groupe GA des golfeurs n'ayant pas déclaré de douleurs au niveau lombaire.

Les deux cohortes sont globalement homogènes en termes de poids et de taille des joueurs, ainsi qu'en performance. Tous les golfeurs sont droitiers. Seul l'âge moyen des joueurs du groupe GD est légèrement inférieur de celui du groupe GA.

Age (ans)	Moy.	SD	Min	Max
GD (n=16)	44.5	18.4	22	70
GA (n=17)	51.5	16.6	23	74
Poids (kg)	Moy.	SD	Min	Max
GD	81.7	10.7	63	105
GA	80.1	8.9	69	100
Taille (m)	Moy.	SD	Min	Max
GD	1.81	0.07	1.67	1.95
GA	1.82	0.07	1.70	1.93

TABLE I.1 – Caractéristiques des deux groupes considérés pour la comparaison entre les groupes GA et GD

Performance (m/s)	Moy.	SD	Min	Max	Nombre
GD	42.9	5.0	34.9	49.3	16
GA	41.3	5.2	32.9	50.2	17

TABLE I.2 – Caractéristiques des deux groupes considérés pour la comparaison entre les groupes GA et GD

I.2 Comparaison de la cinématique articulaire du swing

I.2.1 Tronc

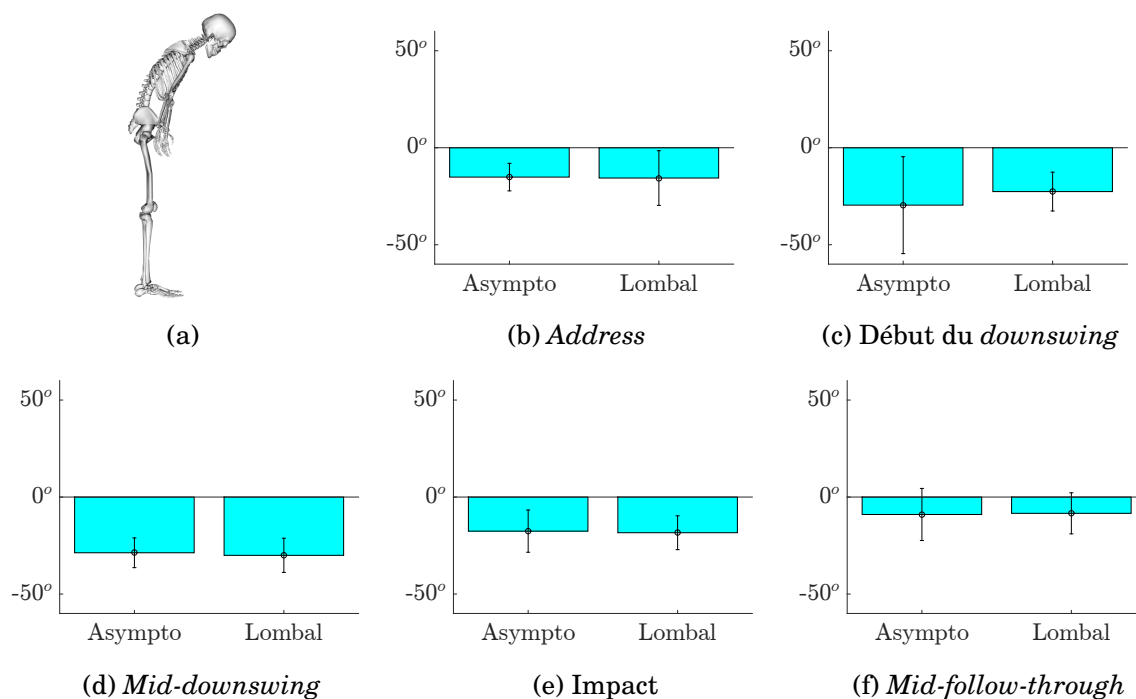


FIGURE I.1 – Moyennes et écarts-types de la flexion/extension du tronc, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

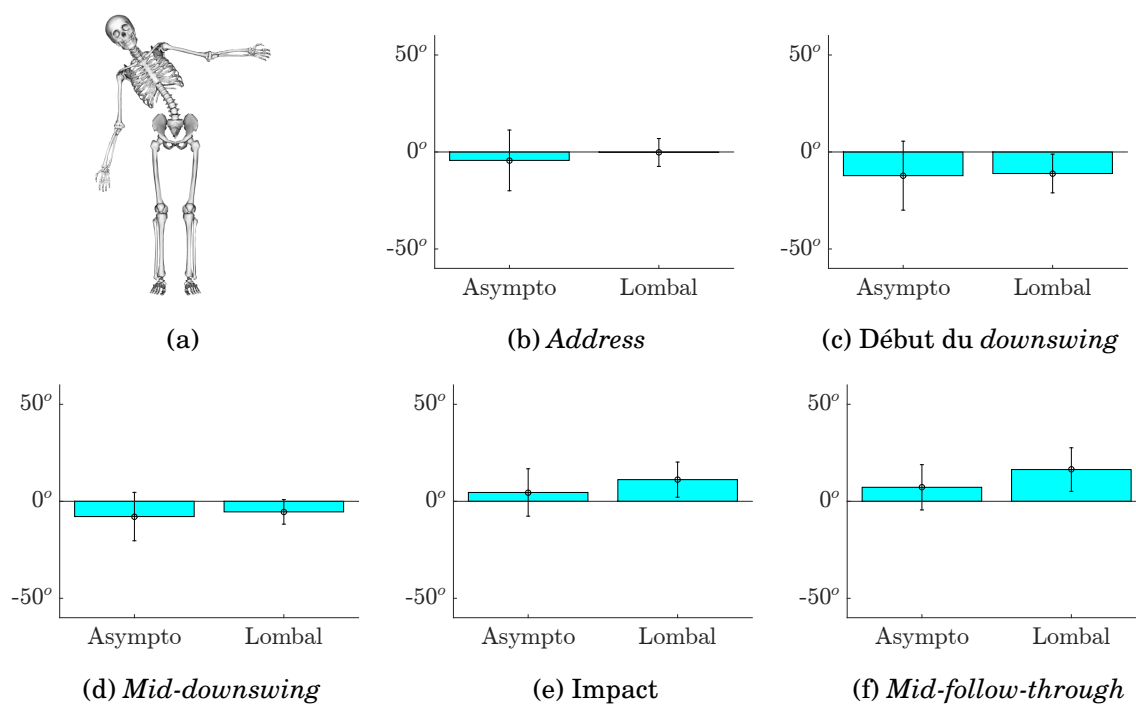


FIGURE I.2 – Moyennes et écarts-types de l'inclinaison latérale du tronc, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

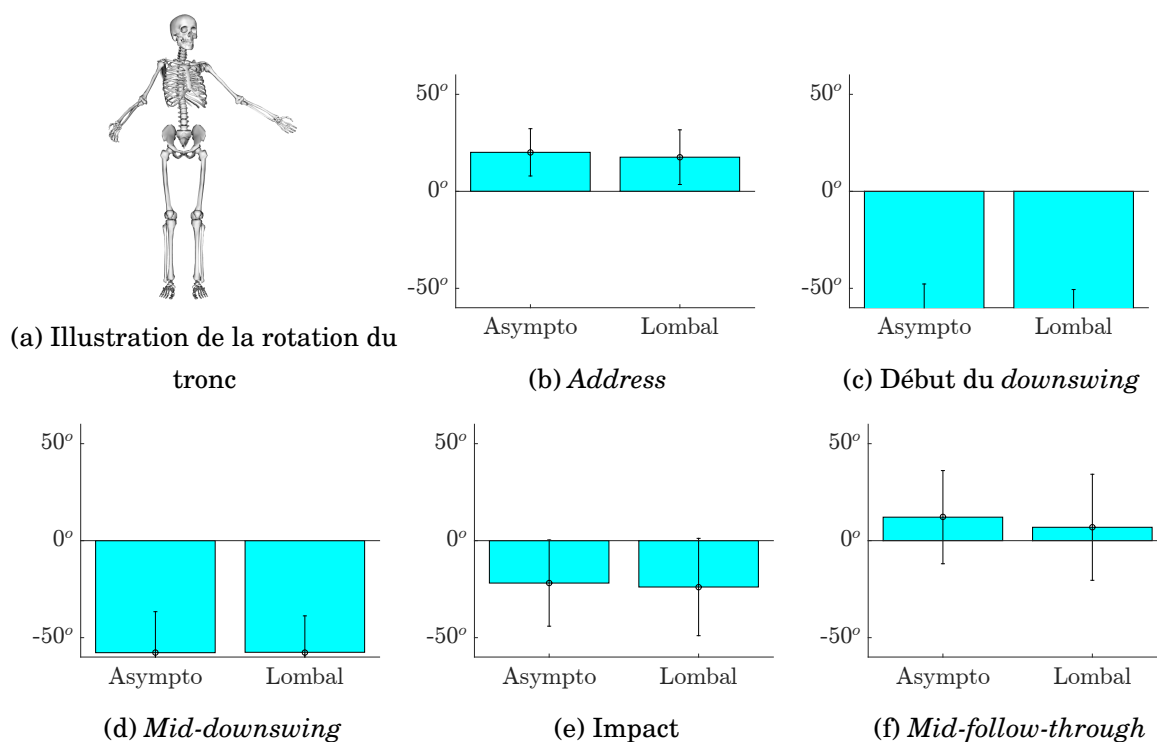


FIGURE I.3 – Moyennes et écarts-types de la rotation axiale du tronc, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'*impact* (e) et au *mid-follow-through*.

I.2.2 Hanche droite

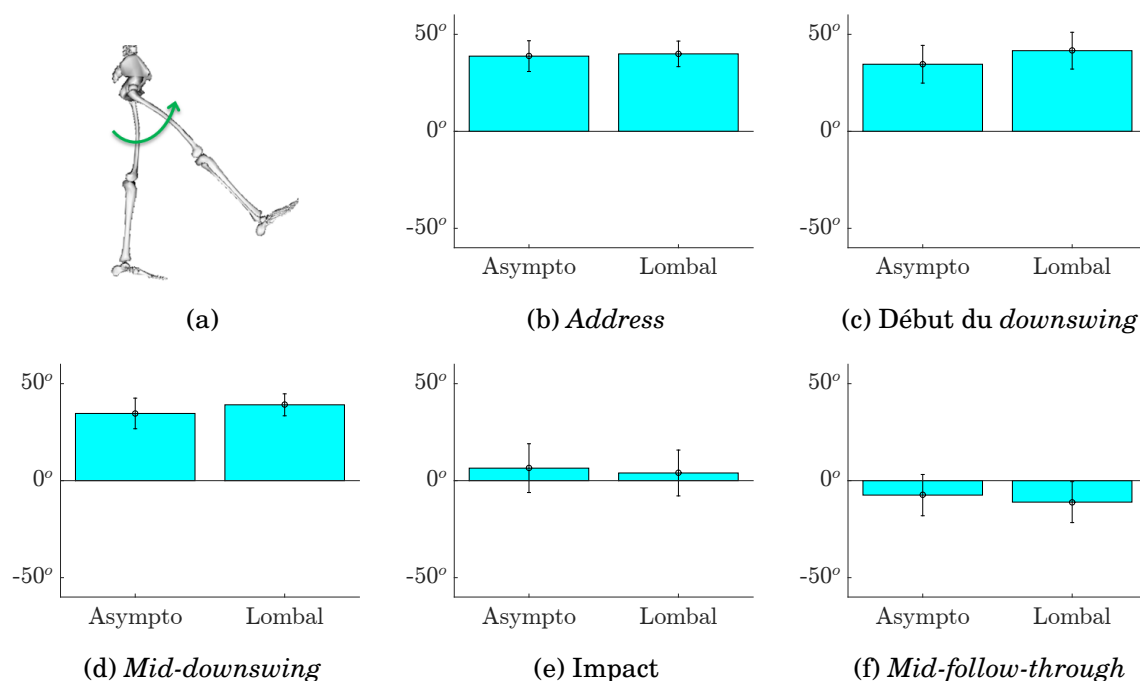


FIGURE I.4 – Moyennes et écarts-types de la flexion de hanche droite, l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'*impact* (e) et au *mid-follow-through* (f)

Barres : moyenne, traits : écart-type.

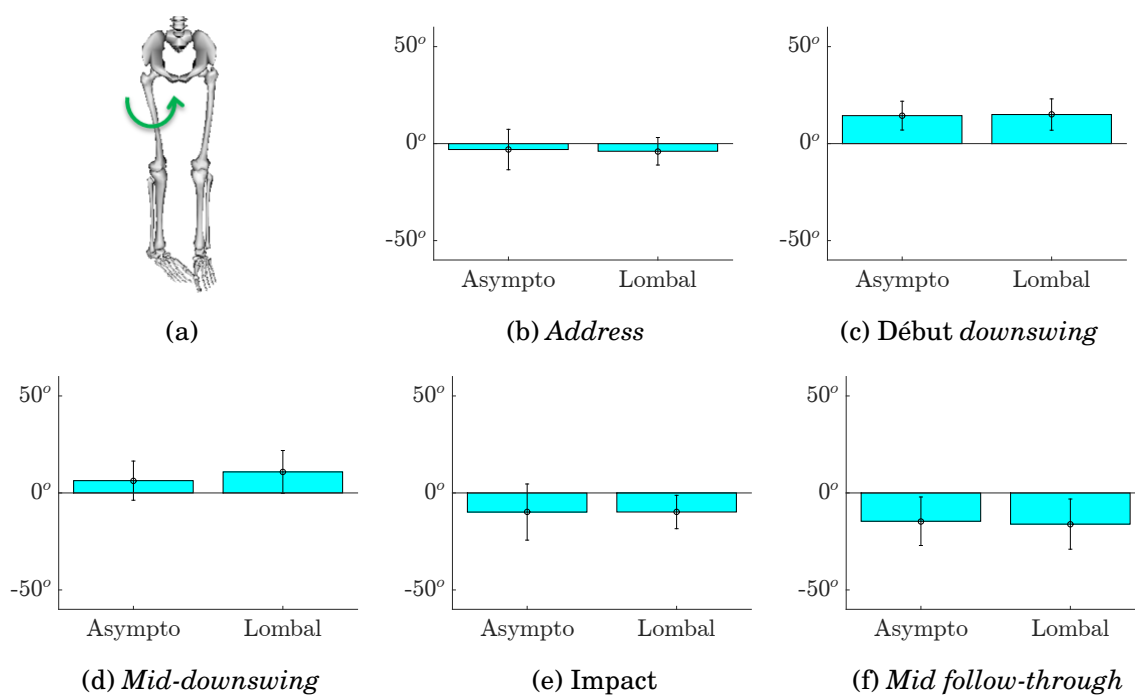


FIGURE I.5 – Moyennes et écarts-types de la rotation de hanche droite, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

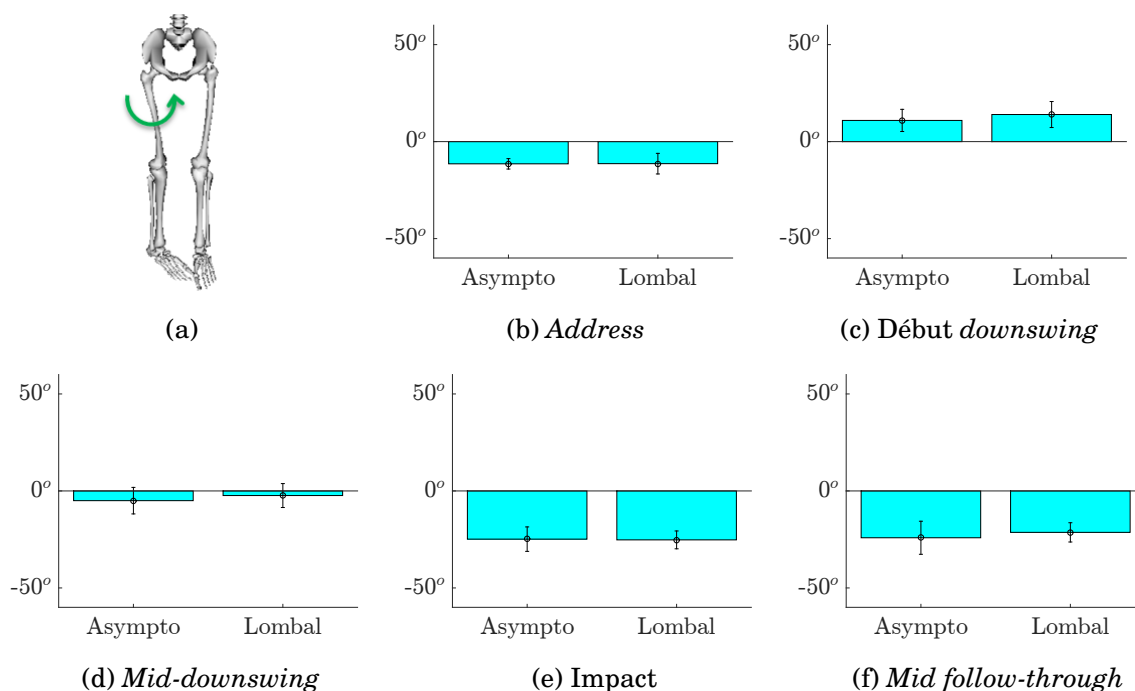


FIGURE I.6 – Moyennes et écarts-types de l'adduction de hanche droite, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

I.2.3 Hanche gauche

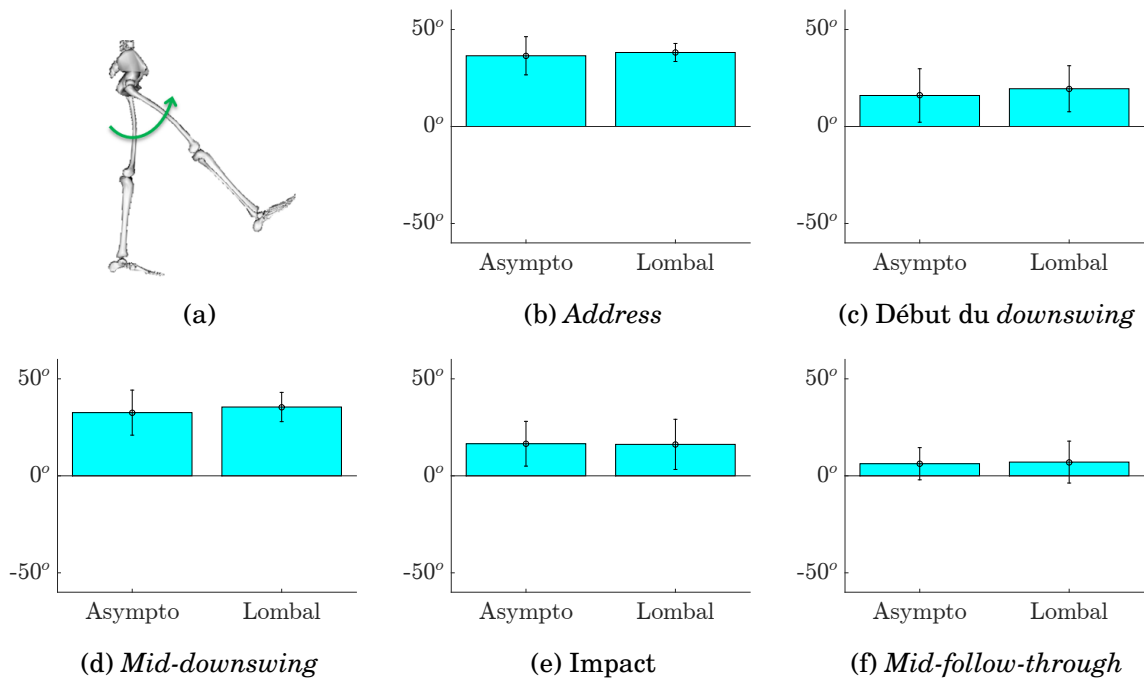


FIGURE I.7 – Moyennes et écarts-types de la flexion de hanche gauche, l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through (f)
Barres : moyenne, traits : écart-type.

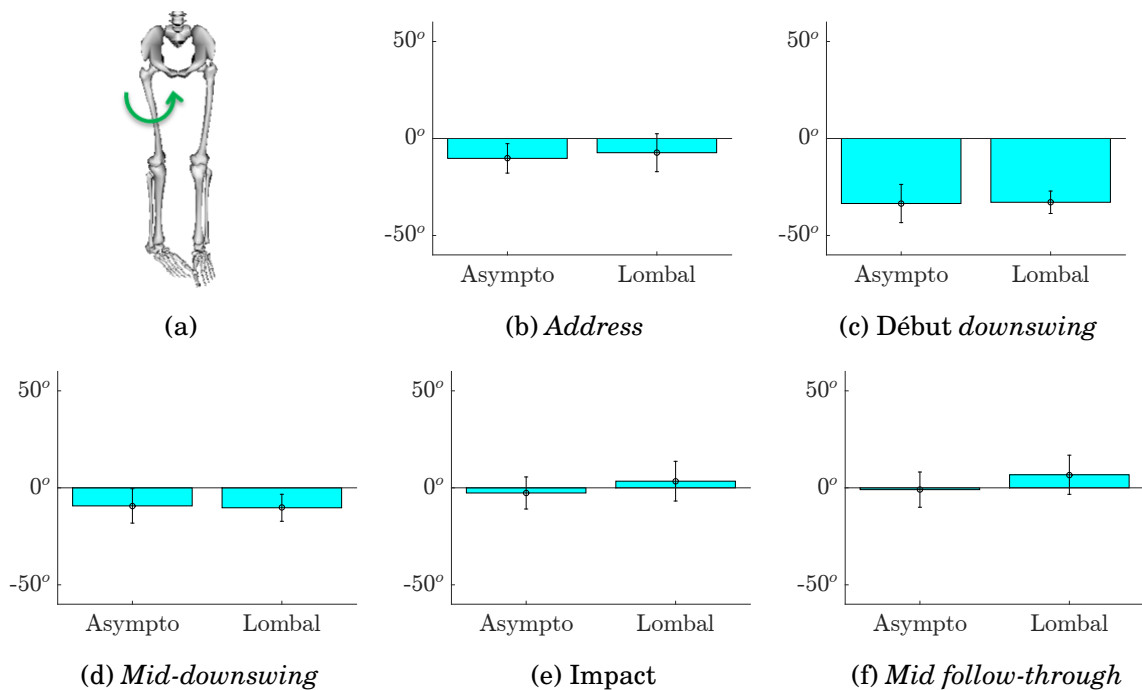


FIGURE I.8 – Moyennes et écarts-types de la rotation de hanche gauche, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.

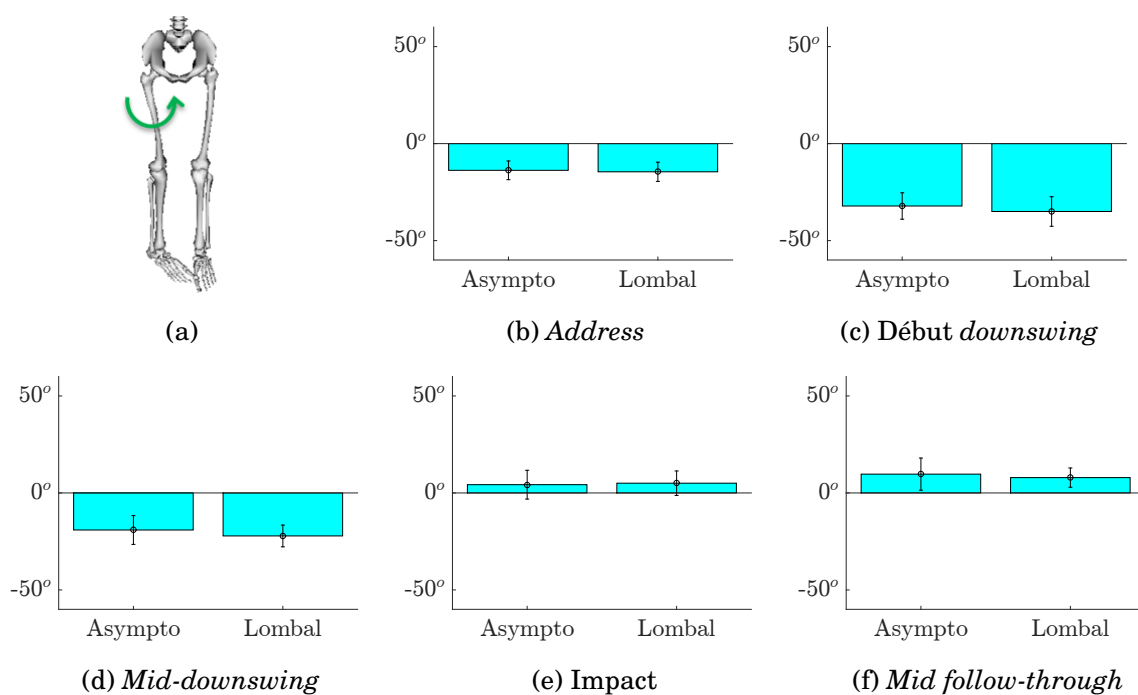


FIGURE I.9 – Moyennes et écarts-types de la adduction de hanche gauche, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'*impact* (e) et au *mid-follow-through*.

Les modifications cinématiques entre ces deux cohortes sont faibles, quelle que soit la phase prise en compte. La prochaine section a pour objectif d'investiguer s'il existe des différences en termes de dynamique du tronc et du membre inférieur.

I.3 Comparaison de la dynamique articulaire du swing

Seize sujets de la cohorte ont déclaré avoir des douleurs lombaires. Leurs swings ont été comparés à ceux des golfeurs ne se considérant pas comme souffrant du rachis lombaire. Les histogrammes de comparaison sont représentés de la figure I.12 à I.16.

I.3.1 Tronc

Les moments de flexion du tronc pour le groupe GA et le groupe GD sont très proches à l'address et au backswing. Lors du downswing, des différences apparaissent, mais les différences intra-groupes sont trop importantes pour qu'une tendance se dessine. A l'impact et au mid-follow-through, le groupe GA semble globalement diminuer ce moment d'extension par rapport au groupe des GD, mais les écarts intra-groupe restent trop importants pour conclure à une tendance nette.

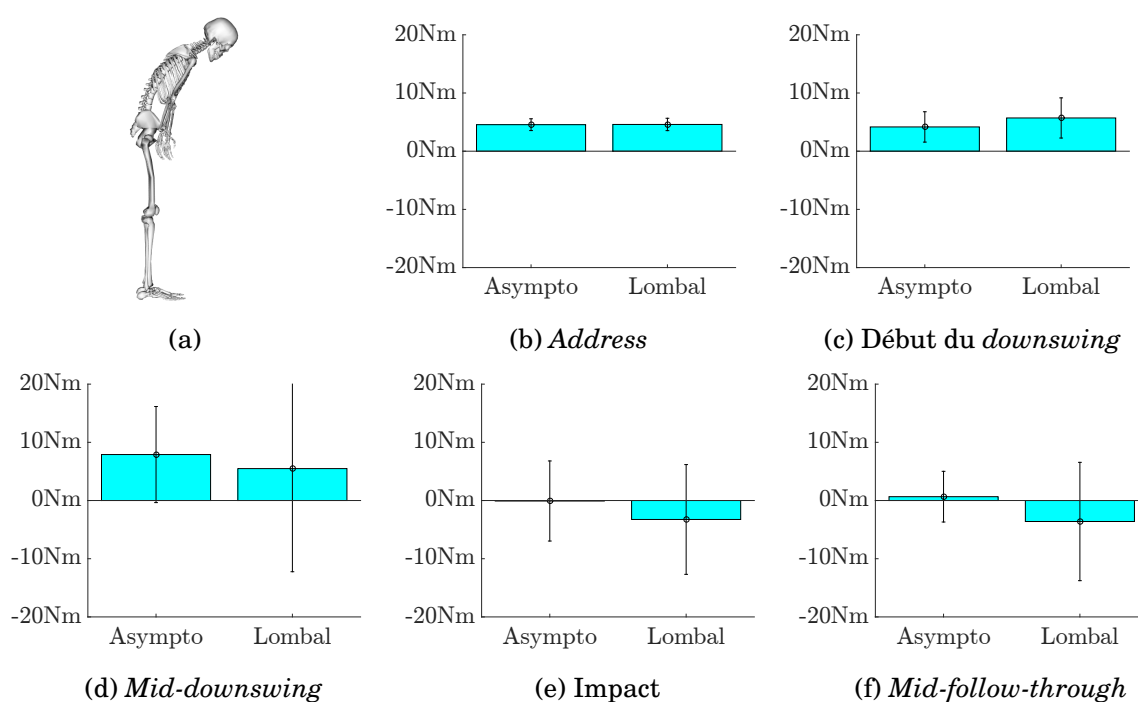


FIGURE I.10 – Moyennes et écarts-types du moment de flexion/extension du tronc, à l'address (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'impact (e) et au *mid-follow-through*.

Il n'existe que très peu de différence entre les deux groupes, même au niveau du *mid-follow-through*, concernant le moment d'inclinaison latérale.

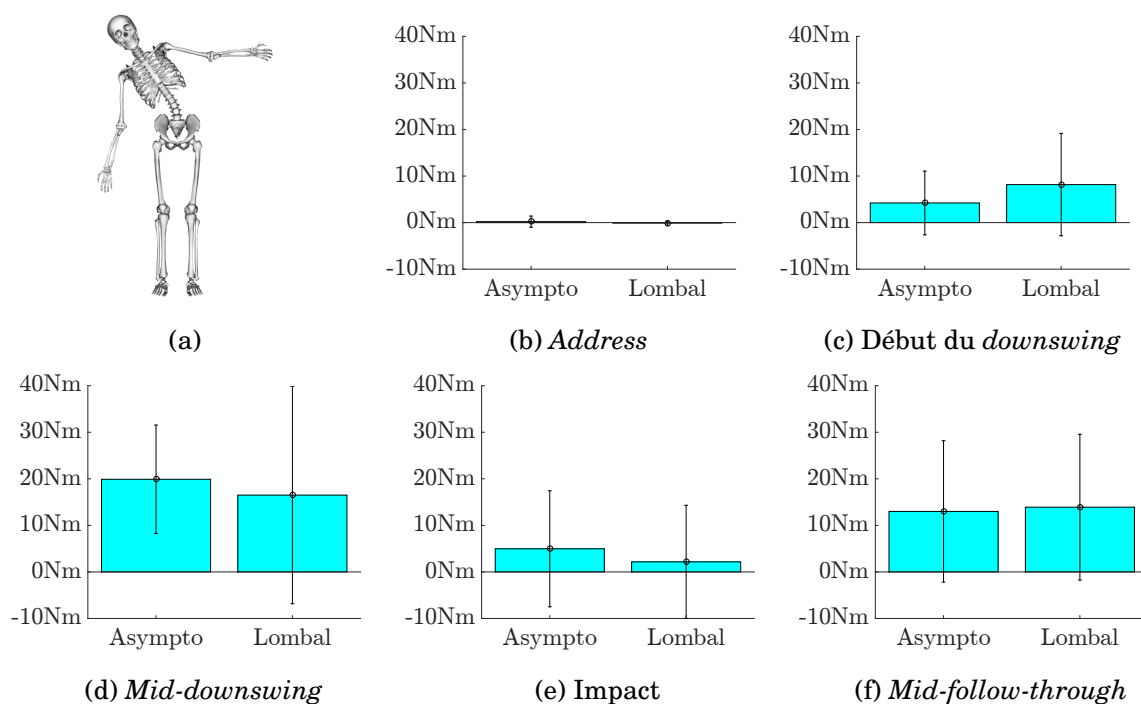


FIGURE I.11 – Moyennes et écarts-types du moment d'inclinaison latérale du tronc, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'*impact* (e) et au *mid-follow-through*.

Le moment de rotation axiale du tronc pour les deux groupes est semblable jusqu'au début du downswing. Des différences apparaissent au mid-downswing où le groupe GD génère plus de moment que le groupe GA, contrairement au mid-follow-through où c'est le groupe GA qui génèrent un moment de rotation axiale plus important. Cependant, les variations intra-groupes sont très grandes pour en tirer une tendance nette.

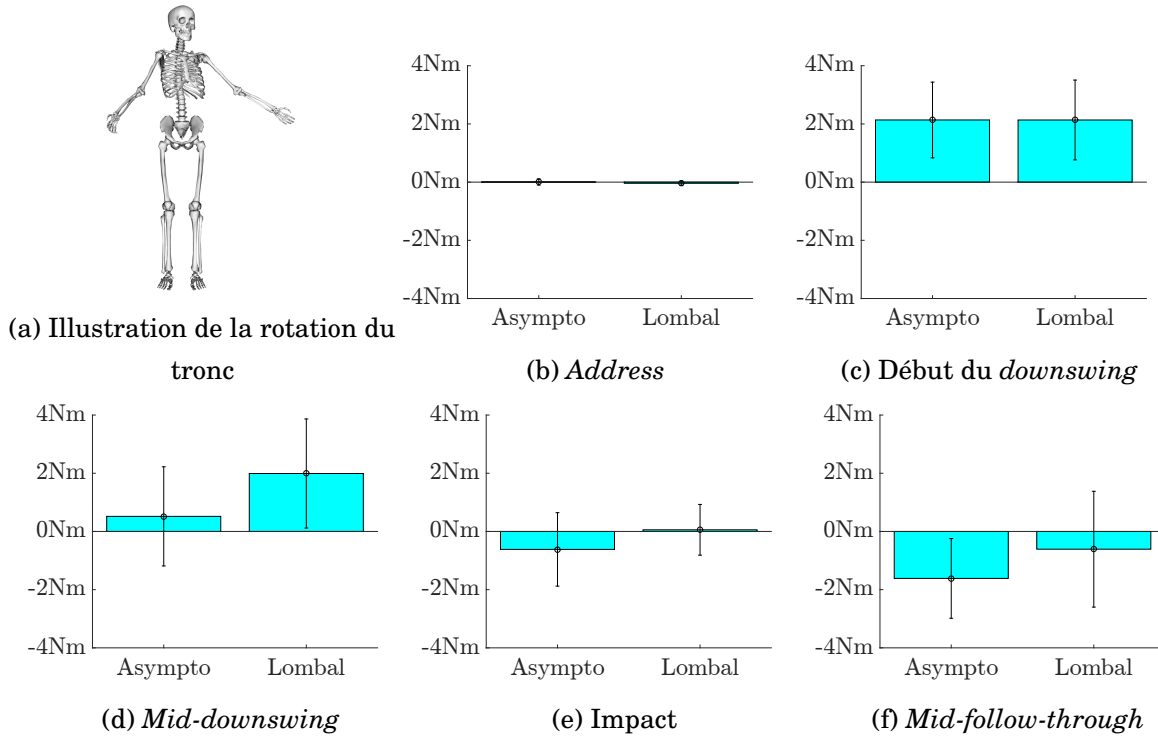


FIGURE I.12 – Moyennes et écarts-types du moment de rotation axiale du tronc, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'*impact* (e) et au *mid-follow-through*.

I.3.2 Hanche gauche

Le moment de flexion semble légèrement plus important après l'impact chez les joueurs du groupe GD lors du *downswing*.

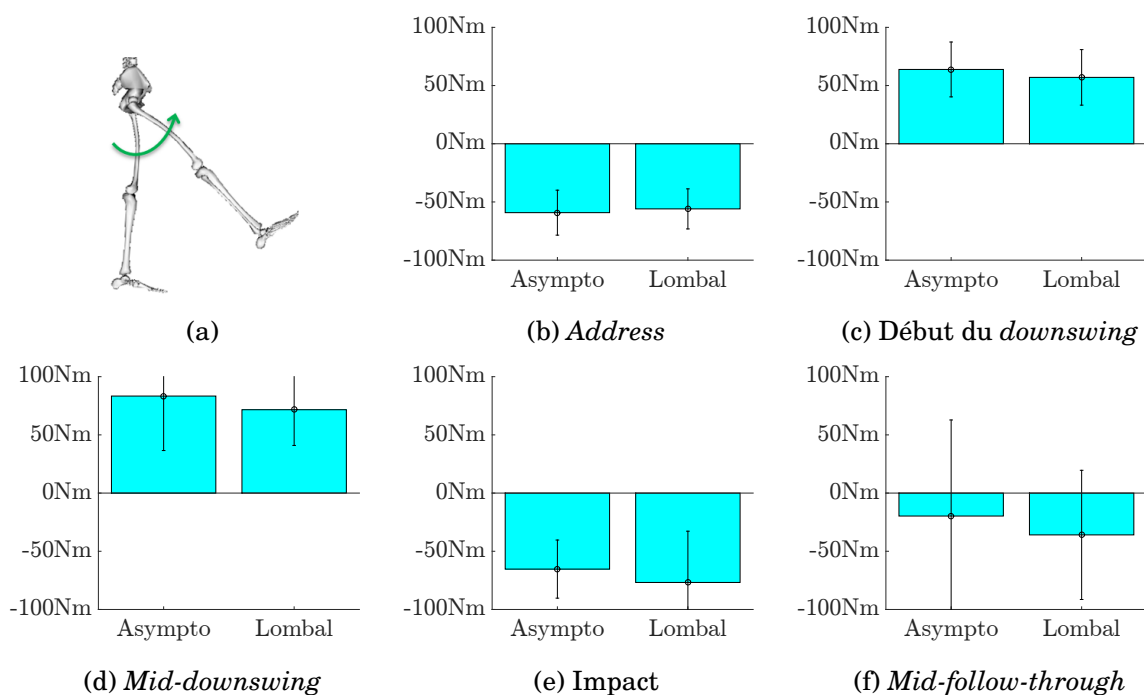


FIGURE I.13 – Moyennes et écarts-types du moment de flexion de hanche gauche, l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'*impact* (e) et au *mid-follow-through* (f)
Barres : moyenne, traits : écart-type.

Le moment de rotation de hanche gauche est légèrement plus faible chez les joueurs du groupe GD lors du *follow-through* que celui du groupe GA.

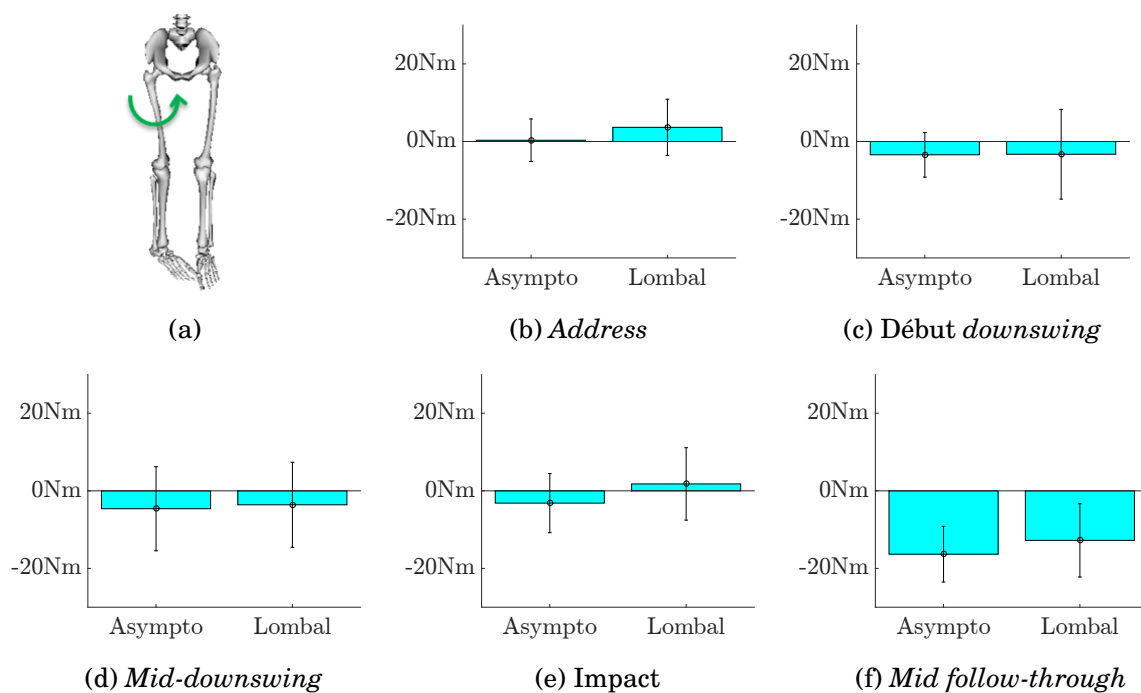


FIGURE I.14 – Moyennes et écarts-types du moment de rotation de hanche gauche, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'*impact* (e) et au *mid-follow-through*.

Peu de différences entre les moments d'adduction des deux groupes. Les sujets du groupe GD ont un moment légèrement important à l'impact. Mais les écarts intra-groupes sont trop importants pour en déduire une tendance nette.

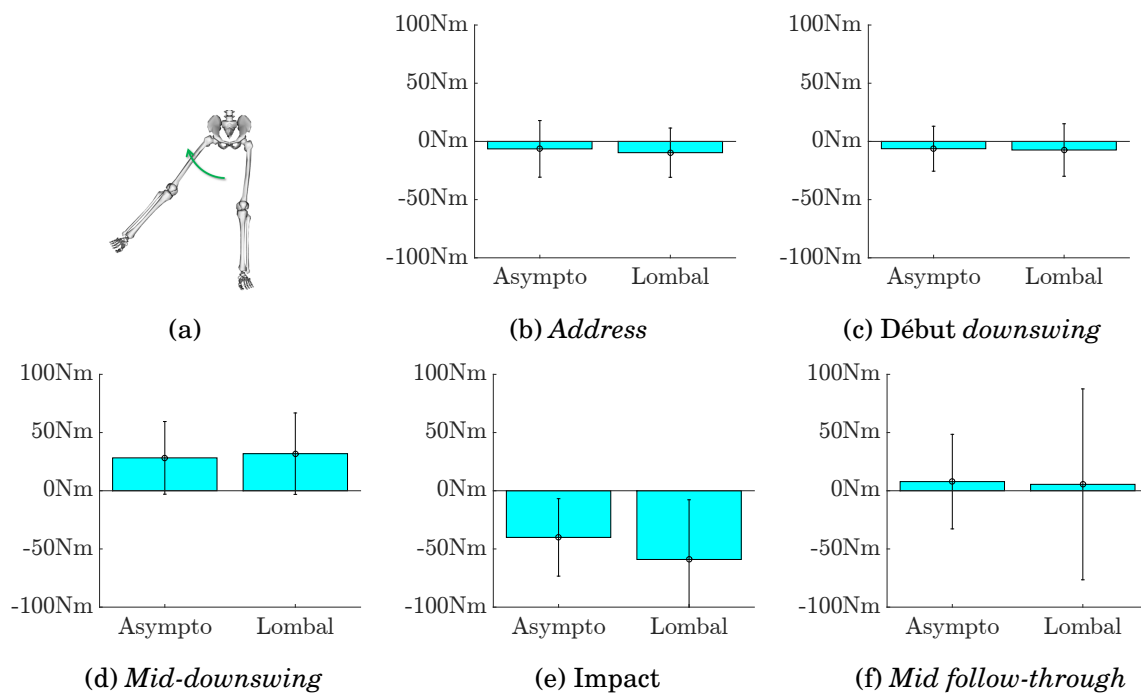


FIGURE I.15 – Moyennes et écarts-types du moment d'adduction de hanche gauche, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'*impact* (e) et au *mid-follow-through*.

I.3.3 Hanche droite

La flexion de hanche droite est semblable pour les deux groupes jusqu'au *downswing*. A partir de l'impact, des différences sont mesurées. Le groupe GD a une légère augmentation du moment d'extension au niveau de l'impact. Mais surtout, au *mid-follow-through*, le groupe des sujets du groupe GD arrive à diminuer le moment de flexion de hanche droite par rapport au groupe GA. Toutefois, cette différence ne semble être significative qu'au *mid-follow-through*.

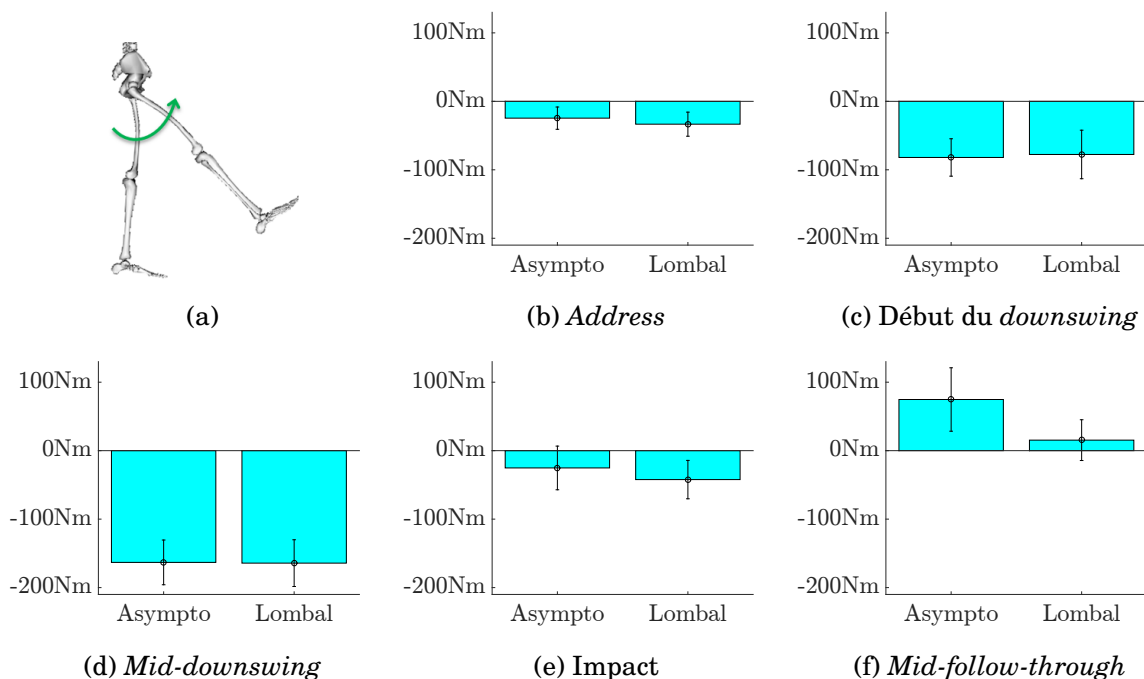


FIGURE I.16 – Moyennes et écarts-types du moment de flexion de hanche droite, l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'*impact* (e) et au *mid-follow-through* (f)

Barres : moyenne, traits : écart-type.

Peu de différences semblent exister entre les deux groupes concernant le moment de rotation de hanche droite. Seule une tendance à solliciter plus la hanche droite lors du *doswingswing* semble exister pour le groupe des sujets du groupe GD.

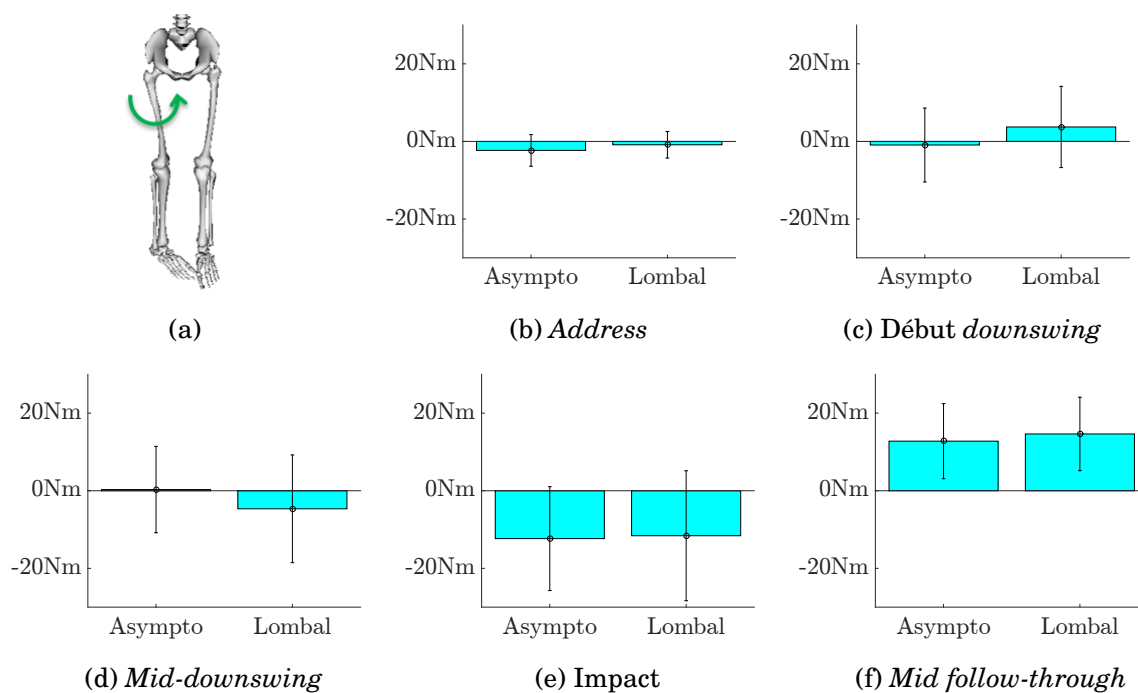


FIGURE I.17 – Moyennes et écarts-types du moment de la rotation de hanche droite, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'*impact* (e) et au *mid-follow-through*.

Le moment d'adduction de la hanche droite ne diffère que lors du *mid-follow-through* où les sujets du groupe GD auraient une tendance à plus solliciter leur hanche droite. Toutefois la disparité intra-groupe est trop importante pour en déduire une tendance nette.

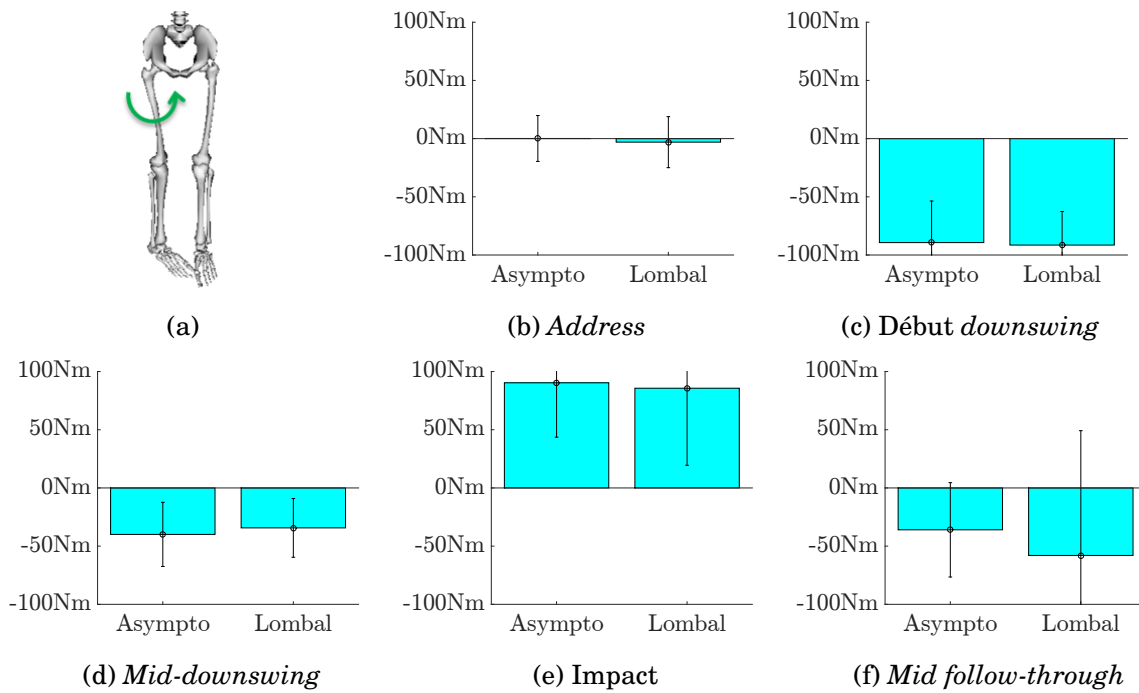


FIGURE I.18 – Moyennes et écarts-types du moment d'adduction de hanche droite, à l'*address* (b), au début du *downswing* (c), au *mid-downswing* (d), à l'*impact* (e) et au *mid-follow-through*.

Les différences entre les deux groupes sont un peu plus marquées en dynamique que celles en cinématique. Les plus grandes différences au niveau des moments articulaires surviennent surtout lors du *follow-through* avec une diminution du moment de flexion de la hanche droite, une diminution du moment rotation axial du tronc mais avec une augmentation du moment d'extension de tronc.

Globalement, les moments d'inclinaison latérale et de rotation axiale du tronc sont diminués chez les golfeurs du groupe GD, notamment en fin de mouvement, ceci s'effectuant par une augmentation des moments au niveau des hanches.

I.4 Puissances articulaires

Pour le rachis, la principale différence entre les deux groupes se situe au niveau de l'*impact* du *mid-follow-through* où une puissance négative plus importante est mesurée chez les joueurs de la catégorie GD, signifiant que les efforts et le mouvement sont de signes opposés et donc que les muscles sont sollicités en excentriques. Cela pourrait être un élément expliquant l'apparition de douleurs lombaires ou une adaptation du golfeur à sa douleur. Cette même tendance se retrouve au niveau du genou gauche. Moins de différences sont notables entre les deux groupes.

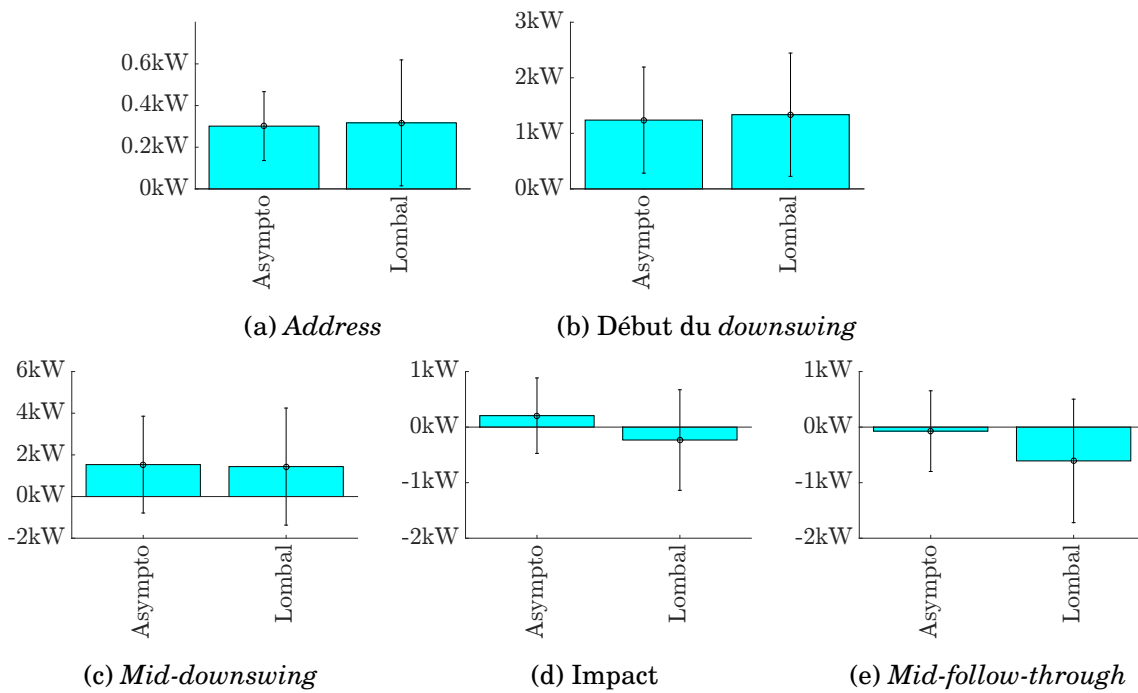


FIGURE I.19 – Puissance totale au rachis

Barres : moyenne, traits : écart-type.

I.5 Conclusion

Les golfeurs du groupe GD semblent avoir créé une légère modification de leur swing afin de réduire les moments au niveau du rachis lombaire. Ces modifications ne semblent pas se faire au prix d'une baisse de performance.

Cependant, cette tendance reste à confirmer car les écarts-types des quantités intra-groupe restent très grands. Il serait nécessaire d'affiner la création des groupes afin d'améliorer l'analyse qui peut être faite. En effet, ont été considérés dans le groupe GD, indifféremment, ceux qui ont déclaré des douleurs lombaires régulières et ceux qui ont une lombalgie avérée. Or, la séparation en deux groupes suivant ce critère peut être subjective, il faudrait trouver un moyen plus objectif de séparer les deux populations. De plus, le groupe contrôle est constitué de sujets qui peuvent présenter d'autres pathologies ou caractéristiques qui pourraient modifier leur swing. Ainsi, avec un tel échantillon il paraît difficile de mettre en avant une différence nette due aux douleurs lombaires.

Annexe J

Diffusion du travail et implications scientifiques

Sommaire

J.1	Implications scientifiques et prix	317
J.2	Articles scientifiques	317
J.2.1	Effect of shoulder model complexity to study upper-body kinematics during the golf swing. (en revue au <i>Journal of Biomechanics</i>)	318
J.2.2	The importance of computation method on the kinematic sequence of the golf swing. (en revue au <i>Journal of Sports Sciences</i>)	328
J.2.3	Evaluation of an ellipsoid mobilizer to model the scapulothoracic joint for the study of manual wheelchair locomotion. (en revue au <i>Journal of Biomechanics</i>)	336
J.3	Articles de congrès publiés, avec comité de relecture	345
J.3.1	Contribution of vertical and horizontal components of ground reaction forces on global motor moment during a golf swing : a preliminary study .	346
J.3.2	Determination of the intervertebral spinal axial rotation in a golf player population : a preliminary study	349
J.3.3	Evaluation of the Spine Axial Rotation Capacity of Golfers and its Distribution : a Preliminary Study (WSCG 2016, St Andrews, Scotland)	353
J.4	Communications internationales	357
J.4.1	Differences in hip and lumbar kinematics between professional and amateur golfers : a preliminary study (ISB 2017, Brisbane, Australia)	358
J.4.2	Difference in ground reaction forces between professional and amateur golfers : a preliminary study (ESB 2017, Séville, Spain)	360
J.4.3	Effect of hip joint center misplacement on hip kinematics during a golf swing (ESB 2016, Lyon, France)	362
J.4.4	Impact of hip joint misplacement on kinematics and kinetics during golf swing (ISBS 2016, Tsubaka, Japan)	364
J.4.5	Is kinetic motor moment a key for golf swing performance? A preliminary study. (WCB 2018, Dublin, Ireland)	369

J.4.6	Motor moment modification during golf swing. A preliminary study. (WCB 2018, Dublin, Ireland)	371
J.5	Communications nationales	373
J.5.1	Comparaison de la dynamique de la hanche entre la marche et le swing de golf. Comparaison d'un sujet asymptotique et d'un sujet avec prothèse de hanche. (SFTS 2017, Marseille, France)	374
J.5.2	Performance et risque de blessure au golf : étude du moment moteur dû aux efforts au sol (SFTS 2017, Marseille, France)	376
J.5.3	Détermination de la rotation intervertébrale axiale du rachis sur une population de golfeurs. Etude préliminaire. (SFTS 2017, Marseille, France)	378
J.5.4	Effet du type de surface sur la cinématique et la dynamique de la hanche en tennis de table chez des pongistes de haut niveau (SFTS 2017, Marseille, France)	380
J.5.5	Séquence d'activations musculaires lors du swing de golf : performance et prévention des blessures (SFTS 2016, Pau, France)	382
J.5.6	Intérêt de la personnalisation des modèles biomécaniques pour l'amélioration des performances et la prévention des blessures dans la pratique du golf (SFTS 2016, Pau, France)	383
J.5.7	Pathologies coxo-fémorales des pongistes de haut niveau : analyse stéréoradiographique (EOS) des paramètres pelviens et fémoraux (SFTS 2016, Pau, France)	385
J.6	Ouverture et vulgarisation	387
J.6.1	La conférence de biomécanique du golf	387
J.6.2	Journaux	390

J.1 Implications scientifiques et prix

- Co-chairman session de biomécanique du sport de la SB 2017 à Reims
- Lauréat du programme de parrainage de la SB 2017 à Reims
- Lauréat du programme de bourse de voyage de la SB 2017 à Reims
- Prix de l'application la plus originale lors du *international OpenSim workshop for advanced users 2016*
- Co-chairman session de biomécanique du sport de l'ESB 2016 à Lyon

Le protocole de recherche du golf est désormais transféré à d'autres sports. Notamment une collaboration est désormais engagée entre la fédération française de tennis de table, l'INSEP et l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, dont des travaux préliminaires figurent dans les annexes J.5.4 et J.5.7.

J.2 Articles scientifiques

J.2.1 Effect of shoulder model complexity to study upper-body kinematics during the golf swing. (en revue au *Journal of Biomechanics*)

[BHT⁺17]

Maxime Bourgain¹, Samuel Hybois¹, Patricia Thoreux^{1,2}, Olivier Rouillon³, Philippe Rouch¹ et Christophe Sauret¹ Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers Paris-Tech, Paris, France¹ Hôpital Avicenne, université Paris 13, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, 93017 Bobigny, France² Fédération Française de Golf, 68 rue Anatole France, 92309 Levallois Perret, France³

Abstract The golf swing is a complex full body movement, where the spine and the shoulders are highly involved. In order to determine the shoulder kinematics during this movement, multibody kinematics optimization (MKO) can be recommended to reduce the soft tissue artifacts. However, the efficiency of this technique fully relies on the kinematic chain model used to represent the subject. Classically, in golf biomechanics researches, the shoulder is represented by a 3 degrees-of-freedom model representing the gleno-humeral joint. More complex and physiological models are already provided in the scientific literature but their interest to study the golf swing was not reported. This study aimed at quantifying the effect of complexing the shoulder model when studying the golf swing. Results obtained on three golfers showed the ability of the more physiological model to track more efficiently the experimental markers and resulted in significant joint kinematics differences. Hence, the model with 3 degrees-of-freedom between the humerus and the thorax may be inadequate when used with MKO and a more physiological model would be beneficial. Finally, results would also be improved through a subject-specific approach for the determination of the segment lengths.

Introduction The golf swing is a complex movement involving the whole body. If low back pain is the most common injury among golf players (Cole and Grimshaw, 2014; Gluck et al., 2008; McHardy and Pollard, 2005) shoulder injuries represent up to 18% (McHardy et al., 2006; Perron et al., 2016). From a performance point of view one of the key-parameter is the X-factor (Joyce et al., 2010; Kwon et al., 2013; Myers et al., 2008) that is supposed to represent the dissociation between shoulders and pelvic girdles. However, this parameter does not enable to distinguish the respective contributions of the spine and the shoulders. In an exploratory study based on medical images, shoulders were found to contribute to more than 40% of this axial dissociation (Bourgain et al., 2016). Because, the contribution of the spine and the shoulders may vary between subjects, it could result in excessive participation of some joints that could be decisive in the occurrence of low back pain and shoulder injuries. Hence, a biomechanical analysis during the golf swing can be beneficial for the understanding of the etiology of these injuries and the development of prevention procedures.

Quantifying the kinematics during a golf swing is the first step of a biomechanical analysis. However, spine and shoulder motions are difficult to record. Generally, in golf biomechanics, the shoulder is reduced to the glenohumeral joint (GHJ) (Egret et al., 2004, 2003; Nesbit, 2005) and kinematics is obtained from the orientation of the humerus with respect to the thorax. However,

the shoulder is a more complex structure that involves several joints working in a closed-loop kinematic chain, i.e. the sternoclavicular joint (SCJ) between the sternum and the clavicle ; the acromioclavicular joint (ACJ) between the clavicle and the scapula ; the scapulothoracic joint (STJ) between the scapula and the thorax, and the GHJ between the humerus and the scapula. In addition, motions of all these bones are difficult to record without invasive or irradiant procedures (Dal Maso et al., 2014 ; Matsui et al., 2006 ; McClure 2001) due to the large soft tissue artifacts (STA) occurring in this region. To compensate these artifacts from skin markers acquisition, some authors recommend the use of multibody kinematic optimization (MKO) (Lu and O'Connor, 1999 ; Seth et al., 2016 ; Blache et al., 2016 ; Duprey et al., 2016 ; Naaim et al., 2015). However, the accuracy of this technique fully relies on the kinematic chain model used to represent the subject. Many shoulder models are related in the literature (Duprey et al., 2016). Globally, two main categories can be considered : models only considering GHJ with the scapula fixed in the thorax frame, versus models considering the motion of the scapula on an ellipsoid representing the thorax, generally with a constraint due to the clavicle length. If the second category obviously appears more physiologic, the scaling of these models to individuals is not trivial (Prinhold and Bull, 2014 ; El Habachi et al., 2015 ; Duprey et al., 2017 ; Naaim et al., 2017) and may result in inaccurate kinematics. In addition, the effect of the model complexity would be either crucial or negligible depending on the studied movement. Until now, no study has quantified the interest of the shoulder model complexity for the calculation of upper-body kinematics during the golf swing. The aim of this study was to quantify the effect of complexing the shoulder model to quantify the upper-body kinematics during the golf swing through MKO. We hypothesized that reconstructed kinematics would be significantly affected by the shoulder kinematic chain model when studying the golf swing movement.

Material and Methods

Experiments Three golfers were volunteers to participate in this study (Table 1). They were previously informed about the protocol and signed a written informed consent form prior to the beginning of the experiments. The protocol was approved by an independent ethics committee (2015-A01760-49, Ile de France X).

Participants were equipped with 65 reflective markers allowing a full-body analysis (Figure 1, SM1). Each participant performed his personal warm-up routine followed by a static acquisition in a reference anatomical position, and a series of 20 golf swings performed with their personal driver in an indoor motion analysis laboratory. Markers trajectories were tracked by a 12-camera optoelectronic motion capture system (Vicon system, Oxford metrics, UK ; 200 Hz). The swing performance was obtained through a golf launch monitor (TrackMan 3, Trackman, USA). Three shots were taken into account for each participant, selected as best, median and lowest performance.

Data processing and multibody model Data were processed through a MKO technique implemented in OpenSim3.3 software (Delp et al., 2007, 1990). For that purpose, a full-body model was created based on the model of Raabe (Raabe and Chaudhari, 2016) where the shoulders

were modified by the scapulothoracic joint model of Seth (Seth et al., 2016). For the shoulder, it resulted in 2 rotational degrees-of-freedom (DoF) for SCJ, 3 rotational DoF for ACJ (through a point constraint between the clavicle and the acromion), 3 rotational DoF for GHJ, and a contact ellipsoid for the STJ. All the DoF were unclamped to avoid the effect of joint magnitude limitation and then focusing only on the number of shoulder DoF.

Based on this generic multibody model, the first step was to scale the model (segments and contact points) to each participant based on the static acquisition. This first scaled model (MP) was then used to create a second model with a simplified kinematic chain for the shoulder (MS). This simplified kinematic chain was obtained by locking the both sternoclavicular and the scapulothoracic joints in the neutral position obtained in the static acquisition, resulting in a shoulder model reduced to the GHJ with 3 rotational DoF and with the scapula fixed in the thorax frame. All trials were processed using both models with the same computational conditions (SM1) using the inverse kinematics tool implemented in Opensim software.

Data Analysis For both models, differences between locations of measured and reconstructed markers were expressed individually by the root mean square distance (RMSD) during the whole swing duration. To allow analysis by segment, a weighted average distance (WAD) was calculated with all the markers belonging to the same segment and based on both individual marker RMSD and on the weight they were assigned during the MKO processing (Table 2). The effect of considering a more physiological model of the shoulder was expressed as the “improvement” and computed by the difference between results obtained using MS minus results obtained using MP. Hence lower marker RMSD or segment WAD resulted in positive “improvement” value. Finally, differences in joint kinematics were also computed for all DoF and reported as the angle RMSD for SCJ, STJ and GHJ.

Results Within the 9 processed trials (3 subjects x 3 swings), markers RMSD ranged from 3.7 to 31.2 mm with model MP and from 3.6 to 67.1 mm with model MS. In average, markers RMSD was 13.8 mm (SD : 5.6 mm) with MP and 19.9 mm (SD : 12.0 mm) with MS. For most of the markers and acquisitions, markers RMSD were reduced with MP. In average, the improvement in marker RMSD was 12.7 mm (SD : 12.0 mm) for markers of the trunk and upper-limbs.

As expected, segment WAD was improved for the trunk and all segments of the upper-limbs with MP (Table 2). The right scapula (mean : 22.7 mm, SD : 6.1 mm) and the right shoulder (mean : 17.8 mm, SD : 4.5 mm) were particularly affected. Even if more limited, the segment WAD was also improved for the pelvis using MP (mean : 3.8 mm, SD : 2.5mm), particularly for subject 3 (about 6.8 mm). Hands were unsymmetrically affected with improvement of 6.3 mm (SD : 1.2 mm) for the left hand versus 2.3 mm (SD : 1.9 mm) for the right hand. Lower limbs were not significantly affected with segment WAD ranging from -0.4 to 1.1 mm. As a consequence of the differences in marker reconstructions using both models, the joint kinematics were significantly affected (Table 3). In average for the trunk and upper-limbs, angle RMSD was 15.8° (SD : 13.6°) and ranged from 1.5° (subject S1, right forearm pronation-supination) to 82.2° (subject S3, left humeral axial rotation). The DoF of the left upper limbs were the most affected, and in particular

the humeral axial rotation (82.2° SD : 21.4°), the shoulder elevation (39.5° , SD : 12.3°), the scapula abduction (38.4° , SD : 14.7°) and the left scapula upward rotation (25.8° , SD : 6.2°) (Figure 2). DoF of the right shoulder were less affected but not negligibly with angle RMSD of 17.4° (SD : 8.4°) for the humeral axial rotation, 17.1° (SD : 6.8°) for shoulder elevation, 13.3° (SD : 4.1°) for scapula abduction, 12.4° (SD : 1.9°) for scapula elevation and 17.3° (SD : 11.0°) for scapula upward rotation. All the curves of the shoulders DoF during the best swing of the three subjects are given for both models as supplementary material.

Discussion As expected, the markers which are the closest to the shoulders were the most affected by the change in shoulder kinematic chain. All these markers were positively affected by the use of the more physiological shoulder model (MP), resulting in a decrease of their RMSD. The differences between right and left upper limbs can be explained by the higher mobility of the left scapula (in particular at the end of the backswing), which then benefited more from the additional mobilities allowed by the model MP. Among the different bodies involved in the shoulder complex (thorax, clavicle, scapula and humerus), the clavicles appeared less, but positively, improved by the use of model MP. This can be explained by both the reliability and the total weight (for MKO) attributed to the markers fixed on this segment. Indeed, even if the single clavicle marker was fixed on the middle part of the clavicle, which was showed to be less impacted by STA, this one remained high (Blache et al., 2017). In addition, even if it was chosen to attribute to this marker the same weight than more reliable anatomical markers, the total markers weights of clavicles were lower than the ones of thorax and scapulae. As translation and some rotations (assumed to be unphysiological) are not allowed between segments in both models, errors induced by a poor definition of shoulders may spread to more distal segments such as pelvis or hands. As a result, markers of the pelvis and the hands were also positively affected by the use of model MP.

By definition of MKO technique, the change in RMSD between reconstructed and experimental markers resulted from a change in the generalized coordinates (i.e. joint angles). Hence, joints kinematics were found significantly altered by the change of shoulder model. For the scapula, which was fixed to the thorax in model MS, it resulted in angles difference ranging from 10 to 40° in average. In particular, as scapulae were fixed to the thorax, a difference exceeding 80° was noted in left humeral axial rotation for subject 3. This can be explained mainly by the absence of scapula abduction in model MS; and also, to a smaller extent, by the absence of translation of the glenohumeral joint in model MS that required a compensation of humeral axial rotation to bring the hand markers closer to their experimental locations.

Finally, this study demonstrated the decisive effect of the shoulder model to efficiently track the upper-body kinematics during the golf swing based on MKO technique. The advantage of MKO is to limit the effect of STA but its efficiency fully relies on the model definition. These models include joint definitions with DoF but also locations of these joints. In the present study, the effect of DoF was investigated but results would also be affected by the location of the joint. Hence particular attention would also be paid to the adaptation of the model to individuals. This personalization procedure is considered as one of the main challenges for the years to come by some authors (Duprey et al., 2016), and in particular the clavicle length (i.e. distance between

SCJ and ACJ) which has already been proved to be decisive (El Habachi et al., 2015).

Acknowledgement This work was partially founded by the french ministry of research through a CDSN grant. Authors would like to thank the french federation of golf for their help for recruiting golfers, TrackMan and Titleist for the equipment loan, and the volunteers.

References

- Blache, Y., Dumas, R., Lundberg, A., Begon, M., 2016. Main component of soft tissue artifact of the upper-limbs with respect to different functional, daily life and sports movements. *J. Biomech.*
- Bourgain, M., Sauret, C., Rouch, P., Thoreux, P., Rouillon, O., 2016. Evaluation of the Spine Axial Rotation Capacity of Golfers and its Distribution. *Human Kinetics.*
- Cole, M.H., Grimshaw, P.N., 2014. The crunch factor's role in golf-related low back pain. *Spine J.* 14, 799–807.
- Dal Maso, F., Raison, M., Lundberg, A., Arndt, A., Begon, M., 2014. Coupling between 3D displacements and rotations at the glenohumeral joint during dynamic tasks in healthy participants. *Clin. Biomech. Bristol Avon* 29, 1048–1055.
- Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E., Thelen, D.G., 2007. OpenSim : open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 54, 1940–1950.
- Delp, S.L., Loan, J.P., Hoy, M.G., Zajac, F.E., Topp, E.L., Rosen, J.M., 1990. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 37, 757–767.
- Duprey, S., Naaïm, A., Moissenet, F., Begon, M., Chèze, L., 2016. Kinematic models of the upper limb joints for multibody kinematics optimisation : An overview. *J. Biomech.* 0.
- Egret, C., Dujardin, F., Weber, J., Chollet, D., 2004. 3D Kinematic analysis of the golf swings of expert and experienced golfers. *Journal of Human movement studies.*
- Egret, C.I., Vincent, O., Weber, J., Dujardin, F.H., Chollet, D., 2003. Analysis of 3D kinematics concerning three different clubs in golf swing. *Int. J. Sports Med.* 24, 465–470.
- Gluck, G.S., Bendo, J.A., Spivak, J.M., 2008. The lumbar spine and low back pain in golf : a literature review of swing biomechanics and injury prevention. *Spine J. Off. J. North Am. Spine Soc.* 8, 778–788.
- Habachi, A.E., Duprey, S., Cheze, L., Dumas, R., 2015. A parallel mechanism of the shoulder—application to multi-body optimisation. *Multibody Syst. Dyn.* 33, 439–451.
- Joyce, C., Burnett, A., Ball, K., 2010. Methodological considerations for the 3D measurement of the X-factor and lower trunk movement in golf. *Sports Biomech.* 9, 206–221.
- Kwon, Y.-H., Han, K.H., Como, C., Lee, S., Singhal, K., 2013. Validity of the X-factor computation methods and relationship between the X-factor parameters and clubhead velocity in skilled golfers. *Sports Biomech.* 12, 231–246.
- Lu, T.W., O'Connor, J.J., 1999. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *J. Biomech.* 32, 129–134.

- Matsui, K., Shimada, K., Andrew, P.D., 2006. Deviation of skin marker from bone target during movement of the scapula. *J. Orthop. Sci.* 11, 180–184.
- McClure, P.W., Michener L.A., Sennett B.J., Karduna A.R., 2001. Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery.* 10, 269-277.
- McHardy, A., Pollard, H., 2005. Lower back pain in golfers : a review of the literature. *J. Chiropr. Med.* 4, 135–143.
- McHardy, A., Pollard, H., Luo, K., 2006. Golf injuries : a review of the literature. *Sports Med. Auckl. NZ* 36, 171–187.
- Myers, J., Lephart, S., Tsai, Y.-S., Sell, T., Smoliga, J., Jolly, J., 2008. The role of upper torso and pelvis rotation in driving performance during the golf swing. *J. Sports Sci.* 26, 181–188.
- Naaim, A., Moissenet, F., Dumas, R., Begon, M., Chèze, L., 2015. Comparison and validation of five scapulothoracic models for correcting soft tissue artefact through multibody optimisation. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 18 Suppl 1, 2014–2015.
- Naaim, A., Moissenet, F., Duprey, S., Begon, M., Chèze, L., 2017. Effect of various upper limb multibody models on soft tissue artefact correction : A case study. *J. Biomech.* 0.
- Nesbit, S.M., 2005. A Three Dimensional Kinematic and Kinetic Study of the Golf Swing. *J. Sports Sci. Med.* 4, 499–519.
- Perron, C., Rouillon, O., Edouard, P., 2016. Epidemiological study on injuries and risk factors for injuries in the amateur golfer French high-level. *Ann. Phys. Rehabil. Med.*, 31st Annual Congress of the French Society of Physical and Rehabilitation Medicine 59, Supplement, e20.
- Prinold, J.A.I., Bull, A.M.J., 2014. Scaling and kinematics optimisation of the scapula and thorax in upper limb musculoskeletal models. *J. Biomech.* 47, 2813–2819.
- Raabe, M.E., Chaudhari, A.M.W., 2016. An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model : Model development and validation. *J. Biomech.* 49, 1238–1243.
- Seth, A., Matias, R., Veloso, A.P., Delp, S.L., 2016. A Biomechanical Model of the Scapulothoracic Joint to Accurately Capture Scapular Kinematics during Shoulder Movements. *PLoS ONE* 11, e0141028.

Figures

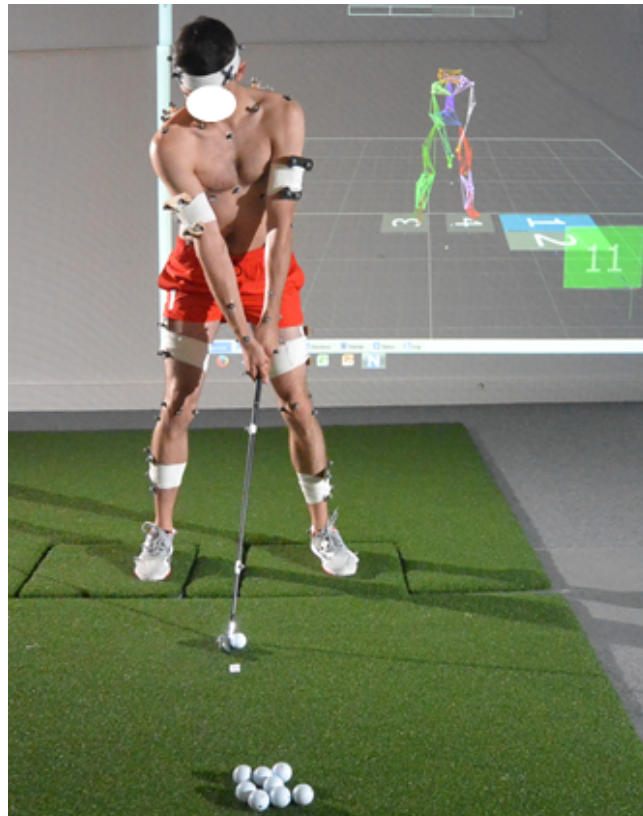


FIGURE J.1 – Photograph of a subject equipped with the markers during a experiments (here with a 6-iron club).

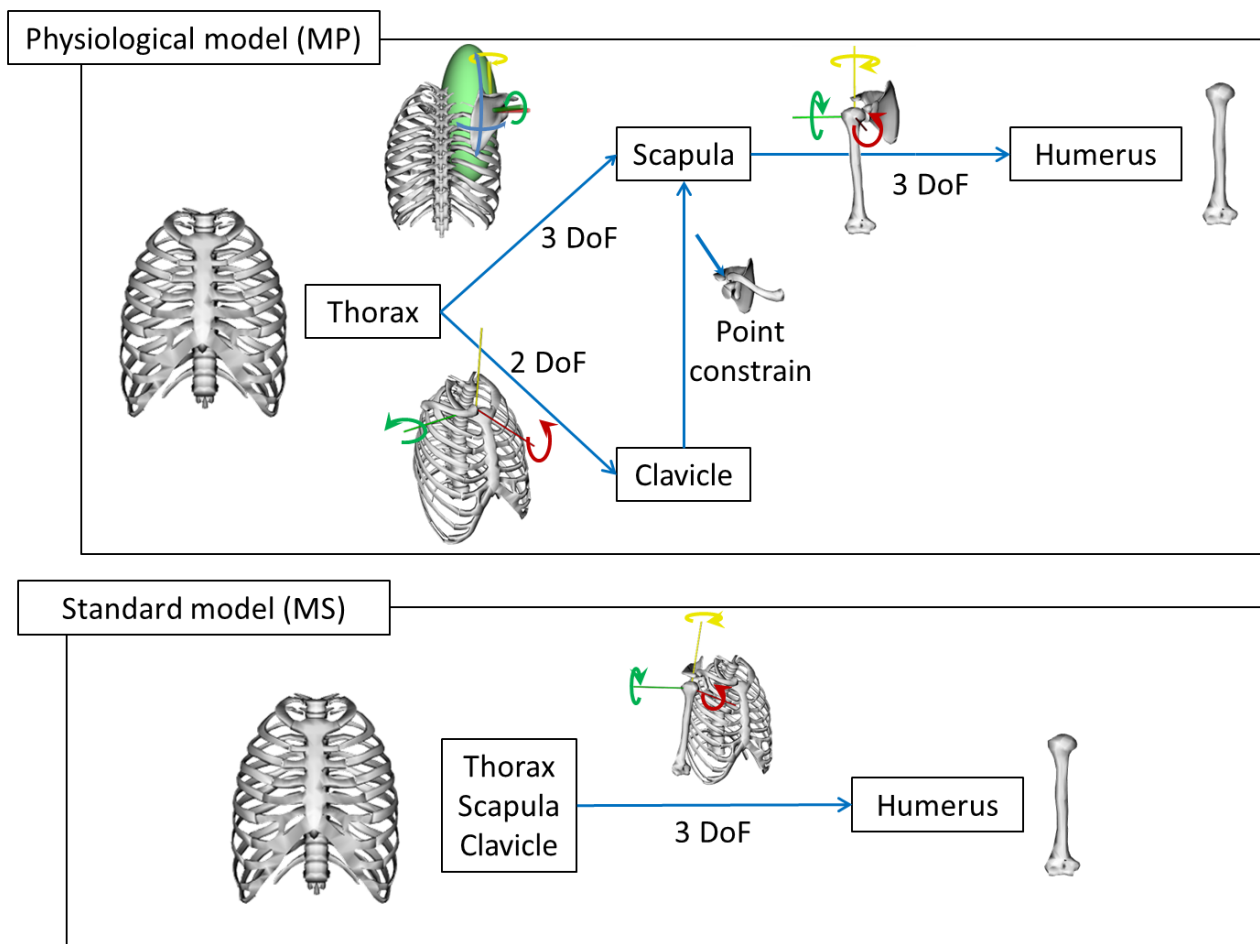


FIGURE J.2 – Detailed DoF modelling of the physiological model (MP) and the standard model (MS).

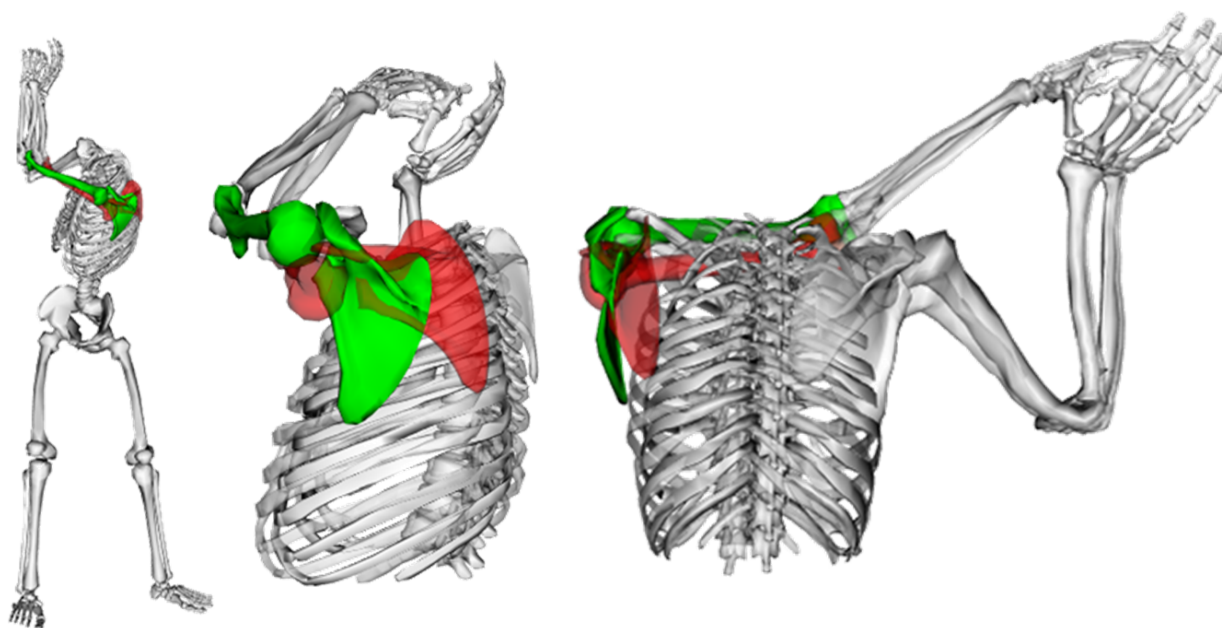


FIGURE J.3 – Visualization from front and lateral views of the left scapula and humerus of subject S2 obtained using MP (green) and MS (red).

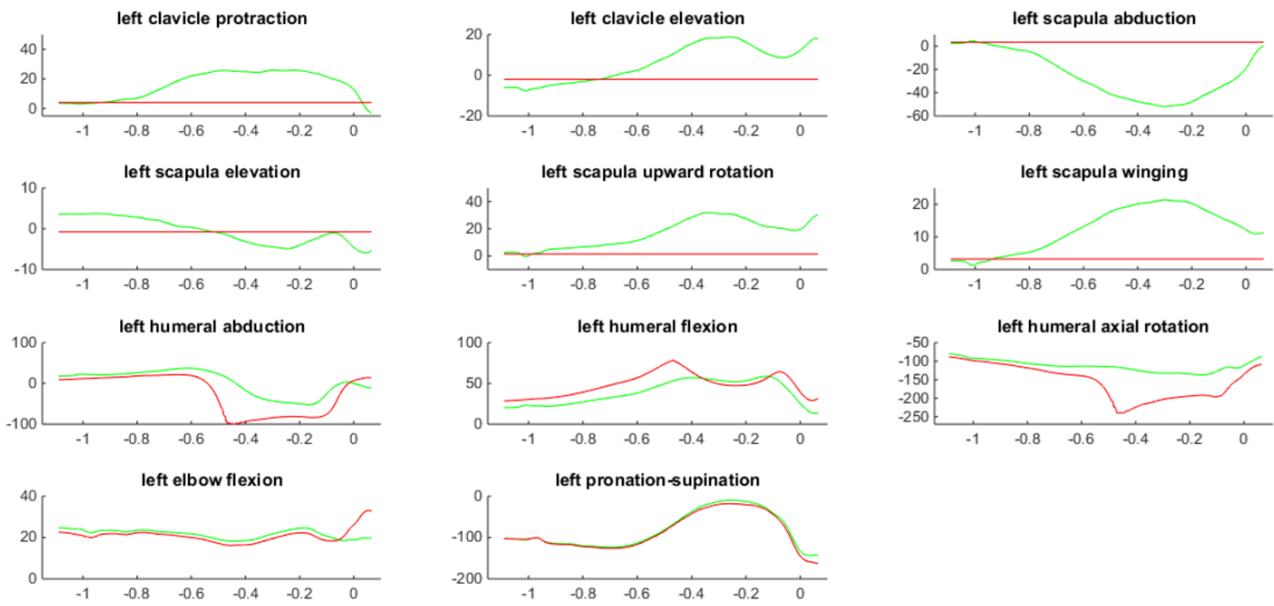


FIGURE J.4 – left shoulder and left elbow DoF variation during swing 1 of subject 1, with MS model (red) and MP model (green).

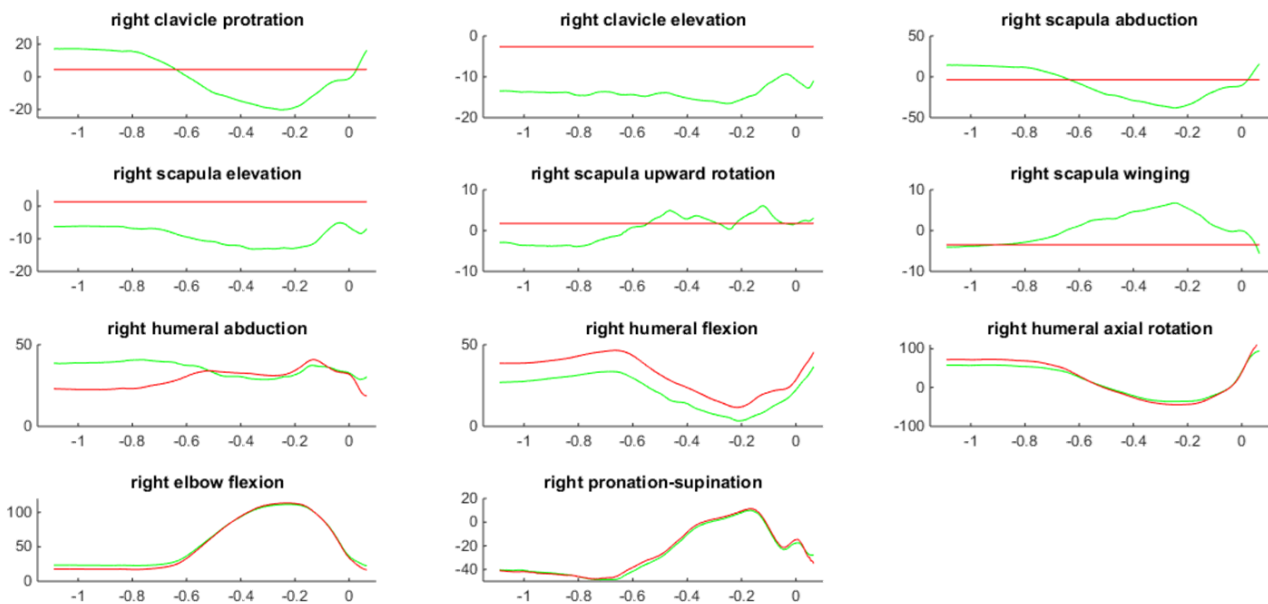


FIGURE J.5 – right shoulder and right elbow DoF variation during golf swing 1 of subject 1, with MS model (red) and MP model (green).

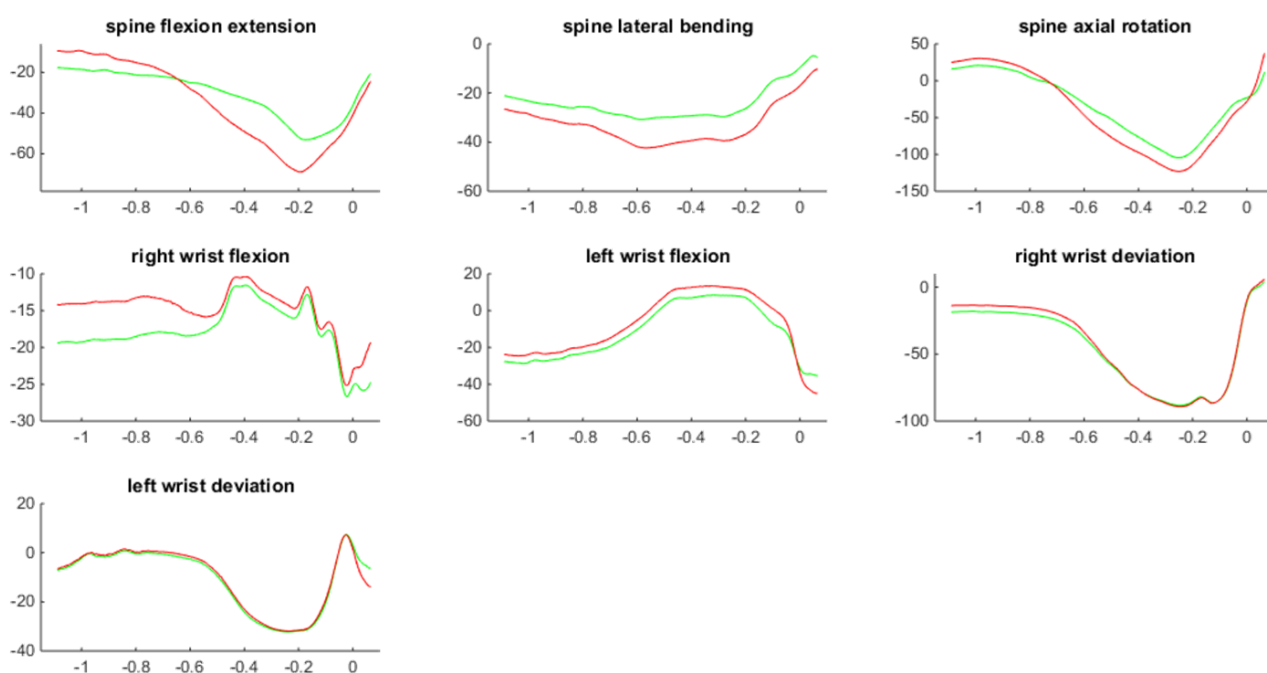


FIGURE J.6 – spine and wrists DoF variation during swing 1 of subject 1, with MS model (red) and MP model (green).

J.2.2 The importance of computation method on the kinematic sequence of the golf swing. (en revue au *Journal of Sports Sciences*)

[MSB⁺17]

Thibault Marsan¹, Christophe Sauret¹, Maxime Bourgain¹, Patricia Thoreux^{1,2}, Olivier Rouillon³ et Philippe Rouch¹ Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France¹ Hôpital Avicenne, université Paris 13, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, 93017 Bobigny, France² Fédération Française de Golf, 68 rue Anatole France, 92309 Levallois Perret, France³

Abstract The kinematic sequence that describes the proximal-to-distal sequencing of the rotation speeds of the body segments is used to describe the golf swing and is believed to be a key element for performance. However, up to now, heterogeneous results were reported into the literature in the order of sequencing. Hence, the aim of this article is to investigate to what extent differences in computational methods explain differences in kinematics sequence reported in the literature. Five male professional golfers were recruited for this study. They performed swings equipped with reflective markers captured by a 12-cameras optoelectronic motion capture system. Nine methods were investigated to identify the kinematic sequence. All these methods resulted in different kinematic sequence. Therefore, there is a need to define standards for measurement, calculation and identification procedures in order to determine the kinematics sequence.

Introduction Golf is a popular sport in which both amateurs and professionals want to achieve the best possible performance. In this objective, the quality of their swings is crucial and must often allow covering the longest distance possible while keeping the right direction toward the hole. One essential parameter to ensure the ball to cover a long distance is the ball flight initial velocity, which is induced by the linear velocity of the club head at the impact (Fradkin, Sherman, and Finch 2004). Hence, to maximize the club head speed, golfers need articular power. However, the quality of the contact at the impact is also essential to ensure the ball travels in the right direction (Neal *et al.* 2008). Considering the high number of degrees of freedom involved in the golf swing, the coordination is fundamental to ensure both power and control (Sprigings and Mackenzie 2002; Tinmark *et al.* 2010). In many other sports where the goal is also to maximize the speed of an object at the end of a kinematic chain, such as striking or throwing sports, the concept of kinematic sequence going from the proximal parts of the body toward the distal parts has been defined (Putnam 1993). The kinematic sequence refers to the reaching order of the maximum angular velocities of the different segments. This sequence is based on the principle of the summation of the angular velocities and would result in a maximal velocity at the end of the kinematic chain just before the impact or the release of the object. This concept was also applied to the golf swing (Neal *et al.* 2008; Crews and Cheetham 2008; Tinmark *et al.* 2010; Ferdinands, Kersting, and Marshall 2013; Horan and Kavanagh 2012; Vena *et al.* 2011) and the proximal to distal sequence was identified by several authors (Crews and Cheetham 2008; Tinmark *et al.* 2010; Vena *et al.* 2011; Horan and Kavanagh 2012) but not all (Neal *et al.* 2008; Ferdinands, Kersting, and Marshall 2013). Indeed, Ferdinands *et al.* (Ferdinands, Kersting, and Marshall 2013) concluded that there was no particular sequence correlated with a good performance.

However, these authors focused on the trail side while all other studies focused on the lead side. Neal *et al.* (Neal *et al.* 2008) also concluded that there was no proximal-to-distal sequence for the golf swing and that if a high club head velocity is needed for covering long distance, it is not sufficient to achieve the best performance as the contact between the club and the ball at the impact is also crucial. However, considering the details about the methodologies, it appears that in all these studies, the segmental angular velocities used for determining the kinematic sequence were never defined or computed in the same way. Indeed, Vena *et al.* (Vena *et al.* 2011) expressed the angular velocity around instantaneous screw axes, *i.e.* expressing the norm of the angular velocity vector. Cheetham (Crews and Cheetham 2008) expressed the angular velocities into each segment local coordinate systems and considered only the longitudinal component for the pelvis and the thorax and the projected component of the angular velocity vector into the instantaneous swing plane for the arm and the club to determine the kinematic sequence. In their paper, Neal *et al.* (Neal *et al.* 2008) stated "the angular velocities were calculated" and then "the velocities represent the rates of flexion/extension, tilting/lateral bending or radial-ulnar deviation and axial rotation to represent the angular velocities" that is not clear about the calculation and which components were finally taken into account for determining the kinematic sequence. Others, (Horan and Kavanagh 2012) used the Poisson equation (Craig 2004) to compute the angular velocities and defined the kinematic sequence based on the norms of the angular velocity vectors. Finally, Ferdinands *et al.* (Ferdinands, Kersting, and Marshall 2013) took the first derivatives of the Euler parameters (Baruh 1999) but did not report the components selected for the kinematic sequence determination. Hence, the effect of the calculation method and the components selected for the determination of the kinematic sequence can be questioned and could potentially explain the divergence in the results of the different studies. In order to answer this question, the aim of this study was to test different methods on the same data set to evaluate the effect of the methodology on the determination of the kinematic sequence during the golf swing.

Material and Methods

Subjects and data collection Five right handed male professional golfers were recruited for this study with the agreement of the relevant ethic committee (CPP Ile de France X, France, 2015-A01760-49). They were 31.8 years old (SD : 9.6 y.o. ; range : 20-50 y.o.), height 187.6 cm (SD : 5.5 cm ; range 179-195 cm), and weight 91.8 kg (SD : 9.4 kg ; range 80-105 kg). They were all informed about the protocol and signed a written informed consent form before the beginning of the experiments. Participants were instructed to complete a full warm up including practice swings to get comfortable with the environment and the experimental setup. A total of 20 swings were then recorded for each participant and the best swing was selected for analysis based on the club head velocity at the impact. During the experiments, participants were equipped with 84 reflective markers including anatomical and technical markers allowing a full body analysis (Table 1 and Figure 1). Segment coordinates system were defined according to the recommendations of the International Society of Biomechanics (Wu *et al.*, 2002, 2005 ; Wu & Cavanagh, 1995). Three dimensional locations of the reflective markers were captured using a 12-cameras optoelectronic

motion capture system (Vicon® System, ©Oxford Metrics Inc., UK) working at 200 Hz ; and ball flight characteristics were assessed through a dedicated launch monitor (TrackMan 3, Trackman, USA).

Data preparation and data processing First, markers trajectories were smoothed with an average sliding window (5 values). Second, gaps in trajectories were filled using a C2-spline interpolation for gaps lower than 15 frames (0.075 s) and using a rigid registration (from a static acquisition) based on the other markers of the same segment for higher gaps. The beginning of the downswing was identified visually based on the motion of the club head markers (change of direction) and the impact was determined when the club head markers crossed the mediolateral location of a marker placed in front of the ball. In order to minimize the impact of the soft tissue artefact on the kinematics results, a multibody kinematic optimization (MKO) was performed using OpenSim 3.3 software (Delp *et al.*, 2007) based on a full-body model based on the model of Raabe (Raabe & Chaudhari, 2016) and modified by the scapulothoracic joint model of Seth (Seth, Matias, Veloso, & Delp, 2016) for the shoulders (Bourgain *et al.*, submitted to Journal of Biomechanics). Data were then processed using a classical workflow starting with a scaling of the model to fit the anthropomorphic characteristics of each participant, followed by a MKO (providing joint angles during the motion), both performed using OpenSim 3.3 dedicated tools. Finally, segment poses and velocities were exported from the “Analyze” tool.

Data Analysis Nine methods were investigated to determine the kinematic sequence. The six first relied on the angular velocities vector and the last three on the time derivative of the Euler-Cardan angles, i.e. Euler-angle rates. For the first method (M1) the kinematic sequence was determined from the maxima of the norm of the segment angular velocities (Horan, Evans, Morris, & Kavanagh, 2010; Nealet *et al.*, 2008; Vena *et al.*, 2011). In the second method (M2), only the longitudinal components of the segmental angular velocities were considered (definition close to Crews & Cheetham, 2008). The method M3, relied on the angular velocities in the swing plane, i.e. following the direction normal to the swing plane, which was determined as the least square plane passing by all the points that described the trajectories of the 4 markers of the club from the early backswing to the mid-follow-through. The next three methods (M4 to M6) used the projection of the angular velocity vector onto the three axes of the global coordinate system : anterior-posterior axis corresponding to the frontal plane (M4), vertical axis corresponding to the transversal or coronal plane (M5), and medio-lateral axis corresponding to the sagittal plane (M6). The last three methods (M7 to M9) were based on the longitudinal component (Y) of the Euler-angle rates calculated based on a finite difference method from angles obtained using a X-Y-Z” sequence order (i.e. lateral inclination then axial rotation and finally forward/backward inclination) for M7 ; using a X-Z-Y” sequence order (i.e. lateral inclination then forward/backward inclination and finally axial rotation) for M8 ; and using a Y-Z-X” sequence order (i.e. axial rotation then forward/backward inclination and finally lateral inclination) for M9. In accordance with the literature, only the downswing was considered to determine the kinematic sequence (Crews & Cheetham, 2008; Neal *et al.*, 2008; Vena *et al.*, 2011). The segments considered were the pelvis

(P), the thorax (T), and the left side (lead side) for the arm (A), the forearm (F) and the hand (H). A Matlab routine (MATLAB R2014a, The Mathworks, Inc., Natick, Massachusetts, United States) was used to make the different projections and the determination of the timing of the maximum of the different segment angular velocities.

Results For the five analyzed swing, the club head velocities at the impact ranged from 42 to 52 m/s (mean 48 m/s), corresponding to assessed carries from 202 to 259 m (mean : 236 m, SD : 21 m). The duration of the downswing ranged from 0.22 to 0.29 s (mean : 0.25 s, SD : 0.03 s). Regarding the segment angular velocities, the maximum amplitudes (*i.e.* the norms) ranged from 425 to 600 deg/s for the pelvis (mean : 520 deg/s, SD : 66 deg/s); from 550 to 760 deg/s for the thorax (mean : 645 deg/s, SD : 79 deg/s); from 800 to 1330 deg/s for the arm (mean : 1016 deg/s, SD : 194 deg/s); from 1290 to 1930 deg/s for the forearm (mean : 1543 deg/s; SD : 242 deg/s) and from 1480 to 2100 deg/s for the hand (mean : 1719 deg/s, SD : 230 deg/s).

Figure 2 represents the time courses of the segmental angular velocities of one subject following methods M1 and M7. In these cases, the sequence found were PTAHF and TPHFA, respectively. The reaching order following the different methods and the different subjects are reported at table 2. Considering the methods, between five (participant 4) and eight (participants 3, 4, and 5) different kinematic sequences were obtained depending on the participant. Considering the participant, the different methods gave between two (M2) and five (M3 and M4) different kinematic sequences.

Discussion Peak values of angular velocities obtained in this study were in accordance with the results of Crew and Cheetham (Crews & Cheetham, 2008). In average, the peak values of angular velocities were in accordance with the principle of summation of angular velocities from the proximal parts to the distal parts of the body (Putnam, 1993). The club head linear velocities at the impact were also in accordance with the results reported with professional players (Crews & Cheetham, 2008) (109 mph \approx 48 m/s) as well as the downswing duration (Egret, Nicolle, Dujardin, Weber, & Chollet, 2006) (0.26 ± 0.02 s).

Concerning the timing, a proximal to distal kinematic sequence was found for four participants among the five using the method relying on the longitudinal components of the segmental angular velocities (M2) which was in accordance with the literature (Crews & Cheetham, 2008). Results based on the norm of the angular velocity vector (M1) were however not in accordance with the literature (Vena *et al.*, 2011) since a perfect proximal-to-distal sequence was not found even if more globally, the proximal parts (pelvis and thorax) reached their maximum before the distal parts (arm, forearm and hand) excepted for participant 5.

Because the swing plane is globally inclined near 45° with respect to the horizontal, it was expected similar results in the swing plane, the transversal plane and the frontal plane, *i.e.* with methods M3, M4 and M5. However, different sequences were found for all the participants for these three methods (Table 2). Considering the curves of all the participants (see supplementary material), it can be noted that sometimes, the maximal values seems not have been reached during the downswing duration, but could have been reached after the ball impact that would

have altered the determination of the kinematic sequences.

The timing of the peaks of the different segments is the key to identify the kinematic sequence. However, these peaks can be difficult to identify and especially their order due to their proximity. Indeed, in the table 2, many segments have a timing difference under three frames (*i.e.* 0.015 s) between their peak and the peak of the next one in the sequence. It is then questionable if such accuracy can be respected with all the process applied to compute the angular velocities. Indeed, the workflow applied to compute the angular velocities from the marker displacement might induce errors and consequently impact the identification of the kinematic sequence because of inversions between two segments. Another essential parameter is the working rate of the motion capture system but is not a trivial problem. Indeed, low frequency would results in insufficient data points to efficiently determine the maximal value whereas high frequency would result in noisy data after differentiation requiring filtering technique that could also have an effect on the determination of the kinematic sequence. Regarding the literature, Neal *et al.* (Neal *et al.*, 2008) used an acquisition system with sensors set at 30 Hz, which would provide about 10 data points for a downswing of 0.3 s ; Crew and Cheetham (Crews & Cheetham, 2008) and Ferdinands *et al.* (Ferdinands *et al.*, 2013) had their cameras set at 240 Hz, and Vena *et al.* (Vena *et al.*, 2011) and Horan *et al.* (Horan & Kavanagh, 2012) at 400 and 500 Hz, respectively.

Inertial measurement units could be a solution to overcome some of the issues of the workflow as they directly measure the angular velocity and with working rate higher than 100 Hz. However, the way to provide the relationship between the sensor and the segment coordinate systems remains an issue.

Conclusion The kinematic sequence is a concept that some authors tried to apply to the golf swing. Unfortunately, various results were reported in the literature but the methods also differed. The purpose of this study was to investigate the potential effect of the method that was used on the identification of kinematic sequence. Five professional golfers participate to the experiments consisting in a motion analysis session. Results showed a crucial influence of the method on the identified reaching order of peak segmental angular velocities. One recommendation for the calculation of the kinematic sequence would be to have an acquisition frequency high enough to be able to distinguish the different peaks. There is also a need to correctly compute the angular velocities as it have been seen that an Euler-angle rates induces different kinematic sequences. It was also showed that the time between two successive peaks was often very short, potentially leading to inversion between segments. Finally, efforts on recommendation and standardization on measurements, calculation and identification procedures would be welcome before comparing different population, strategies, etc.

References

- Baruh, H. (1999). Analytical D (Vol. 197). WCB McGraw-Hill. [Bar99]
- Craig, J. J. (2004). Introduction to Robotics : Mechanics and Control 3rd. Prentice Hall. [Cra05]

- Crews, D., & Cheetham, P. J. (2008). Proceedings of the World Scientific Congress of Golf Edited by Comparison of Kinematic Sequence Parameters between Amateur and Professional Golfers. *SCIENCE AND GOLF V, CHAPTER 4*, 30–36. [CRH⁺08]
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T.,... Thelen, D. G. (2007). OpenSim : Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement, *54(11)*, 1940–1950.[DAA⁺07]
- Egret, C. I., Nicolle, B., Dujardin, F. H., Weber, J., & Chollet, D. (2006). Kinematic analysis of the golf swing in men and women experienced golfers. *International Journal of Sports Medicine*, *27(6)*, 463–467. [END⁺06]
- Ferdinands, R. E. D., Kersting, U. G., & Marshall, R. N. (2013). A twenty-segment kinematics and kinetics model for analysing golf swing mechanics. *Sports Technology*, *6(4)*, 184–201. [FKM13]
- Fradkin, A. J., Sherman, C. A., & Finch, C. F. (2004). How well does club head speed correlate with golf handicaps? *Journal of Science and Medicine in Sport*, *7(4)*, 465–472. [FSF04]
- Horan, S. A., Evans, K., Morris, N. R., & Kavanagh, J. J. (2010). Thorax and pelvis kinematics during the downswing of male and female skilled golfers. *Journal of Biomechanics*, *43(8)*, 1456–1462. [HEMK10]
- Horan, S. A., & Kavanagh, J. J. (2012). The control of upper body segment speed and velocity during the golf swing. *Sports Biomechanics*, *11(2)*, 165–174. [HK12]
- Neal, R., Lumsden, R., Holland, M., & Mason, B. (2008). Body Segment Sequencing and Timing in Golf. *International Journal of Sports Science and Coaching*, *2*, 25–36. [NLHM08a]
- Putnam, C. A. (1993). Sequential Motions of Body Segments in Striking and Throwing Skills : Descriptions and Explanations, *26*, 125–135.[Put93]
- Raabe, M. E., & Chaudhari, A. M. W. (2016). An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model : Model development and validation. *Journal of Biomechanics*, *49(7)*, 1238–1243. [RC16]
- Seth, A., Matias, R., Veloso, A. P., & Delp, S. L. (2016). A biomechanical model of the scapulothoracic joint to accurately capture scapular kinematics during shoulder movements. *PLoS ONE*, *11(1)*, 1–18. [SMVD16]
- Springings, E. J., & Mackenzie, S. J. (2002). Examining the delayed release in the golf swing using computer simulation. *Sports Engineering*, *(5)*, 23–32. [SM02]
- Tinmark, F., Hellstrom, J., Halvorsen, K., & Thorstensson, A. (2010). Elite golfers' kinematic sequence in full-swing and partial-swing shots. *Sports Biomechanics*, *9(4)*, 236–244. [THHT10]
- Vena, A., Budney, D., Forest, T., & Carey, J. P. (2011). Three-dimensional kinematic analysis of the golf swing using instantaneous screw axis theory, Part 2 : golf swing kinematic sequence, 125–133. [VBFC11a]
- Wu, G., & Cavanagh, P. R. (1995). ISB Recommendations in the Reporting for Standardization of Kinematic Data. *Journal of Biomechanics*, *28(10)*, 1257–1261.[WC95]
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., ... Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the

reporting of human joint motion—part I : ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543–548. [WSA⁺02]

- Wu, G., Van Der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., ... Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II : Shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981–992.[WvdHDV⁺05]



FIGURE J.7 – Position of all the markers on the body and the club .

Figures

Participant	Perf (m/s)	Method									Number of different results	
		M ₁	M ₂	M ₃	M ₄	M ₅	M ₆	M ₇	M ₈	M ₉		
Participant	1	52	(PT)AFH*	(PT)(AFH)*	HAP(TF)	AF(PTH)	P(TFA)H	PTFHA	PTAFH*	TFHAP	TAHFP	7
	2	50	(PT)AHF	PT(AFH)*	(PTAH)F	(HP)T(AF)	P(FTA)H	P(TF)AH	(TP)H(FA)	(PT)(HFA)	TP(FHA)	8
	3	42	P(TA)HF	P(TA)FH*	(FHA)(TP)	H(PA)(TF)	P(TA)HF	PTFHA	PTHAF	PTHAF	(AP)THF	8
	4	48	PT(AHF)	(PT)(AFH)*	(PT)(AFH)*	PT(AFH)*	(PT)F(AH)	PTFAH	(PT)(HA)F	(PT)(HA)F	TPFHA	5
	5	49	A(P)FH	(ATP)(FH)	(TAP)FH	(FT)HAP	F(PAT)H	(PT)AFH	(PT)AFH*	(PT)AFH*	TPFHA	8
Number of different results			3	2	5	5	4	3	3	3	4	

FIGURE J.8 – Kinematic sequence found for all the participants for all the methods. P=Pelvis, T=Thorax, A=Arm, F=Forearm, H=Hand. * PTAFH is the proximal to distal sequence. The segments inside the brackets have a timing difference under three frames (<0.015s).

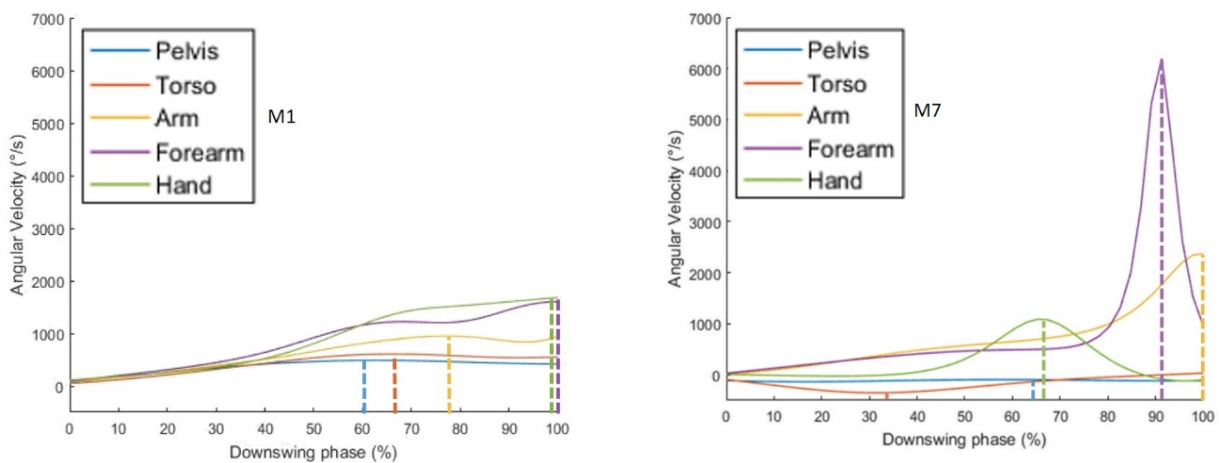


FIGURE J.9 – Profile of the segmental angular velocities used for the determination of the kinematic sequence for the method M1 (left) and M7 (right) for participant 2. In the abscissa, 0% corresponds to the beginning of the downswing and 100% to the impact. The vertical dotted line correspond to the peak value for each segment.

J.2.3 Evaluation of an ellipsoid mobilizer to model the scapulothoracic joint for the study of manual wheelchair locomotion. (en revue au *Journal of Biomechanics*)

[HPB⁺18]

Samuel Hybois¹, Pierre Puchaud², Maxime Bourgain¹, Antoine Lombart², Joseph Bascou², François Lavaste^{1,2}, Pascal Fodé², Hélène Pillet¹, Christophe Sauret¹

Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France¹
Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés, Institution Nationale des Invalides, Créteil, France²

Abstract

Introduction Using a wheelchair allows persons with physical impairments to reach an improved independent mobility, which is a primary factor for social connection, active participation and self-reliance (Finlayson & van Denend, 2003). For people with disabilities that do not impact their upper limbs capacities, a manual wheelchair (MWC) is considered as the most suitable solution because it has a minor financial cost with respect to electric powered wheelchairs. Besides, the use of MWC associates mobility to a regular physical activity, which has been shown to positively impact both physical and mental health (Heath & Fentem, 1997). In the same way, sports practice can enhance the quality of life and often involves MWC. Thus, MWC users benefit from a wider choice of sports, such as wheelchair tennis, basketball or rugby (Tlili et al., 2008).

However, due to the repetitive and demanding motions for the upper limbs, MWC locomotion can induce overuse pain and injuries for the users. Several studies have underlined the prevalence of musculoskeletal disorders among MWC users that affected until 60% of young adult users (Boninger et al., 2003; Curtis et al., 1999; Finley & Rodgers, 2004). The management of this health issue is a great challenge for occupational therapists, wheelchair manufacturers and biomechanical engineers because it appears necessary to optimize propulsion techniques, MWC design and configuration, to reduce both muscular and articular demands.

To achieve such a goal, a first step is to understand the mechanical behavior of the upper limbs during MWC activities. The quantification of upper limbs kinematics is challenging because soft-tissue artefacts (STA) limit the accuracy of motion capture based methods (Leardini, Chiari, Della Croce, & Cappozzo, 2005). The motion of the scapula has been shown to be particularly difficult to track (Šenk & Chèze, 2010). Technical clusters composed of reflective markers positioned on the spine of the scapula have been used to non-invasively capture the motion of this bone during dynamic activities (Duprey et al., 2015; Lempereur, Brochard, Leboeuf, & Rémy-Néris, 2014; van Andel, van Hutten, Eversdijk, Veeger, & Harlaar, 2009; Warner, Chappell, & Stokes, 2012). Combined with the measure of external forces applied by the user on the wheelchair, such acquisitions could allow assessing net joint moments from inverse dynamics computational methods.

Some authors have used segmental optimization, based on rigid registration of a known marker cluster geometry (Söderkvist & Wedin, 1993), to determine segment pose. This technique

allowed to compensate the non-rigid component (Camomilla, Bonci, Dumas, Chèze, & Cappozzo, 2015) of STA but does not prevent from bone penetration or joint dislocation that are inferred from the rigid component (Cappozzo, Della Croce, Leardini, & Chiari, 2005; Dumas & Cheze, 2009). Thus, musculoskeletal modelling seemed to be the most relevant approach to limit STA-related inaccuracies using multibody kinematics optimization (MKO) (Lu & O'Connor, 1999; Roux, Bouilland, Godillon-Maquinghen, & Bouttens, 2002). Several formulations have been developed when modeling the kinematic chain of the shoulder complex. The first musculoskeletal model used to investigate MWC locomotion was the Delft Shoulder and Elbow model (Blana, Hincapie, Chadwick, & Kirsch, 2008; F. C. T. Van der Helm, 1994) describing the scapulothoracic joint as a tangent gliding plane on an ellipsoid (Blana et al., 2008; Garner & Pandy, 1999; Naaim, Moissenet, Duprey, Begon, & Chèze, 2017; F. C. T. Van der Helm, 1994) and allocating three degrees of freedom (DoF) to glenohumeral and acromioclavicular joints. However, this model did not allow geometric and inertial parameters of body segments to be scaled to the subjects' anthropometries. An upper extremity model developed with the OpenSim software (Holzbaur, Murray, & Delp, 2005; Saul et al., 2015) has also been used to investigate MWC propulsion (Morrow, Rankin, Neptune, & Kaufman, 2014; Rankin, Richter, & Neptune, 2011; Slowik, McNitt-Gray, Requejo, Mulroy, & Neptune, 2016; Slowik, Requejo, Mulroy, & Neptune, 2016) and was characterized by coupling regression equations to describe the clavicular and scapular motion with respect to the humerus elevation. Recently, an ellipsoid mobilizer formulation for the scapulothoracic joint (i.e without kinematic constraints) has been implemented in OpenSim (Seth, Matias, Veloso, & Delp, 2016; Seth, Sherman, Eastman, & Delp, 2010) but has not been applied to investigate upper limbs dynamic tasks yet. We hypothesized that the kinematic chain would have an impact on subsequent calculated shoulder moments, because it would alter both the upper-limbs reconstructed kinematics and the lever arm between the joint centers and the point of application of the force on the handrim.

The aim of this study was thus to evaluate the effect of using an ellipsoid mobilizer formulation to describe the scapulothoracic joint in upper limbs kinematics and kinetics quantification, during MWC locomotion activities.

Material and Methods Following approval by the relevant ethics committee (CPP Paris VI Pitié Salpêtrière, France no. 2014-A01203-44), ten subjects with various levels of disability, but all experienced in MWC locomotion, were recruited for this study (2 able-bodied, 2 with femoral amputation, 2 with paraplegia, 1 with poliomyelitis, 1 with spinal amyotrophy III, 1 with quadriceps muscular atrophy, 1 with congenital malformation on upper and lower bounds). They were in average 32.9 years old (SD : 6.9 y.o.; range : 24-46 y.o); height : 1.70 m (SD : 0.09 m; range : 1.48-1.80m); mass : 69.8 kg (SD : 7.8 kg; range : 48-80 kg) and body mass index : 24.1 kg/m² (SD : 1.7 kg/m²; range : 20.5-27.3 kg/m²). All subjects were previously informed of the protocol and gave their written informed consent before the beginning of the experiments.

During the experiments, each subject was equipped with a total of 38 skin reflective markers placed on the torso, namely on the manubrium and xyphoid process, on both spinous processes of the seventh cervical and the eighth thoracic vertebrae; on the head : on the left and right

occiput and temporal bones ; and on both upper limbs, namely on acromion, lateral and medial epicondyles of the humerus, ulna and radius styloid processes, and second and fifth metacarpal heads ; following the recommendations of the International Society of Biomechanics (Wu et al., 2005). Moreover, technical markers were placed : a four-marker cluster on the humerus, a marker in the middle of the clavicle and another technical marker on the radius to ease marker labelling and data preparation (gap filling, etc). The motion of the scapula was also tracked using a technical cluster composed of 3 reflective markers, placed on the spine of the scapula. Subjects were first asked to perform propulsion cycles on a stationary MWC ergometer at low velocity, while an experimenter maintained a scapula locator device on palpated anatomical landmarks of the scapula (Fig. 1(c)), namely *angulus acromialis*, *trigonum scapulae* and *margo medialis*, which was used to calibrate the position of the scapula cluster markers on the musculoskeletal model. The calibration position was chosen to be the most backwards grip of the handrim. Each subject then performed several cycles of MWC locomotion on a field instrumented MWC (Fig. 1(b)), which were cropped into individual tasks (start-up and propulsion).

During these experimental sessions, markers locations were acquired with an optoelectronic motion capture system composed of 8 cameras (Vicon system, hardware : T40-S cameras ; Nexus software ; Oxford Metrics Inc., UK) at 100 Hz. Kinetic data were obtained through a wireless instrumented MWC allowing both forces and torques applied by the hands on the handrims to be recorded at a 100 Hz frequency (TSR-mesures, France (Dabonneville et al., 2005 ; Hybois et al., 2017 ; C. Sauret, Faye, Bascou, Pillet, & Lavaste, 2013)). Signals were corrected from baseline values according to already detailed procedures (C. Sauret, Couetard, & Vaslin, 2011 ; Christophe Sauret et al., 2014). Synchronization between systems was ensured by knocking the instrumented handrim with a rubber hammer equipped with a reflective marker at the beginning of each trial of locomotion. The shock created a synchronization event noticeable on both the hand-rim force signal and the hammer marker velocity.

Musculoskeletal model analysis was performed with the OpenSim software (Delp et al., 2007). A custom-made musculoskeletal model (referred to as M1) was designed, based on the scapulothoracic joint model developed in (Seth et al., 2016) which was extended to a full shoulder-to-hand kinematic chain and symmetrized to result in a bilateral model (Fig. 1(a)). For comparison purpose, a second model based on the upper extremity model from (Holzbaur et al., 2005 ; Saul et al., 2015) was used (M2), involving coupling regression equations for sternoclavicular and scapular orientations. Finally, another model (M3) was derived from M1, in which DoF of the scapula and clavicle were locked, resulting in the 3-DoF glenohumeral joint to represent the whole shoulder.

Data processing was performed with OpenSim 3.3 (Delp et al., 2007) and Matlab (The Mathworks, USA). First, geometries and inertial parameters of the models were scaled to each subject anthropometry based on anatomical landmarks located with markers (or palpated with the scapula locator device in the case of the scapula). Afterwards, MKO (Lu & O'Connor, 1999) was performed considering both anatomical and technical markers, for propulsion and start-up cycle acquisitions, using the inverse kinematics algorithm implemented in OpenSim. To compare the influence of different shoulder models on marker reconstruction, root mean squared errors

(RMSE) between experimental and reconstructed markers were computed, and then averaged by segment. Finally, net joint moments were obtained using a Newton-Euler recursive inverse dynamics algorithm, expressed in the thorax orthonormal coordinate system, centered on the humeral head center (Cooper, Boninger, Shimada, & Lawrence, n.d.; Desroches, Aissaoui, & Bourbonnais, 2006) to favor clinical interpretation and for comparison between models.

Results All participants completed the entire acquisition sessions. One start-up cycle and one steady-state propulsion cycle were processed for each subject.

Kinematics Concerning the kinematics, the acromion marker in the thorax reference frame (computed following ISB recommendations) showed a translation that, averaged over the 10 subjects, reached 3.9 cm for propulsion cycles in the fore-aft direction and 3.2 cm in the vertical direction (respectively 4.4 and 3.3 cm for start-up). Subsequently, to track this motion in the frontal and transversal planes, musculoskeletal models that enabled the mobility of the clavicle (i.e. models M1 and M2) exhibited variations of their sternoclavicular generalized coordinates during both propulsion and start-up (Fig. 2). This movement amplitude was noticeably higher with M1 than with M2 for clavicle protraction (from -9.5° to -2.5° in average) and particularly for clavicle elevation (from -3.5° to $+3.9^\circ$ in average). The inter-individual variability of sternoclavicular angles, which can be assessed by the standard deviation, was also much higher with M1 than with M2 (Figure 2). Obviously, by definition, M3 exhibited no variation in sternoclavicular angles during the movement. Because of this clavicle movement, M1 displayed the highest amplitude for the glenohumeral joint center displacement in the thorax reference frame, in both antero-posterior (33.9 mm in average for start-up, 32.2 mm for propulsion) and vertical directions (27.5 mm for start-up, 29.2 mm for propulsion), as illustrated in Figure 3 for a typical subject. Model M2 allowed only a narrow range of motion for the glenohumeral joint center, while it remained fixed for M3.

Finally, the evaluation of inverse kinematics, performed by computing the RMSE per segment between experimental and reconstructed markers, showed that model M1 resulted in a minimal error with respect to M2 and M3 (Table 1). Inverse kinematics performed with M1 displayed the best marker-fitting kinematic reconstruction for all the segments and for both tasks (propulsion and start-up). Conversely, RMSE when using M2 and M3 were overall higher, but M2 resulted in lower RMSE than M3 for proximal segments (thorax, clavicle, scapula) while M3 displayed lower RMSE for distal segments (arm, forearm).

Kinetics Resulting net shoulder moments varied depending on the version of the musculoskeletal model used to perform the inverse dynamics process, as illustrated on Table 2 and Figure 4. Peak internal rotation and peak total shoulder moments displayed similar values between models, as well as the mean resulting shoulder moment. However, the flexion component (in the sagittal plane) varied notably among models. Finally, in terms of calculation performance, the computation time with the different models was estimated on a conventional desktop computer (Windows 7, Intel® Xeon® CPU 2.80 GHz, RAM : 6 Go) when performing a workflow composed of

inverse kinematics and inverse dynamics. The computational cost was the lowest for M1 (14.0±1.0 s), with similar values for M3 (15.5±1.1 s) but notably higher ones for M2 (55.5±12.3 s).

Discussion

Kinematics Results showed a non-negligible displacement of the acromial marker with respect to the thorax that was maximal in the fore-aft direction. It was confirmed by the evolution of generalized coordinates of the sternoclavicular joint in model M1, which underlined the necessity to allow sternoclavicular mobility when analyzing wheelchair locomotion. The inter-individual variability of sternoclavicular DoF, which were greater with M1 than with M2, proved that the model with a scapulothoracic ellipsoid mobilizer was the most efficient to capture the subject-specific propulsion technique of individuals. In fact, the model M2, implemented with regression equations, favored a particular motion of the clavicle based on elevation of the arm, which hindered to reproduce specific propulsion techniques, especially since wheelchair propulsion mainly occurs in the sagittal plane and with low humerus elevation angles.

The evaluation of inverse kinematics was made with the assumption that a lower RMSE denoted a better kinematic reconstruction. Model M1 improved RMSE for each segment of the upper limbs kinematic chain, with respect to other models. The reconstruction errors obtained were consistent with the ones reported by Blache et al. (Blache & Begon, 2017), that ranged between 7 and 23 mm for various upper limb activities, but were much higher than in the work of Seth et al. (2.3 mm), who used intra-cortical pins. For all models, the arm markers were the ones presenting the highest RMSE, which can be explained by the use of a technical marker cluster on the arm. Indeed, its estimated positioning on the musculoskeletal model may degrade the results for this segment. The ability of M1 to compute accurate inverse kinematics should be related to the scapula mobility on the ellipsoid, which allowed the range of motion of the glenohumeral joint center to be increased. As depicted in Figure 3, model M2 only allowed slight variations of the glenoid center around the average position, which is an approximate physiological description. In addition, the location of the glenohumeral joint center, varying between models, impacted lever arms of handrim forces and can be thought of as an explanation of the differences in resulting shoulder moments.

Kinetics The average of peak flexion moment during the push phase obtained with model M1 was consistent with values already reported in the literature (Hybois et al., 2017; Veeger, Rozendaal, & van der Helm, 2002; Vegter et al., 2015). The resulting glenohumeral joint moment displayed similar values than in the study of Vegter et al. (Vegter et al., 2015). The shoulder loading was also found higher during the start-up tasks than during propulsion, which confirmed the conclusions of a previous study (Koontz et al., 2005). However, the endorotation component was higher in this study than values already presented in the literature (Veeger, Rozendaal, & van der Helm, 2002). This difference may be explained by the use of an instrumented field MWC for data collection, that was heavier than usual MWC and for which the settings configuration was not optimal for some subjects in this population.

Although upper limbs dynamics hardly influenced shoulder moments computed with inverse dynamics, the location of the glenohumeral joint center appeared critical because it influenced peak shoulder moments, especially in the sagittal plane. As mentioned in the paper introducing the scapulothoracic joint model (Seth, Matias, Veloso, & Delp, 2016), where it was presented as being able to compute faster than real time, the ellipsoid mobilizer approach did allow to drastically reduce the computational cost, with respect to existing upper-limbs models. However, the full upper-limb kinematic chain used to study MWC locomotion did not allow to perform real-time computation. Other reasons to explain the improved computational performance in (Seth et al., 2016) may be the differences in measurement protocols, namely the use of intracortical bone pins for markers on the scapula and the subject-specificity of the ellipsoid parameters and clavicle length.

Conclusion This study aimed at evaluating the interest of an ellipsoid mobilizer to represent the scapulothoracic joint when studying MWC locomotion. The results showed the relevance of modeling the scapula as gliding on an ellipsoid (Seth et al., 2016; F. C. van der Helm, 1994), which is a more physiological description, in comparison with musculoskeletal models based on regression equations (Holzbaur, Murray, & Delp, 2005; Saul et al., 2015). The model derived from Seth and Matias (Seth et al., 2016) displayed the best kinematic reconstruction of markers, and was able both to capture subject-specific propulsion techniques and to provide consistent shoulder moments estimates. The benefit was also that the mobilizer approach enabled to drastically reduce the computational cost. To pursue investigation, subject-specific methods should be developed to define the kinematic chain, especially the scapulothoracic ellipsoid parameters (center, orientation and radii) and the location of joint centers. This is a crucial step before computing muscle forces and drawing clinical conclusions.

References

- Blache, Y., & Begon, M. (2017). Influence of shoulder kinematic estimate on joint and muscle mechanics predicted by musculoskeletal model. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*.
- Blana, D., Hincapie, J. G., Chadwick, E. K., & Kirsch, R. F. (2008). A musculoskeletal model of the upper extremity for use in the development of neuroprosthetic systems. *Journal of Biomechanics*, 41(8), 1714–21.
- Boninger, M. L., Dicianno, B. E., Cooper, R. A., Towers, J. D., Koontz, A. M., & Souza, A. L. (2003). Shoulder magnetic resonance imaging abnormalities, wheelchair propulsion, and gender. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(11), 1615–1620.
- Camomilla, V., Bonci, T., Dumas, R., Chèze, L., & Cappozzo, A. (2015). A model of the soft tissue artefact rigid component. *Journal of Biomechanics*, 48(10), 1752–9.
- Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A., & Chiari, L. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1 : theoretical background. *Gait & Posture*, 21(2), 186–96.
- Cooper, R. A., Boninger, M. L., Shimada, S. D., & Lawrence, B. M. (n.d.). Glenohumeral joint kinematics and kinetics for three coordinate system representations during wheelchair

- propulsion. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 78(5), 435–46.
- Curtis, K. A., Drysdale, G. A., Lanza, R. D., Kolber, M., Vitolo, R. S., & West, R. (1999). Shoulder pain in wheelchair users with tetraplegia and paraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(4), 453–457.
 - Dabonneville, M., Vaslin, P., Kauffmann, P., de Saint Rémy, N., Couétard, Y., & Cid, M. (2005). A self-contained wireless wheelchair ergometer designed for biomechanical measures in real life conditions. *Technology and Disability*, 17(2), 63–76.
 - Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., . . . Thelen, D. G. (2007). OpenSim : open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 54(11), 1940–50.
 - Desroches, G., Aissaoui, R., & Bourbonnais, D. (2006). Effect of system tilt and seat-to-backrest angles on load sustained by shoulder during wheelchair propulsion. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 43(7), 871.
 - Dumas, R., & Cheze, L. (2009). Soft tissue artifact compensation by linear 3D interpolation and approximation methods. *Journal of Biomechanics*, 42(13), 2214–7.
 - Duprey, S., Billuart, F., Sah, S., Ohl, X., Robert, T., Skalli, W., & Wang, X. (2015). Three-Dimensional Rotations of the Scapula During Arm Abduction : Evaluation of the Acromion Marker Cluster Method in Comparison With a Model-Based Approach Using Biplanar Radiograph Images. *Journal of Applied Biomechanics*, 31(5), 396–402.
 - Finlayson, M., & van Denend, T. (2003). Experiencing the loss of mobility : perspectives of older adults with MS. *Disability and Rehabilitation*, 25(20), 1168–1180.
 - Finley, M. A., & Rodgers, M. M. (2004). Prevalence and identification of shoulder pathology in athletic and nonathletic wheelchair users with shoulder pain : A pilot study. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(3B), 395–402.
 - Garner, B. A., & Pandy, M. G. (1999). A Kinematic Model of the Upper Limb Based on the Visible Human Project (VHP) Image Dataset. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2(2), 107–124.
 - Heath, G. W., & Fentem, P. H. (1997). Physical activity among persons with disabilities—a public health perspective. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 25, 195–234.
 - Holzbaur, K. R. S., Murray, W. M., & Delp, S. L. (2005). A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(6), 829–40.
 - Hybois, S., Siegel, A., Bascou, J., Eydieux, N., Vaslin, P., Pillet, H., . . . Sauret, C. (2017). Shoulder kinetics during start-up and propulsion with a manual wheelchair within the initial phase of uninstructed training. *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology*, 1–10.
 - Koontz, A. M., Cooper, R. A., Boninger, M. L., Yang, Y., Impink, B. G., & van der Woude, L. H. V. (2005). A kinetic analysis of manual wheelchair propulsion during start-up on select indoor and outdoor surfaces. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42(4), 447.
 - Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis

- using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & Posture*, 21(2), 212–25.
- Lempereur, M., Brochard, S., Leboeuf, F., & Rémy-Néris, O. (2014). Validity and reliability of 3D marker based scapular motion analysis : a systematic review. *Journal of Biomechanics*, 47(10), 2219–30.
 - Lu, T. W., & O'Connor, J. J. (1999). Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 32(2), 129–34.
 - Morrow, M. M., Rankin, J. W., Neptune, R. R., & Kaufman, K. R. (2014). A comparison of static and dynamic optimization muscle force predictions during wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*, 47(14), 3459–65.
 - Naaim, A., Moissenet, F., Duprey, S., Begon, M., & Chèze, L. (2017). Effect of various upper limb multibody models on soft tissue artefact correction : A case study. *Journal of Biomechanics*.
 - Rankin, J. W., Richter, W. M., & Neptune, R. R. (2011). Individual muscle contributions to push and recovery subtasks during wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*, 44(7), 1246–52.
 - Roux, E., Bouilland, S., Godillon-Maquinghen, A.-P., & Bouttens, D. (2002). Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis. *Journal of Biomechanics*, 35(9), 1279–1283.
 - Saul, K. R., Hu, X., Goehler, C. M., Vidt, M. E., Daly, M., Velisar, A., & Murray, W. M. (2015). Benchmarking of dynamic simulation predictions in two software platforms using an upper limb musculoskeletal model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(13), 1445–58.
 - Sauret, C., Couetard, Y., & Vaslin, P. (2011). Dynamic calibration of a wheelchair six-component wheel dynamometer rolling on the floor. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 14(sup1), 67–69.
 - Sauret, C., Dabonneville, M., Couétard, Y., de Saint Rémy, N., Kauffmann, P., Cid, M., & Vaslin, P. (2014). Zeroing of six-component handrim dynamometer for biomechanical studies of manual wheelchair locomotion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17(4), 416–422.
 - Sauret, C., Faye, V., Bascou, J., Pillet, H., & Lavaste, F. (2013). Handrim mechanical power during wheelchair propulsion on level and cross-slope surfaces : a preliminary study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 16(sup1), 124–125.
 - Šenk, M., & Chèze, L. (2010). A new method for motion capture of the scapula using an optoelectronic tracking device : a feasibility study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(3), 397–401.
 - Seth, A., Matias, R., Veloso, A. P., & Delp, S. L. (2016). A Biomechanical Model of the Scapulothoracic Joint to Accurately Capture Scapular Kinematics during Shoulder Movements. *PLOS ONE*, 11(1), e0141028.
 - Seth, A., Sherman, M., Eastman, P., & Delp, S. (2010). Minimal formulation of joint motion for biomechanisms. *Nonlinear Dynamics*, 62(1–2), 291–303.

- Slowik, J. S., McNitt-Gray, J. L., Requejo, P. S., Mulroy, S. J., & Neptune, R. R. (2016). Compensatory strategies during manual wheelchair propulsion in response to weakness in individual muscle groups : A simulation study. *Clinical Biomechanics*, 33, 34–41.
- Slowik, J. S., Requejo, P. S., Mulroy, S. J., & Neptune, R. R. (2016). The influence of wheelchair propulsion hand pattern on upper extremity muscle power and stress. *Journal of Biomechanics*, 49(9), 1554–1561.
- Söderkvist, I., & Wedin, P. A. (1993). Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *Journal of Biomechanics*, 26(12), 1473–7.
- Tlili, L., Lebib, S., Moalla, I., Ghorbel, S., BenSalah, F. Z., Dziri, C., & Aouididi, F. (2008). Impact de la pratique sportive sur l'autonomie et la qualité de vie du paraplégique. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 51(3), 179–183.
- van Andel, C., van Hutten, K., Eversdijk, M., Veeger, D., & Harlaar, J. (2009). Recording scapular motion using an acromion marker cluster. *Gait & Posture*, 29(1), 123–8.
- Van der Helm, F. C. (1994). A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics*, 27(5), 551–69.
- Van der Helm, F. C. T. (1994). A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics*, 27(5), 551555–553569.
- Veeger, H. E. J., Rozendaal, L. A., & van der Helm, F. C. T. (2002). Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics*, 17(3), 211–218.
- Vegter, R. J. K., Hartog, J., de Groot, S., Lamoth, C. J., Bekker, M. J., van der Scheer, J. W., . . . Veeger, D. H. E. J. (2015). Early motor learning changes in upper-limb dynamics and shoulder complex loading during handrim wheelchair propulsion. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 12, 26.
- Warner, M. B., Chappell, P. H., & Stokes, M. J. (2012). Measuring scapular kinematics during arm lowering using the acromion marker cluster. *Human Movement Science*, 31(2), 386–96.
- Wu, G., van der Helm, F. C. T., (DirkJan) Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., . . . Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II : shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981–992.

Figures

J.3 Articles de congrès publiés, avec comité de relecture

J.3.1 Contribution of vertical and horizontal components of ground reaction forces on global motor moment during a golf swing : a preliminary study

[BSR⁺17d]

M. Bourgain^{a*}, C. Sauret^a, O. Rouillon^b, P. Thoreux^{a,c} and P. Rouch^a

^a Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France ;

^b Fédération Française de Golf, 68 rue Anatole France, 92309 Levallois Perret, France ;

^c Hôpital Avicenne, université Paris 13, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, 93017 Bobigny, France

Keywords : Ground reaction force ; golf swing ; sport ; performance

Introduction The swing is a crucial movement for golf performance. During their swing, golfers apply forces on the ground through their feet at the origin of the clubhead acceleration. Most of the studies that investigated ground reaction forces during a golf swing focused on the vertical component. However horizontal forces (mediolateral and anteroposterior components) were shown to be different between golfers and to play a role in the generation of the global moment creating the clubhead acceleration (Bourgain et al., 2017 ; McNitt-Gray et al., 2013). The aim of this study was to evaluate the respective contribution of vertical and horizontal components of the ground reaction forces to the global motor moment generated during the swing.

Methods

Experimental setup Three recreational (P1, P2 and P3 with golf handicaps of 19.5, 12 and 7, respectively) and three professional golfers (P4, P5 and P6, professionals since 2 months 5 years and 9 years, respectively) participated to this study. They were all right handed golfers. The protocol was approved by an ethical committee and each volunteer gave his written informed consent prior to the experiments. Subjects performed 20 golf swings with their own driver club, in an indoor motion analysis laboratory. Each swing was tracked with a dedicated launch monitor (TrackMan 3, Trackman golf), measuring the ball flight and simulating its trajectory. Each volunteer was equipped by 88 reflective markers. Four additional markers were fixed on the club and two others laid on the ground, aligned with the ball and perpendicularly to the club linear velocity at the impact. 3D locations of the markers were recorded through a 12-cameras optoelectronic motion capture system (Vicon, Oxford Metrics, 200 Hz, Nexus software). Simultaneously ground reaction forces were recorded through two force plates (OR6, AMTI, 1200 Hz), covered with an artificial turf, one under each foot.

Data Processing Swing performance was defined from the carry distance. Two swings per volunteer were selected : these with the highest and the lowest carries. Swings were divided into 3 phases : backswing, downswing and follow-through. In particular the downswing began at the top of the backswing when the clubhead speed reached a minimum and ended with the ball impact detected by the two markers aligned with the ball before impact. Finally, follow-through began directly after the downswing and finished when the club was horizontal. The middle of

the four pelvis markers (right and left, anterior and posterior iliac spine processes) was used to approximate the subject centre of mass. The wrench of mechanical action of the ground under each foot was expressed on the estimated centre of mass as well as the contribution of each component on the global motor moment : vertical vs horizontal for right and left foot. The positions of the three markers on the club shaft were used to determine the swing plane through a least squares method, taking into account markers location during the last 70% of the frames during the period between the beginning of the backswing and the end of the early follow-through. The global motor moment and the contribution of each component were finally projected on the normal direction of the swing plane (\vec{n}_{swing}). The average motor moment (M_{av}) generated during the downswing was computed, according to equation J.3.1

$$M_{av} = \frac{1}{T_{downswing}} \cdot \int_{downswing} \vec{M}_G \cdot \vec{n}_{swing} \cdot dt \quad (J.3.1)$$

Where $T_{downswing}$ is the duration of the downswing,

M_{av} is the global external moment expressed at the centre of mass,

\vec{n}_{swing} is the unit vector which is normal to the swing plane.

Results and discussion

Swing characteristics Downswing durations were 0.27 s on average (SD : 0.03 s) (*c.f.* Table J.1). This consistency is in accordance with previous results reported in the literature (Egret et al., 2003). All golfers described a relatively smooth plane during their downswings with an overall average of absolute distances between shaft markers and the computed plane of 7.7 mm (SD : 4.0 mm, *c.f.* Table J.1). This consistency is in accordance with previous results (Kwon et al., 2012) but our results didn't show a clear tendency of professional golfers to better contain the club in a plane during the downswing phase.

Subject ground	Amateurs		Professionals	
	mean (SD)	min - max	mean (SD)	min - max
Carry (m)	173 (47)	108 - 240	248 (17)	225 - 271
S_{club} (m/s)	42 (7)	35 - 51	50 (2)	54 - 52
Down. (s)	0.27 (0.02)	0.23 - 0.28	0.28 (0.03)	0.24 - 0.32
M_{av} (Nm)	129 (40)	76 - 183	147 (21)	126 - 183
M_{max} (Nm)	196 (61)	134 - 292	267 (13)	258 - 292
d_p (mm)	7.5 (4.3)	4.0 - 14.9	7.9 (4.0)	5.0 - 15.5

TABLE J.1 – extremum of the mean ground reaction forces in medio-lateral (positif : right), antero-posterior (positif : anterior) and vertical (positif : superior) directions, expressed in percentage of the body weight.

Moment distribution All golfers generated a peak of motor moment before impact and its magnitude is directly impacting carry. This global motor moment is mainly generated by the vertical force of the leading foot but also by the horizontal force of the trailed foot for all the swings. The vertical force of the trailed foot and the horizontal force of the leading foot generate a negative moment or close to zero. These components are assumed to assist in stabilizing the golfer during the swing. The contributions of the local free moments generated under each foot are both negligible compared to other ones. Maximum values of global moment were positively correlated to clubhead speed at impact ($R^2=0.9$). However average motor moments were only slightly positively correlated to clubhead speed at impact ($R^2=0.4$).

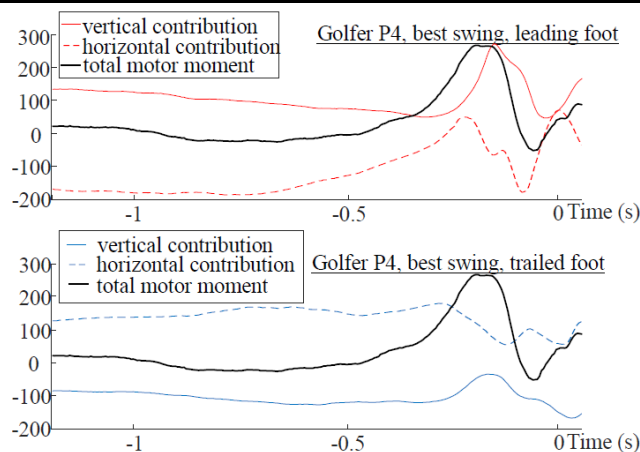


FIGURE J.10 – contributions to global motor moment (Nm) of vertical and horizontal forces for both feet of player P4 for the leading (top) and trailed (bottom) foot. Time origin is set at impact.

Conclusion Golfers with various skills were able to repeat the same swing with a high consistency both in phase durations and in the planarity of their movements. Both the peak and the average values of the global motor moment during the downswing were linked to swing performance. Obviously, the vertical forces were found to play a crucial role in the generation of this global motor moment. However, the horizontal component was also found decisive. Hence, measuring the 3 components of the ground reaction force instead of only the vertical one would be beneficial for analysing the golf swing.

Reference

- Bourgain M, Sauret C, Rouillon O, Thoreux P, Rouch P. 2017. Difference in ground reaction forces between professional and amateur golfer : a preliminary study.- ISB Congress 2017.
- Egret CI, Vincent O, Weber J, Dujardin FH, Chollet D. 2003. Analysis of 3D kinematics concerning three different clubs in golf swing. *Int. J. Sports Med.* 24. 465–470.
- Kwon Y-H, Como CS, Singhal K, Lee S, Han KH. 2012. Assessment of planarity of the golf swing based on the functional swing plane of the clubhead and motion planes of the body points. *Sports Biomech. Int. Soc. Biomech. Sports.* 11. 127–148.
- McNitt-Gray JL, Munaretto J, Zaferiou A, Requejo PS, Flashner H. 2013. Regulation of reaction forces during the golf swing. *Sports Biomech.* 12. 121–131.

J.3.2 Determination of the intervertebral spinal axial rotation in a golf player population : a preliminary study

[PBS⁺17]

G. Prum^{a,b}, M. Bourgain^a, C. Sauret^a, O. Rouillon^c, P. Thoreux^{a,d} and P. Rouch^a

^a Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France ;

^b CRMPR "Les Herbiers", 111 rue Herbeuse, 76230, Bois-Guillaume, France ;

^c Fédération Française de Golf, 68 rue Anatole France, 92309 Levallois Perret, France ;

^d Hôpital Avicenne, université Paris 13, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, 93017 Bobigny, France.

Keywords : golf swing ; intervertebral axial rotation ; EOS

Introduction The swing is the key movement in golf performance. This movement involves a high axial rotation of the spine that can differ significantly between subjects, resulting different amplitudes during the backswing. In addition, the distribution of the rotation along the spine would be variable between subjects. Differences in spine rotation could conduct to low back pain occurrence, which is the main injury for golf players and is the first health cause of professional career stop (Lindsay et al. 2000). However, the quantification of the distribution of the axial rotation among the different vertebrae levels during the golf swing is not straightforward. One preliminary study has however attempted to quantify this distribution from biplanar radiographs and 3D reconstruction of the spine (Bourgain et al. 2016). However, this method remains to be evaluated in term of reproducibility and to be tested on several subjects. In this objective, this preliminary study aimed at evaluating a method to quantify the distribution of the axial rotation along the spine based on biplanar-radiographs and 3D-reconstruction of the spine and to evaluate its interest and repeatability.

Methods Three golf players (Table 1) were included in this study, all right handed. The protocol was approved by an ethical committee and each volunteer gave his written informed consent prior to the experiment.

	S1	S2	S3
Age (years)	60	51	22
Genre	Male	Male	Male
Height (cm)	179	179	190
Weight (kg)	72	90	80
Golf handicap	13.9	Coach	Professional
Low back pain	No	Yes	Yes

FIGURE J.11 – Population characteristics

Subjects underwent two low-dose biplanar radiographs (EOS® system, EOS imaging, France) allowing the 3D reconstruction of the pelvis and all vertebrae. The first acquisition was performed in a neutral and standard position allowing both the personalization of the bones positions and

morphologies (Dubousset et al. 2005). The second acquisition was performed with the subject axially rotated of about 45° between the shoulder girdle and the pelvis

A 3D model of each vertebra was defined from this standard position. Five landmarks (the lower edge of the spinous process and the right and left lower and upper edges of the pedicles insertions) of each vertebra were identified J.12 and associated to the vertebra model. These landmarks were chosen as they were visible on both acquisitions and permitted to characterize the axial rotation of the vertebra. Then, these landmarks were identified on the second acquisition to accurately replace the 3D model with a least square method.

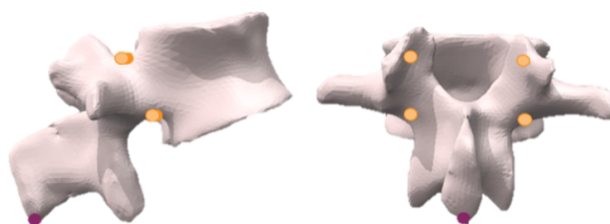


FIGURE J.12 – Placement of the 5 landmarks on the vertebra model.

Because the process requires manual interventions, the repeatability was evaluated by performing 3 times the landmark identification for every subject.

The 3D models of the vertebrae are regionalized allowing to identify vertebra coordinate system according to ISB recommendation (Wu et al. 2002). Finally, the axial rotation of the thoracic spine was calculated from the transformation between the reference frame of the seventh cervical vertebra (C7) and the reference frame of the first lumbar vertebra (L1). In the same way, the lumbar spine axial rotation was computed between the reference frame of L1 and the reference frame of the pelvis. All angles were identified using a ZYX rotation order.

Results and discussion Repeated registrations resulted in standard deviations ranging from 0.4 to 2.7° (S1 and S3 respectively) for the thoracic spine and from 1.0 to 2.3° (S1 and S3 respectively) for the lumbar spine.

Axial rotations (average of the 3 values) were -6.4° , -6.1° and -12.4° , for S1, S2 and S3 respectively, for the thoracic spine; and -6.9° , -12.6° and -12.6° for the lumbar spine. Hence, axial rotation was homogeneously distributed between thoracic and lumbar spine regions for S1 and S3 whereas the lumbar spine represents about 2 thirds of the whole rotation for S2 J.13.

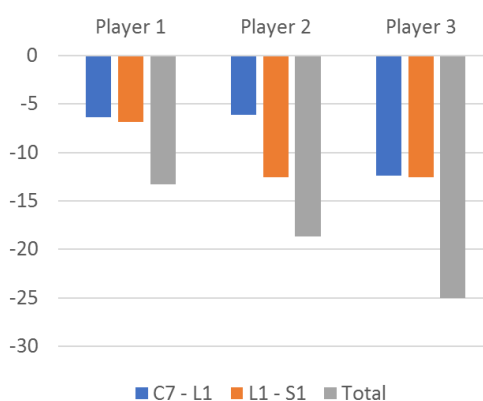


FIGURE J.13 – Axial rotation of the thoracic and lumbar spine as well as the sum of both levels

Even if not negligible, the uncertainties were lower than the calculated rotation angles. These angles were in accordance with the order of magnitude in the literature (Gregersen & Lucas 1967) but the variations obtained on three subjects show the interest of a quantification of this distribution variation in a golfer population. In addition, in our study, the two subjects that report the highest lumbar axial rotation were the most performers but also the two that reported low back pain experienced during the golf practice.

Finally, this preliminary study showed the potential of this method. However, investigations should be performed in order to quantify more precisely the trueness and both inter and intra-operator variability.

Extension of the method on a large golfer population would also be performed in order to inspect the potential relation between lumbar mobility and performance in the one hand, and low back pain in the other hand.

Conclusion The results of this preliminary study show the potential of the method to evaluate the relation between spine mobility and both performance and health. Further investigations should however be performed to quantify more precisely the uncertainties. This will allow to evaluate, on a wider golf player population, the distribution of the axial rotation of the spine, and to determine if some parameters of the spine axial rotation are correlated with both performance and low back pain, in order to enhance injuries prevention.

Reference

- Bourgain M, Sauret C, Thoreux P, Rouch P, Rouillon O. 2016. Evaluation of the Spine Axial Rotation Capacity of Golfers and its Distribution : a Preliminary Study.
- A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position : the EOS system. Bull Acad Natl Med. 189 :287-297 ; discussion 297-300.
- Gregersen GG, Lucas DB. 1967. An in vivo study of the axial rotation of the human thoraco-lumbar spine. J Bone Joint Surg Am. 49 :247–262.

- Lindsay DM, Horton JF, Vandervoort AA. 2000. A review of injury characteristics, aging factors and prevention programmes for the older golfer. *Sports Med Auckl NZ.* 30 :89–103.
- Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, Whittle M, D’Lima D, Cristofolini L, Witte H, others. 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I : ankle, hip, and spine. *J Biomech.* 35 :543–548.

J.3.3 Evaluation of the Spine Axial Rotation Capacity of Golfers and its Distribution : a Preliminary Study (WSCG 2016, St Andrews, Scotland)

[BSR⁺16a]

Maxime Bourgain¹, Christophe Sauret¹, Patricia Thoreux^{1,2} and Philippe Rouch¹, Olivier Rouillon³. Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France¹ Hôpital Avicenne, université Paris 13, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, 93017 Bobigny, France² Fédération Française de Golf, 68 rue Anatole France, 92309 Levallois Perret, France³

Keywords : Low Back Pain, spine rotation, low dose biplanar radiographs

Purpose The swing movement is a key element in golf performance. During this motion, the pelvis is axially rotated in advance to the thorax (Cheetham et al., 2008), which necessitates an axial rotation of the spine. This ability to rotate the trunk with respect to the pelvis is generally assessed through the computation of the X-factor, following various definitions (Brown, Selbie, & Wallace, 2013,; Kwon et al., 2013). Recently, this parameter was linked to low back pain (LBP) (Cole & Grimshaw, 2014) which is the most frequent injury in male golfers (Lindsay & Vandervoort, 2014; McHardy & Pollard, 2005). However, this parameter reflects the combined effects of the spine axial rotation and, if it is calculated by tracking shoulder movement, it may also take into account the protraction-retraction of the scapulae. The distribution of the axial rotation of the spine among the different vertebrae levels might be related to the occurrence of low back pain. For that purpose, we propose to use low dose biplanar radiographs (LDPR) with the associated 3D reconstruction method of the spine. This technique was previously used for scoliosis patient (Courvoisier, Vialle, & Skalli, 2014) but the feasibility of its use for large spine axial rotation has not been evaluated yet. The aim of this preliminary study was to investigate the potential of low dose biplanar radiographs for assessing the spine axial rotation and its distribution according to the vertebra level.

Methods One golfer participated to this preliminary study (47 years old, 183cm height, 67kg, golf teacher of index 1.3, right handed without any physical disorder). After receiving information about the protocol, the volunteer signed an inform consent form allowing his participation to the experiments and the anonymous use of his data for publication. The protocol was previously validated and received agreement from the ethical committee (CPP n°06036). The volunteer underwent two acquisitions of LDBR (EOS® system, EOS imaging, France) in a standing position. The first acquisition was performed in a neutral position (c.f. Figure 1) of the trunk and the second one by turning the trunk on the right side in the maximal comfortable position he could maintain during 30 seconds (time of a whole scan of the subject). Both the pelvis and the full spine were reconstructed in 3D (Skalli, Mitton, de Guise, & Dubousset, 2006) from data of the first acquisition. Then, 3D models of the pelvis, the five lumbar vertebrae and the 7th cervical vertebra were manually registered on the second acquisition with the trunk turned. For that purpose, the 3D model was retro-projected on frontal and lateral images and the operator manually fitted the model silhouette on the radiographs. The registered objects were then used to express the relative orientation of each vertebra with respect to the pelvis (rotational order ZYX). The total rotation,

which is the sum of the rotation in the entire spine and the shoulder, was measured thanks to a stick hold by the volunteer, visible on the radiographs - its orientation with respect to the pelvis allowed to approximate the X-factor.

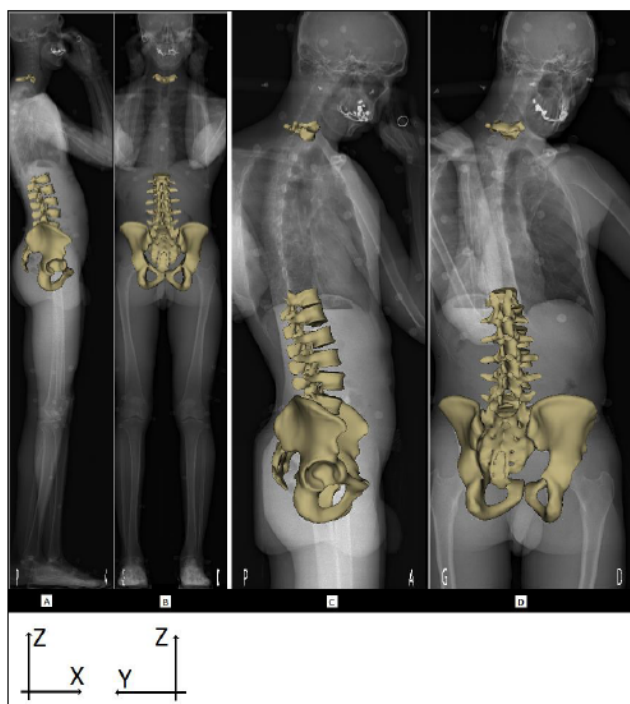


FIGURE J.14 – low dose biplanar radiographs. A-B : sagittal and frontal radiographs during the neutral position with superimposed 3D subject specific model, respectively. C-D : sagittal and frontal radiographs during the turned position of the trunk with superimposed 3D subject specific model, respectively. X : lateral bending, Y : flexion-extension, Z : axial rotation.

Analysis/Results The angles of each vertebra of the volunteer with respect to the anatomical axis of the pelvis are summarized in table 1. Lateral bending (X) and flexion-extension (Y) angles did not change significantly between the two positions of the trunk. Axial rotation of each vertebra (Z) showed that lumbar spine (from the pelvis to L1) accounts for approximately one third of the total axial rotation of the spine (from pelvis to C7). In addition, results showed that the spine axial rotation only accounts for about 55% of the whole axial rotation. His shoulder flexibility that involves both the sterno-clavicular and the acromio-clavicular joints has an important role in the amplitude of its rotational movement relative to the pelvis. The rotation between each vertebra is inferior to the in-vitro angles measured by (Charles, Persohn, Steib, Mazel, & Skalli, 2011). However, in order to discuss the relative rotation between one vertebra and its neighbour, a sensitivity study of this method should be performed.

Conclusion This preliminary study confirms the feasibility and the potential of the use of LDBR for assessing the spine axial rotation, which could be useful in medical golfer follow up. In particular, it was possible to distinguish the part of the whole axial rotation of the shoulder with respect to the pelvis due to lumbar segment, thoracic segment and the scapular joint complex. What is more, this method permits to approximate inter vertebrae rotations in the lumbar spine.

Angles	Neutral position			Neutral position		
	X (°)	Y (°)	Z (°)	X (°)	Y (°)	Z (°)
L5	-3.1	24.1	-1.1	2.3	25.7	2.0
L4	-2.2	4.4	-1.1	-1.5	6.6	-5.3
L3	-5.7	-5.4	-1.0	-2.1	-4.9	-5.8
L2	-5.3	-8.7	3.2	-2.4	-10.2	-4.7
L1	1.2	-15.9	1.2	-3.7	-15.6	-7.4
C7	0.4	22.8	0.4	-2.2	38.0	-24.4
Shoulder						-43.2

TABLE J.2 – orientation of vertebrae in straight and turned position with respect to the pelvis. The shoulder angle is calculated from the stick during the turned acquisition. X : lateral bending, Y : flexion-extension, Z : axial rotation.

However, due to ribs and arms overlap in the LDBR, thoracic spine is more complicated to study in details. Another posture – e.g. with arms raised - could reduce arms overlap and helps to measure thoracic vertebrae angles. Method based on LDBR for assessing spine axial rotation could have a crucial role in LBP prevention by identifying risky spine geometries and spine rotational behaviours. It would be also possible to verify if golf contributes in helping subject to maintain their spine flexibility, in particular for elderly people who are more likely to have LBP. Future work will include more golfers, in particular professional and senior golfers to investigate the impact of the axial rotation distribution on performance and occurrence of LBP. In parallel, improvements of the registration method will allow to gain in result accuracy.

Reference

- Brown, S. J., Selbie, W. S., & Wallace, E. S. (2013). The X-Factor : an evaluation of common methods used to analyse major inter-segment kinematics during the golf swing. *Journal of Sports Sciences*, 31(11), 1156–1163.
- Charles, Y. P., Persohn, S., Steib, J.-P., Mazel, C., & Skalli, W. (2011). Influence of an auxiliary facet system on lumbar spine biomechanics. *Spine*, 36(9), 690–699.
- Cheetham, P., Rose, G. A., Hinrichs, R. N., Neal, R. J., Mottram, R. E., Hurrion, P. D., & Vint, P. F. (2008). comparison of kinematic sequence parameters between amateur and professional golfers.
- Cole, M. H., & Grimshaw, P. N. (2014). The crunch factor’s role in golf-related low back pain. *The Spine Journal*, 14(5), 799–807.
- Courvoisier, A., Vialle, R., & Skalli, W. (2014). EOS 3D Imaging : assessing the impact of brace treatment in adolescent idiopathic scoliosis. *Expert Review of Medical Devices*, 11(1), 1–3.
- Kwon, Y. H., Han, K. H., Como, C., Lee, S. & Singhal K. (2013). Validity of the X-factor computation methods and relationship between the X-factor parameters and clubhead velocity in skilled golfers. *Sports Biomechanics*, 12 :3, 231-246,
- Lindsay, D. M., & Vandervoort, A. A. (2014). Golf-Related Low Back Pain : A Review of

Causative Factors and Prevention Strategies. *Asian Journal of Sports Medicine*, 5(4).

- McHardy, A., & Pollard, H. (2005). Lower back pain in golfers : a review of the literature. *Journal of Chiropractic Medicine*, 4(3), 135–143.
- Skalli, W., Mitton, D., de Guise, J., & Dubousset, J. (2006). The EOS system : New perspectives for musculoskeletal biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 39, S460.

J.4 Communications internationales

J.4.1 Differences in hip and lumbar kinematics between professional and amateur golfers : a preliminary study (ISB 2017, Brisbane, Australia)

[BSR⁺17f]

1Maxime Bourgain, 1Christophe Sauret, 2Olivier Rouillon, 1,3Patricia Thoreux, 1Philippe Rouch
1Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France
2Fédération Française de Golf, 68 rue Anatole France, 92309 Levallois Perret, France
3Hôpital Avicenne, université Paris 13, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, 93017 Bobigny, France

Introduction The swing is a crucial movement in golf performance. During this movement, both the hips and the lumbar spine are particularly involved. Hence large kinematics differences are expected between amateur and professional golfers. If numbers of biomechanical studies of the golf swing had already been done, few of them had both investigated amateur and professional golfers using the same protocol. In addition no study seems to have compared succeeded and failed swings of a same golfer. The aim of this study was to compare the kinematics of both hips and lumbar spine between amateur and professional golfers and between succeeded and failed swings.

Methods One recreational (male ; 70 y.o. ; height : 1.78 m ; mass : 76 kg ; right-handed ; handicap : 19.5) and one professional (male ; 26 y.o. ; height : 1.90 m ; mass : 102 kg ; right handed ; European tournament) golfers participated to these study, after approval of the protocol by an ethic committee. They were informed about the protocol and signed a written inform consent form prior to the beginning of the experiments. Both volunteers were then equipped with 88 reflective markers allowing the motions of the feet, legs, thighs, pelvis, lower and upper torso, head, shoulders, arms, forearms, hands and golf club to be recorded through an optoelectronic motion capture system (Vicon, Oxford Metrics, 12 cameras, 200Hz, Nexus software). A golf dedicated radar (TrackMan 3, Trackman golf) was used for identifying ball flight characteristics. 20 driver swings were performed by both volunteers. Data were processed through a multibody kinematics optimization technique using OpenSim software [1] with a dedicated model based on Seth shoulder model [2] and Raabe fullbody model [3]. The swing performance was defined as the resulting distance of the ball carry minus the side deviation. For each participant, the first and fourth quartiles of the whole performance dataset were used for definition of failed and succeeded swings, respectively.

Results and discussion 19 swings were useable for the recreational golfer (RG) and 20 for the professional golfer (PG). Ball carry was 162 m in average (range : 53-195 m) for RG and 250 m (range : 234-262 m) for PG. Swing durations were 1.39 ± 0.10 s and 1.33 ± 0.05 s for RG and PG, respectively. The downswing durations were of 0.26 ± 0.01 s and 0.30 ± 0.01 s for RG and PG, respectively. This similarity in both whole swing and downswing durations was already witnessed by [4]. Amplitude of hip Flexion-Extension (FE) angle was slightly higher for RG (lead hip : 28° ; trail hip : 25°) than for PG ($25^\circ/18^\circ$ for lead and trail hips, respectively). But, the amplitude

of hip Abduction-Adduction (AA) angle was lower for RG (lead : 37°; trail : 32°) than for PG (48°/41°); and for hip Internal-External Rotation (IE) : 45°/31° for RG and 63°/59° for PG where the difference is more marked.

Amplitudes in lumbar spine are also significantly lower for RG than for PG. Indeed, amplitudes were 18° vs 25° in lumbar axial rotation (LAR); 13° vs 25° for lumbar lateral bending (LLB); and 7° vs 16° for lumbar flexion-extension (LFE); for RG and PG, respectively. Kinematics of both succeeded and failed swings were outside the individual shot kinematics corridor (2nd and 3rd quartiles) for trail hip IE, trail hip FE and LAR for RG and only the LAR for PG. In both golfers, LAR was higher for succeeded shot than in failed shots. This difference of LAR magnitude between golfers and with respect to the shot quality is accordance with results on X-factors [5].

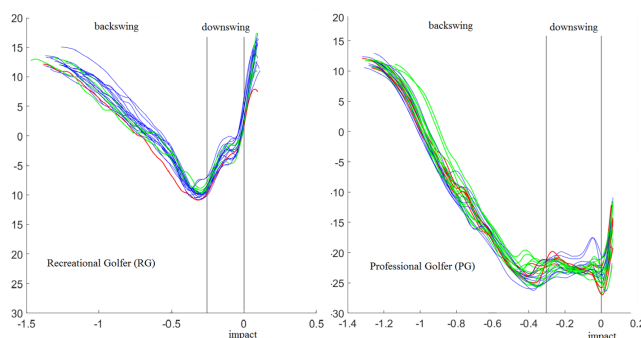


FIGURE J.15 – Lumbar axial rotation during the golf swing. Succeeded and failed shots are presented in green and red, respectively. The blue corridor represents kinematics of 2nd and 3rd quartiles.

Conclusion As expected, hips and lumbar kinematics were significantly different between the amateur and the professional golfers and were found as a discriminant factor between succeeded and failed shots. The magnitude of trail hip kinematics was also found as a discriminant between succeeded and failed shots for the amateur golfer. This was not found for the professional golfer but might be explained by the higher consistency in his shots. More investigations are still necessary to evaluate if the high magnitude of the lumbar axial rotation could not be detrimental, in particular depending on spine morphology.

References

1. Delp S. Procedures. IEEE Transactions on biomedical engineering, vol. 37, no 8, 1990.
2. Seth A. PLoS ONE 11(1).
3. Raabe M. Journal of Biomechanics.2016
4. Egret C. Journal of Human Movement Studies.2004
5. Chu Y. Journal of Sports Sciences. 2010

J.4.2 Difference in ground reaction forces between professional and amateur golfers : a preliminary study (ESB 2017, Séville, Spain)

[BSR⁺17e]

Maxime Bourgain (1), Christophe Sauret (1), Olivier Rouillon (2), Patricia Thoreux (1,3), Philippe Rouch (1)

1. Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France
2. Fédération Française de Golf, 68 rue Anatole France, 92309 Levallois Perret, France
3. Hôpital Avicenne, université Paris 13, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, 93017 Bobigny, France

Introduction The swing is a crucial movement in golf performance. During this movement, golfers apply forces on the ground through his feet during the motion. Hence, large differences in ground reactions forces are expected between amateur and professional golfers. If some studies have already investigated ground reaction forces during the golf swing, most of them only had considered the normal component. Few studies investigated the antero-posterior and medio-lateral components. In addition, no study compared succeeded and failed shots of a same golfer. The aim of this study was to compare the ground reaction forces between amateur and professional golfers and between succeeded and failed swings for each.

Methods One recreational (male ; 70 y.o. ; mass : 76 kg ; right-handed ; handicap : 19.5) and one professional (male ; 27 y.o. ; mass : 102 kg ; right handed ; European tournament) golfers participated to this study, after approval of the protocol by an ethic committee. They were informed about the protocol and signed a written inform consent form prior to the beginning of the experiments. Subject performed 20 driver swings on a artificial turf in an indoor motion analysis laboratory. Two force plates (OR6, AMTI, 1200Hz) were used to record the ground reaction forces applied on the feet during the swing. A golf dedicated radar (TrackMan) was used for identifying ball flight characteristics. Ground reactions forces were normalized by the body weight. The swing performance was defined as the resulting distance of the ball carry minus the side deviation. For each participant, the first and fourth quartiles of the whole performance dataset were used for definition of failed and succeeded swings, respectively.

Results and discussion 19 swings were useable for the recreational golfer (RG) and 20 for the professional golfer (PG). Ball carry was 162 m in average (range : 53-195 m) for RG and 250 m (range : 234-262 m) for PG. Swing durations were 1.39 ± 0.10 s and 1.33 ± 0.05 s for RG and PG, respectively. The downswing durations were of 0.26 ± 0.01 s and 0.30 ± 0.01 s for RG and PG, respectively. This similarity in both whole swing and downswing durations was already witnessed by [1]. Extremum of mean forces are detailed in the Table J.3. Comparison between succeeded and failed shots did not show curves entirely outside the corridor of regular shots (2nd and 3rd quartiles) for all components. his was found for both succeeded and failed shot and for both golfers.

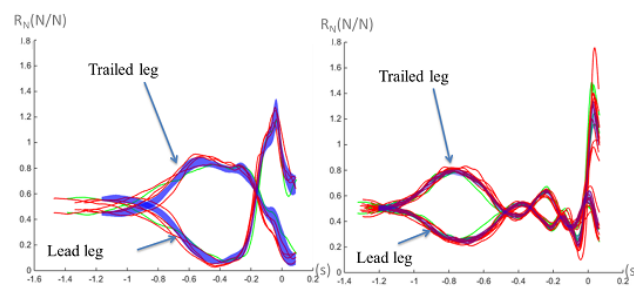


FIGURE J.16 – Vertical ground reaction forces for RG (left) and PG (right). Components under leading and trailed lower limbs are presented with dash and full lines, respectively. Shots within the 1st quartile performance are in red (failed shots), 4th quartile in green (succeeded shots). 2nd and 3rd quartiles are in blue. Time origin is ball impact.

Effort kind (% _{bw})	RG (lead)	RG (trailed)	PG (lead)	PG (trailed)
Méδιο-lateral	0/22	-24/0	0/22	-24/4
Antero-posterior	-28/10	-3/18	-29/15	-3/18
Vertical	7/123	23/82	25/86	36/78

TABLE J.3 – extremum of the mean ground reaction forces in medio-lateral (positif : right), antero-posterior (positif : anterior) and vertical (positif : superior) directions, expressed in percentage of the body weight.

Conclusion Both golfers were constant in their own technique : no main differences were measured between shots for ground reaction forces. Professional golfer was able to balance more within golf swings. A focus on torque creation into the functional swing plane should be performed and may explain differences in golf performances.

Reference

1. Egret C. Journal of Human Movement Studies.2004
2. McNitt-Gray J. L. Sports Biomechanics.2013

J.4.3 Effect of hip joint center misplacement on hip kinematics during a golf swing (ESB 2016, Lyon, France)

[BSR⁺16c]

Maxime Bourgain¹, Christophe Sauret¹, Olivier Rouillon³, Patricia Thoreux^{1,2} and Philippe Rouch¹.

Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France¹

Hôpital Avicenne, université Paris 13, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, 93017 Bobigny, France²

Fédération Française de Golf, 68 rue Anatole France, 92309 Levallois Perret, France³

Introduction Kinematics analysis of sports movements allow identifying and understanding the factors and strategies leading to performance. Motion analysis is generally performed using reflective markers placed on the skin and a subject calibration is required, including the definition of hip joint center (HJC) localization. For that purpose, either predictive or functional methods are generally used. However, studies focused on their validations had shown HJC misplacements of about 20 mm [1]. For gait analysis, a misplacement of 30 mm was defined as the maximal acceptable threshold [2]. However, this threshold may be overestimated when studying other movements such the golf swing where a high internal/external rotation of the hip was involved. In this activity, low back pain was linked to the lack of pelvis mobility [3]. This study aimed at evaluating the impact of HJC misplacement on hip kinematics during a golf swing.

Methods A volunteer (male, 47 yo, 67kg, 1m83, right handed, golf index : 1.3) participated in this study. He was equipped with 33 markers on the pelvis and both lower limbs and was asked to perform a golf swing (6-iron, club speed : 140 km/h, ball speed : 193 km/h, carry : 165 m) tracked with a motion capture system (Vicon, Oxford Metrics, 300Hz) and a ball flight simulator (Trackman®, A/S). Immediately after, low dose biplanar radiographs were acquired (EOS, EOS imaging) without removing the skin markers. This allows 3D reconstructions of the pelvis, femurs, and tibias (Figure 1); then the definition of anatomical frames, HJC and knee axis of rotation. These data were then used to make a subject-specific update of the 3D-Gait-Model-2392 model [4] (OpenSim Stanford software). Specific markers locations were obtained by registering spheres on the 3D environment of the EOS system based on their measured radiographic contours. Inverse kinematics processing was then performed to obtain the hip kinematics during the golf swing. These results were considered as the references data. Then, HJC location was modified by introducing a 20 mm translation with respect to the reference HJC and kinematics was recalculated. Six scenarii of HJC misplacement were tested :

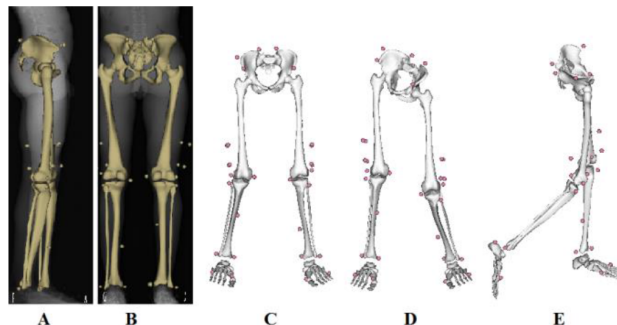


FIGURE J.17 – A-B : biplanar radiographs with superimposed 3D reconstruction of the lower limbs and markers ; C-E : subject-specific model during the phases of address, backswing and finish, respectively.

anteriorly, posteriorly, medially, laterally, inferiorly and superiorly.

Results Reference hip kinematics show ranges of motion (RoM) during the golf swing of about 25° of flexion/extension (F/E), 50° of abduction/adduction (Ab/Ad) and 42° of internal/external rotation (I/E) for the right hip; and of about 28° of F/E, 55° of Ab/Ad and 56° of I/E for the left hip. Hip misplacement induced changed in RoM during the swing exceeding 4° in F/E (about 11% of the reference RoM); and from 2 to 3° in Ab/Ad and I/E (3.5 to 6% of the reference RoM).

Discussion This preliminary study shows that hip kinematics is affected by the HJC location. However, on the contrary to that was expected, the impact was high on F/E but lower on the others directions. However, 20 mm of HJC misplacement remains limited and larger misplacements can occur with current HJC location assessment method [1]. Besides, HJC misplacement would have significant implication on hip kinetics obtained from inverse dynamics processing because mechanical moments are directly linked to the point of expression. Further work, involving more subjects, is still needed to evaluate the full implication of HJC misplacement on the various biomechanical data.

Reference

1. Sangeux, M., et al, *Gait & Posture* 40, 20-25, 2014.
2. Stagni, R., et al, *Journal of Biomechanics* 33, 1479-1487, 2000
3. Kim, S.-B. et al, *American Journal of Sports Medicine* 43, 113-120, 2015.
4. Delp, S.L. et al, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1990.

J.4.4 Impact of hip joint misplacement on kinematics and kinetics during golf swing (ISBS 2016, Tsubaka, Japan)

[BSR⁺16d]

Maxime Bourgain¹, Christophe Sauret¹, Patricia Thoreux^{1,2}, Olivier Rouillon³ and Philippe Rouch¹.

Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France¹

Hôpital Avicenne, université Paris 13, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, 93017 Bobigny, France²

Fédération Française de Golf, 68 rue Anatole France, 92309 Levallois Perret, France³

Abstract This study aimed at investigating the influence of the hip joint center location on kinematics and kinetics during golf swing. One skilled golfer swing was recorded through a 12 cameras optoelectronic motion capture system and 2 forceplates. The 3D bone geometries were obtained from full-body low dose stereoradiography and its dedicated software. The 3D locations of the femoral heads were used to define reference data. Then, these locations were modified by 20 mm into 6 configurations around the reference and both kinematics and kinetics parameters were re-computed. Changes reached 21% for hip joint angles, 8% in the X-factor calculation and 100% for hip joint moments. Coaches and teachers, encouraged to objectify their practice through measurement devices, should be aware of erroneous subject calibration impact on the results.

Keywords : sensitivity, subject-specific modelling, X-factor

Introduction The swing movement is a key element in the golf performance and its efficiency was reported to be related to several factors such as kinematic sequence (Cheetham et al., 2008), high frequency changes in trajectory (jerk) (Choi et al., 2014) or the amplitude of mobility between the thorax and the pelvis often described through the X-factor (Kwon et al., 2013; McLean, 1992). However this last parameter is contested due to the lack of consensus on its calculation definition (Brown et al., 2013; Kwon et al., 2013) and some authors suggested that a definition based on segment coordinate systems may be more appropriate (Brown et al., 2013).

Injuries in golf are also related to biomechanics parameters, in particular for low back pain which is the most common injury in golfer (McHardy et al., 2007). Low back pain (LBP) is considered as multi-factorial and was shown to be linked to back muscles structures (Lee et al., 2011), lack of pelvis mobility (Kim et al., 2015) and excessive side-bending and axial over-rotation of the spine (Lindsay and Vandervoort, 2014).

In order to facilitate learning, training and follow-up of golfers, different embedded systems were and are currently developed to assist golfers in ecological situation (e.g. Kvest, K-Motion Interactive, USA). Some of those systems require a subject calibration in term of length of body segments and joints localization which are difficult to obtain accurately and may be time consuming. For instance, using classical opto-electronic 3D motion analysis protocol, the location of the hip joint center is often assessed with an error of about 3 cm (Della Croce et al., 2005), which was described inside the acceptable threshold for gait analysis (Stagni et al., 2000). However, the impact of the hip joint center location on hip kinematics and kinetics for golf swing remains to be assessed. The aim of this study was to investigate the effect of hip joint misplacement on hip

kinematics and kinetics and on the coach well known X-factor parameter.

Methods One volunteer (male, 47 yo, 67kg, 1m83, right handed, golf index : 1.3) participated in this study after giving his written informed consent. He was equipped with 39 reflective markers on the thorax, pelvis and both lower limbs and was asked to perform a golf swing (6-iron, club speed : 140 km/h, ball speed : 193 km/h, carry : 165 m) tracked with a motion capture system (Vicon, Oxford Metrics, 300Hz) and a ball flight simulator (Trackman®, A/S). Two forceplates (AMTI, USA, 1200Hz), one under each foot, were used for inverse dynamics processing allowing to determine hip joint moments. Immediately after the

motion analysis acquisition, low-dose biplanar radiographs were acquired (EOS, EOS imaging, France) without removing the skin markers. This allows 3D reconstructions of the pelvis, femurs, and tibias (Figure 1) and the accurate location of the reflective markers in the bone embedded reference frame. The 3D reconstructions of the femur and pelvis allow accurate definition of the Hip Joint Center (HJC) - here assessed from the centers of the femoral heads. In addition, knees axes of rotation were also defined from the posterior parts of the femurs condyles. These data were then used to make a subject-specific update of the 3D-Gait-Model-2392 model (Delp et al., 1990) and this subject-specific model was used to determine kinematics and kinetics parameters through Opensim workflow (OpenSim Stanford software). Hip joint moments were divided by the subject weight. These results were considered as the references for all parameters. Then, HJC location was modified by introducing a 20 mm translation with respect to the reference HJC and both kinematics and kinetics were recalculated. Six scenarios of HJC misplacement were tested : anteriorly, posteriorly, medially, laterally, inferiorly and superiorly (defined in the pelvis reference frame). X-factor was deduced from the inverse kinematics as the axial rotation angle of the thorax with respect to the pelvis and called “projected X-factor” by (Kwon et al., 2013).

Results Results showed that hip kinematics was substantially affected by hip joint misplacement (Table 1), in particular for the flexion angles with differences up to 21% (7.5°) for a reference angle of 35°. Change near to 5° was also found for hip internal/external rotation (13%, for a reference of 36°). The X-factor was also affected by differences reaching about 9° and with a change magnitude between the different cases of about 8% °. It was particularly affected by HJC misplacement following the medio-lateral and the infero-superior direction of the pelvis reference frame. Hip kinematics are influenced by HJC modification, accordingly to the Table J.4.

As expected due to changes in lever arms, hip joint moments were affected by changes in HJC location (Table J.5, Figure J.19). These changes are up to 106% of the reference, in the left

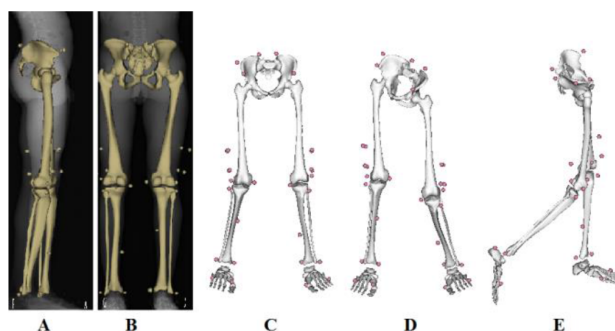


FIGURE J.18 – A-B : biplanar radiographs with superimposed 3D reconstruction of the lower limbs and markers ; C-E : subject-specific model during the phases of address, backswing and finish, respectively.

Movement	Side	Maximum error (%/°)	Case	Reference (°)
Adduction	left	5.9 / 1.1	medial	-20.2
	right	4.8 / 1.8	medial	-37.7
Flexion	left	21.3 / 7.5	superior	-35.3
	right	18.4 / 4.7	inferior	-25.6
Rotation	left	5.5 / 2.1	lateral	38.1
	right	12.7 / 4.5	lateral	35.7

TABLE J.4 – values of worst cases (inferior, superior, lateral, medial, anterior, posterior) relatively to the reference and the corresponding reference angle.

adduction with anterior HJC misplacement (Figure J.19).

Movement	Side	Maximum error (%)	Case	Reference (Nm/kg)
Adduction	left	106	anterior	-0.29
	right	102	medial	0.32
Flexion	left	56	inferior	-0.45
	right	65	posterior	-0.44
Rotation	left	83	medial	-0.10
	right	95	medial	-0.23

TABLE J.5 – values of worst cases (inferior, superior, lateral, medial, anterior, posterior) relatively to the reference and the corresponding reference angle.

Discussion In this study, we introduced a limited error on HJC location (20 mm), which was below the value reported in the literature on actual HJC assessment (about 30 mm, Della Croce et al., 2005 ; Sangeux et al., 2014). Contrary to gait analysis (Stagni et al., 2000), the observed differences during the golf swing were often substantial both in kinematic and in kinetic results, particularly for medio-lateral directions. These HJC misplacements led to hip angles error near or exceeding 5°, in particular for flexion/extension of the both hips and the internal/external rotation of the right hip. The X-factor that is a crucial indicator for coach was also affected by about 9°. A last, hip joint moments were also affected from both the effect of kinematics and the change in lever arm geometrically induced by the change in HJC location. Finally, these differences would have been greater if the misplacement have been greater, such as values reported in the literature (Della Croce et al., 2005 ; Sangeux et al., 2014). The small sample of tested subjects (only one) can be seen as a limitation of this study and more subjects would be enrolled to reinforce the presented results. However, it was enough to demonstrate the need of accurately locating the HJC for biomechanical analysis. This result gives important insights for golf coaches and teachers since more and more of them use dedicated embedded technology to assist them in their work by measuring biomechanical variables on golf practitioner in real condition. These devices often need a subject calibration prior to measurement that can be seen as a time loss with respect to golf practice. This study shows the importance of a careful adherence to the calibration procedure

for confident results. The difficulty to obtain accurate HJC location in practice may prevent from direct comparison between golfers biomechanical results obtained from these devices.

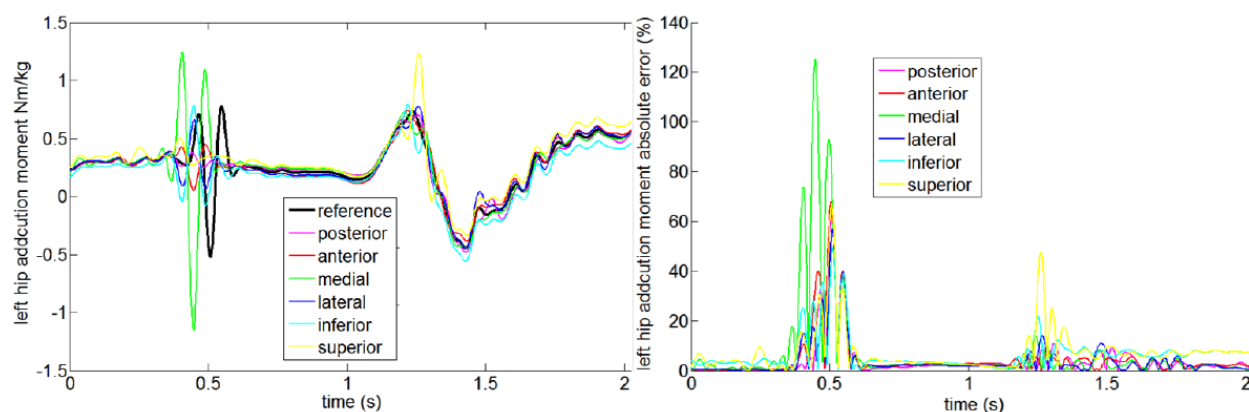


FIGURE J.19 – left hip adduction moments during one golf swing, in the 6 geometrical configurations (left) and its corresponding absolute error relatively to the reference data (right).

Conclusion This study showed the impact of hip joint center location on both kinematics and kinetics. As many systems are developed for performance parameters assessment in real practice condition through embedded sensors, it is important that users of such systems, typically coaches and teachers, are aware about the effect of inappropriate subject calibration on the results inaccuracies. So authors would encourage users of such systems to take time in their daily practice for appropriate calibration. In addition, due to the difficulty to accurately define some joint centers such as the hip for instance, comparison between golfers with these devices should be done carefully

Reference

- Brown, S.J., Selbie, W.S., Wallace, E.S., 2013. The X-Factor : an evaluation of common methods used to analyse major inter-segment kinematics during the golf swing. *J Sports Sci* 31, 1156–1163.
- Cheetham, P., Rose, G.A., Hinrichs, R.N., Neal, R.J., Mottram, R.E., Hurriion, P.D., Vint, P.F., 2008. comparison of kinematic sequence parameters between amateur and professional golfers.
- Choi, A., Joo, S.-B., Oh, E., Mun, J.H., 2014. Kinematic evaluation of movement smoothness in golf : relationship between the normalized jerk cost of body joints and the clubhead. *Biomed Eng Online* 13, 20.
- Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L., Cappozzo, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry : Part 4 : assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait & Posture* 21, 226–237.
- Delp, S.L., Loan, J.P., Hoy, M.G., Zajac, F.E., Topp, E.L., Rosen, J.M., 1990. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Trans Biomed Eng* 37, 757–767.
- Kim, S.-B., You, J.S.H., Kwon, O.-Y., Yi, C.-H., 2015. Lumbopelvic kinematic characteristics of golfers with limited hip rotation. *Am J Sports Med* 43, 113–120.

- Kwon, Y.-H., Han, K.H., Como, C., Lee, S., Singhal, K., 2013. Validity of the X-factor computation methods and relationship between the X-factor parameters and clubhead velocity in skilled golfers. *Sports Biomech* 12, 231–246.
- Lee, H.I., Song, J., Lee, H.S., Kang, J.Y., Kim, M., Ryu, J.S., 2011. Association between Cross-sectional Areas of Lumbar Muscles on Magnetic Resonance Imaging and Chronicity of Low Back Pain. *Ann Rehabil Med* 35, 852–859.
- Lindsay, D.M., Vandervoort, A.A., 2014. Golf-Related Low Back Pain : A Review of Causative Factors and Prevention Strategies. *Asian J Sports Med* 5.
- McHardy, A.J., Pollard, H.P., Luo, K., 2007. Golf-related lower back injuries : an epidemiological survey. *Journal of Chiropractic Medicine* 6, 20–26.
- McLean, J., 1992. Widen the gap. *Golf Magazine* 49–53.
- Sangeux, M., Pillet, H., Skalli, W., 2014. Which method of hip joint centre localisation should be used in gait analysis? *Gait & Posture* 40, 20–25.
- Stagni, R., Leardini, A., Cappozzo, A., Grazia Benedetti, M., Cappello, A., 2000. Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. *Journal of Biomechanics* 33, 1479–1487.

J.4.5 Is kinetic motor moment a key for golf swing performance? A preliminary study. (WCB 2018, Dublin, Ireland)

Maxime Bourgain¹, Christophe Sauret¹, Patricia Thoreux^{1,2}, Olivier Rouillon³ and Philippe Rouch¹.

Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France¹

Hôpital Avicenne, université Paris 13, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, 93017 Bobigny, France²

Fédération Française de Golf, 68 rue Anatole France, 92309 Levallois Perret, France³

Introduction Golf is a popular sport (55 million players in 2003 [1]). Both recreational and professional players are aiming at maximizing their performance and golf swing is a key movement. It has been widely studied from kinematics, kinetics [2] or ground reaction forces [3] aspects for understanding how clubhead speed is maximized. However, no study have considered swing kinetic moment. The objective of this study was to investigate if the kinetic moment generated by the golfer influences golf swing performance.

Methods 24 golfers (weight, mean : 81.3kg [63-105]; height, mean 1.81m [1.67-1.95] , all right-handed) performed 2 series of 10 golf swings, equipped with 88 reflective markers in a motion capture rooms containing 12 optoelectronics cameras (Vicon, 200Hz), 2 forceplates (AMTI, 1200Hz, one under each foot) and a dedicated radar (TrackMan) measuring ball flight characteristics. Golfers were separated within 6 categories based on their performance during the experimental session (criteria : overall mean clubhead speed at impact). The best swing of each golfer was selected based on clubhead speed. For each subject a model was created with OpenSim software [4], scaled from a dedicated generic model. Inverse Kinematic and Analyze tools were used to compute positions and velocities of all golfers' segments. Based on clubhead marker, the motion plane was computed with a least square criterion from mid-downswing to impact. The kinetic moment of all segments was computed and the kinetic motor moment (KMM) was defined with the normal of the motion plane pointing upward and in the center of mass of the golfer.

Results Mean clubhead speed varied from 33 to 50 m/s, categories were regularly spaced of 3m/s resulting in 4, 5, 5, 1, 4, 5 golfers in each categories, ordered from the worst (cat1) to the best (cat6) performance. KMM were represented within the figure 1.

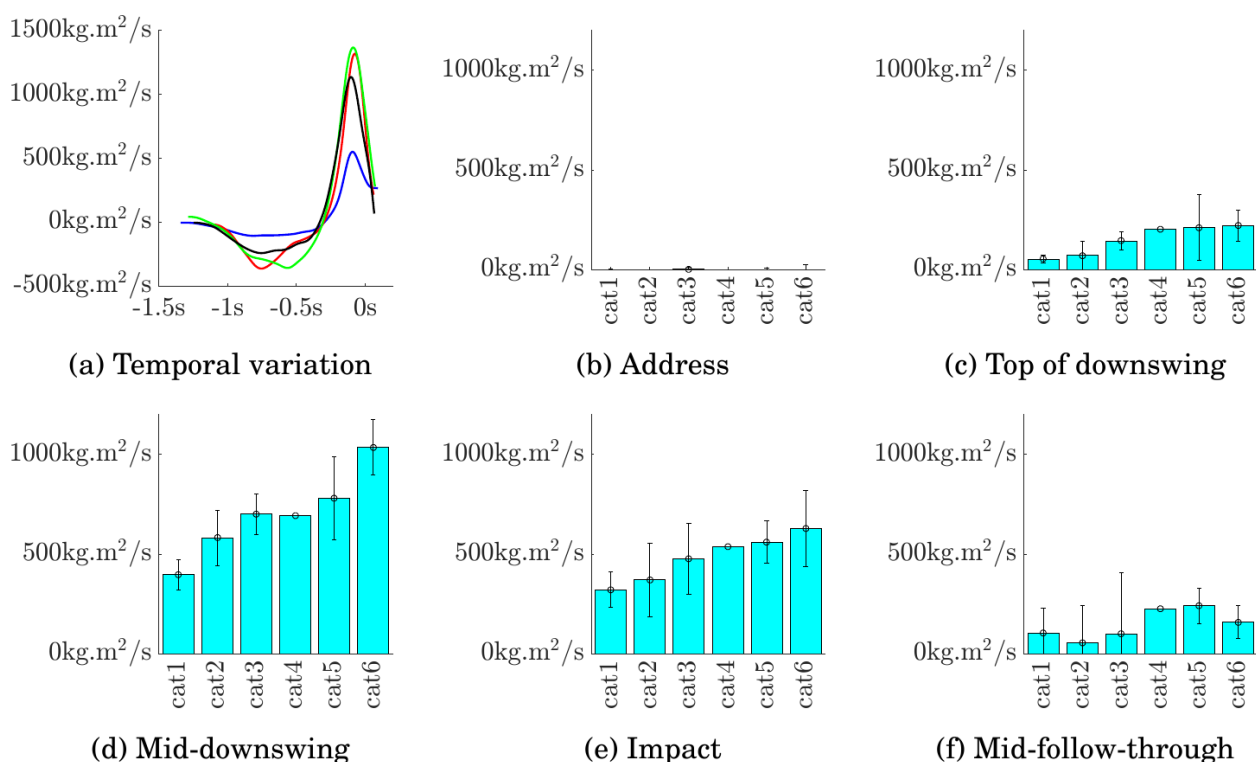


FIGURE J.20 – (a) Temporal variation of KMM of 4 golfers (1 amateur of cat1 blue, 1 of cat5 ref, and 2 of cat6, green and black) during golf swing, with impact as the time origin. Histograms of mean values within the category and standard deviation at address (b), top of backswing (c), mid-downswing (d), impact (e) and mid-follow-through (f).

Discussion and conclusion Golfers with higher performance were able to produce more kinetic motor moment. Further investigation should be performed, in particular for considering golfer/club interaction.

References

- 1. Farrally, M. R., et al., (2003) *Journal of Sports Sciences*, 21(9) :753–765
- 2. Nesbit, S.M., et al., (2005) *Journal of Sports Science and Medicine*, 4(4) :499–519
- 3. McNitt-Gray, J.L., et al., (2013) *Sports Biomechanics*, 12(2) :121–131
- 4. Delp, S.L., et al., (2007). *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 54, 1940–1950.

J.4.6 Motor moment modification during golf swing. A preliminary study. (WCB 2018, Dublin, Ireland)

Maxime Bourgain¹, Christophe Sauret¹, Patricia Thoreux^{1,2}, Olivier Rouillon³ and Philippe Rouch¹.

Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France¹

Hôpital Avicenne, université Paris 13, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, 93017 Bobigny, France²

Fédération Française de Golf, 68 rue Anatole France, 92309 Levallois Perret, France³

Introduction Golf is a popular sport (55 million players in 2003 [1]). Both recreational and professional players are aiming at maximizing their performance and swing is a key movement. Studying golf swing may help to improve performance and to identify techniques reducing injury risk. Links between swing characteristics and amplitudes of ground reaction forces have been studied, for forces [2] and for free moment [3]. However, none of them have studied global moment. The objective of this study was to investigate if the global moment generated by the golfer influences golf swing performance.

Methods 11 golfers (weight, mean : 85kg [76-100]; height, mean : 1.83m [1.73-1.93], all right-handed) were equipped with 88 reflective markers in a motion capture rooms containing 12 optoelectronics cameras (Vicon, 200Hz), 2 forceplates (AMTI, 1200Hz, one under each foot) and a dedicated radar (TrackMan) measuring ball flight characteristics. They performed a series of 10 natural golf swings then 10 swings with the instruction of maximizing ball distance. The best swing of each series for each golfer were selected based on clubhead speed. For each subject a model was created with OpenSim software [4], scaled from a dedicated generic model. Inverse Kinematic and Analyze tools were used to compute positions of the golfers center of mass. Based on clubhead marker, the motion plane was computed with a least square criterion from mid-downswing to impact. The motor moment of the ground reaction forces was defined with the normal of this plane pointing upward and the center of mass of the golfer. Each contribution were separated (free moments, FM, vertical forces VF, in plane force, PF, over lead, L, and trailed, T, sides) and averaged over the downswing.

Results Clubhead speed varied from 35 to 51 m/s (mean : 43.5) for series 1 and from 34 to 51 m/s (mean : 42.5) for series 2. Motor Moments were represented within the figure 1.

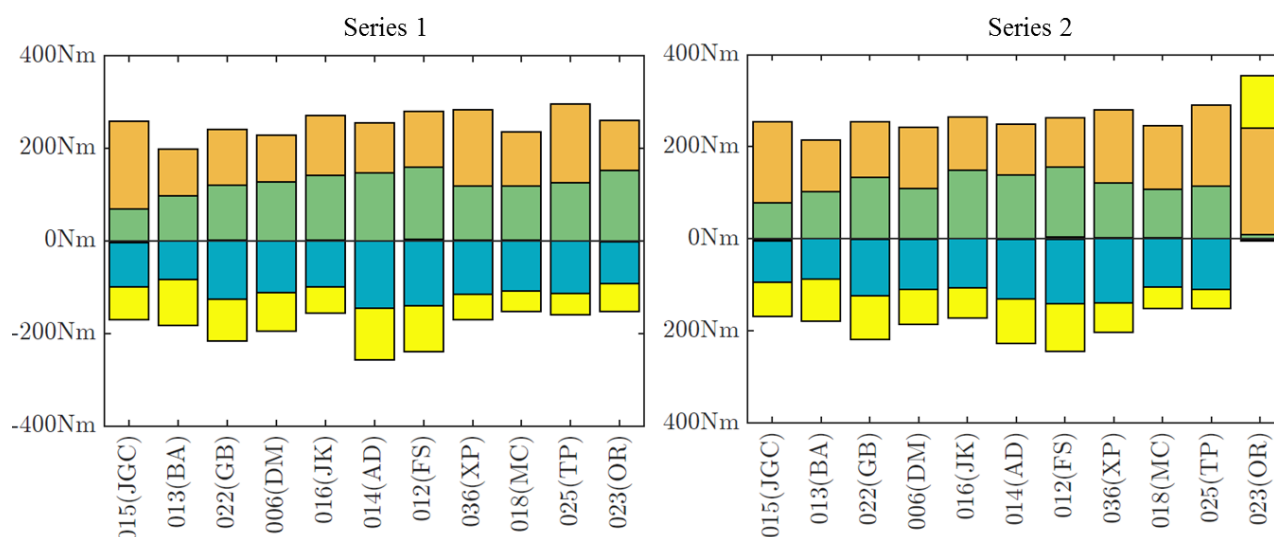


FIGURE J.21 – Averaged contributions on the motor moment during the downswing. Orange : VFL, yellow : VFT, blue : PFL, green : PFT, black : FMT and FML.

Discussion and conclusion Golfers did not always succeed in increasing their clubhead speed. Free moments contributions were negligible compared to other ones. Only one golfer (the more skilled one) has changed his motor moment components distribution. Understanding how skilled golfers adapt themselves during the play would interest golfers and coaches for both performance and injury prevention improvement.

References

- 1. Farrally, M. R., et al., (2003) *Journal of Sports Sciences*, 21(9) :753–765
- 2. McNitt-Gray, J.L., et al., (2013) *Sports Biomechanics*, 12(2) :121–131
- 3. Worsfold, N.A., et al., (2009) *Journal of Sports Science and Medicine*, 8(4) :607–615.
- 4. Delp, S.L., et al., (2007). *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 54, 1940–1950.

J.5 Communications nationales

J.5.1 Comparaison de la dynamique de la hanche entre la marche et le swing de golf. Comparaison d'un sujet asymptotique et d'un sujet avec prothèse de hanche. (SFTS 2017, Marseille, France)

[BSR⁺17c]

Maxime Bourgain¹, Christophe Sauret¹, Olivier Rouillon³, Philippe Rouch¹ et Patricia Thoreux^{1,2}
Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France¹
Hôpital Avicenne, université Paris 13, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, 93017 Bobigny, France²
Fédération Française de Golf, 68 rue Anatole France, 92309 Levallois Perret, France³

Introduction Le golf est une activité physique alternant des séquences de marche et des mouvements de swing qui a poussé certains chirurgiens à recommander cette activité, pratiquée à une intensité modérée, après une opération totale de hanche [Swanson 2009] ou pour traiter certaines lombalgies [Ribaud 2013]. Cependant, contrairement à la marche où le mouvement se fait principalement dans le plan sagittal, le swing de golf nécessite une rotation axiale du tronc, ce qui peut conduire à des efforts importants dans le rachis lombaire et aux hanches. Ainsi la marche et les mouvements de golf semblent solliciter les articulations de manières complémentaires. L'objectif de cette étude est de comparer les efforts à la hanche lors de la marche et du swing de golf pour un sujet asymptotique et un sujet avec prothèse de hanche.

Matériel et méthode Deux golfeurs amateurs de niveau similaire (handicap : 19 et 20), un sujet asymptotique (SA) et un sujet ayant subi une opération totale de hanche (SP) ont participé à ce protocole de recherche. Après avoir fourni leur consentement éclairé, chaque volontaire a été équipé de 88 marqueurs réfléchissant permettant la mesure de leurs mouvements à l'aide d'un système opto-électronique (Vicon, Oxford Metrics). Deux plateformes de forces (OR6, AMTI) ont permis de mesurer les actions mécaniques entre les pieds et le sol. Après un échauffement, chaque sujet a réalisé un cycle de marche, à une vitesse confortable ; puis a réalisé 20 swings au driver. La performance au golf a été mesurée à l'aide d'un radar dédié (TrackMan) et seuls les deux meilleurs et deux moins bons swings des deux golfeurs ont été pris en compte. Les données ont été traitées par une technique d'optimisation multi-corps (cinématique et dynamique) via le logiciel OpenSim [Delp 1990, 2006].

Résultats Malgré des handicaps semblables, les performances au swing des deux golfeurs étaient significativement différentes avec une distance moyenne de 162m pour SA contre 104m pour SP. Les moments aux hanches sont plus importants lors du swing que lors de la marche : en moyenne, 2.25Nm/kg contre 2Nm/kg pour SA et 1.9Nm/kg contre 1.3Nm/kg pour SP. La répartition entre les hanches gauche et droite, pour chaque sujet, est semblable. Toutefois la répartition entre les sujets est différente : notamment, les moments, à l'impact, de rotation interne-externe sont principalement situés à gauche pour SA (-1.5Nm/kg contre 0.7Nm/kg) et plus à droite pour SP (-0.5Nm/kg contre 1.5Nm/kg), côté ayant été opéré.

Conclusion Les analyses en dynamiques inverses montrent que les sollicitations mécaniques lors de la marche et du swing de golf sont complémentaires, ce qui conforte l'idée que le golf peut constituer une pratique intéressante pour garder une activité physique tout au long de la vie. De plus, le golfeur ayant eu une opération de hanche a réussi à modifier sa technique afin de pouvoir effectuer un swing de golf malgré une limitation pour produire des efforts musculaires du côté opéré.

J.5.2 Performance et risque de blessure au golf : étude du moment moteur dû aux efforts au sol (SFTS 2017, Marseille, France)

[BSR⁺17b]

Maxime Bourgain¹, Christophe Sauret¹, Philippe Rouch¹ Patricia Thoreux^{1,2} et Olivier Rouillon³
Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France¹
Hôpital Avicenne, université Paris 13, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, 93017 Bobigny, France²
Fédération Française de Golf, 68 rue Anatole France, 92309 Levallois Perret, France³

Introduction Le golf est considéré comme un sport à faible impact. D'un côté, certains chirurgiens recommandant sa pratique comme activité après une opération totale de hanche [Swanson 2009] ou pour traiter certaines lombalgies [Ribaud 2013]. D'un autre côté, le swing de golf est un mouvement à forte dynamique nécessitant l'ensemble du corps [Marta 2012] pouvant conduire à des blessures [McHardy 2006]. Une pratique optimale consiste à générer un moment moteur maximum, utile au swing, en réduisant les autres contributions, afin d'éviter de surcharger inutilement les articulations. Ainsi, l'objectif de cette étude est de comparer la capacité à produire un moment moteur lors du swing de golf.

Matériel et méthode Deux golfeurs amateurs (h=12 et 7, droitiers) et deux golfeurs professionnels (professionnels depuis 2 mois et 9 ans, droitiers), ont participé à cette étude. Le protocole a été approuvé par un comité d'éthique indépendant et chaque volontaire a donné son consentement éclairé par écrit avant le début des expérimentations. Après un échauffement, chaque sujet a réalisé 20 swings à l'aide de son propre driver dans une salle d'analyse du mouvement. Chaque swing a été mesuré à l'aide d'un radar dédié (TrackMan 3, TrackMan golf) mesurant et simulant les caractéristiques de vol de la balle. Chaque volontaire a été équipé de 88 marqueurs réfléchissant, 6 marqueurs supplémentaires ont été utilisés : 4 sur le club et 2 alignés initialement avec la balle, afin d'identifier l'instant de l'impact. La mesure en 3 dimensions de la position des marqueurs est effectuée à l'aide d'un système optoélectronique (Vicon, Oxford Metrics, 200Hz, Nexus software). Les efforts au sol sont mesurés, de façon synchronisés avec les mesures cinématiques, à l'aide de deux plateformes de force (OR6, AMTI, 1200Hz), recouvertes par du gazon synthétique. Deux swings par golfeurs ont été pris en compte : le meilleur et le moins bon en termes de distance parcourue. Les 3 marqueurs du manche du club ont été utilisés pour déterminer le plan de swing. Les actions mécaniques du sol sur les pieds ont été exprimées au centre de gravité et projeté suivant la normale au plan de swing afin de déterminer le moment moteur. Ce moment moteur est décomposés en ses différentes contributions (moments libres, induits par les efforts horizontaux et verticaux).

Résultats et discussion Le moment moteur est généré à la fois par les efforts verticaux et les efforts horizontaux, pour tous les golfeurs, le moment libre étant négligeable. Une augmentation de la distance parcourue s'accompagne avec une augmentation du pic de moment moteur maximum ; toutefois le moment moteur moyen généré pendant le swing ne conduit pas nécessairement à une meilleure performance. Le moment moteur à l'impact, pour au moins un des deux swings

considérés, est négatif pour trois des quatre golfeurs ; signifiant que ces golfeurs ralentissent leur club avant l'impact. Ainsi, leurs articulations sont soumises à des efforts parasites en termes de performances et qui pourraient conduire à des blessures.

J.5.3 Détermination de la rotation intervertébrale axiale du rachis sur une population de golfeurs. Etude préliminaire. (SFTS 2017, Marseille, France)

[PBS⁺17]

Grégoire Prum¹, Maxime Bourgain¹, Christophe Sauret¹, Philippe Rouch¹, Olivier Rouillon³ et Patricia Thoreux^{1,2} Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France¹ Hôpital Avicenne, université Paris 13, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, 93017 Bobigny, France² Fédération Française de Golf, 68 rue Anatole France, 92309 Levallois Perret, France³

Introduction Le swing est le mouvement principal au golf. Il implique une importante rotation du rachis, dont la distribution semble être variable entre les sujets, permettant différentes amplitudes durant le backswing. Une seule étude préliminaire a étudié cette distribution (Bourgain et al. 2016). Une limitation de la rotation axiale du rachis pourrait conduire à l'apparition de lombalgies, première blessure du golfeur et première cause d'arrêt de carrière professionnelle (Lindsay et al. 2000). Le but de cette étude est de quantifier la répartition de la rotation axiale le long du rachis, à partir d'acquisitions stéréographiques, sur une population de golfeurs, et d'évaluer les liens possibles avec l'apparition de lombalgies.

Matériel et méthode Trois joueurs (tableau 1) ont été inclus dans cette étude, tous droitiers. Le protocole a été approuvé par un comité d'éthique et chaque volontaire donna son consentement éclairé avant l'expérimentation. Pour chaque sujet, 2 radiographies biplanes à faible irradiation, permettant une reconstruction 3D du pelvis et de chaque vertèbre (EOS® system, EOS imaging, France) ont été réalisées. La première était réalisée en position dite standard, permettant la personnalisation de la position des os et leur morphologie (Dubousset et al. 2005). La seconde était réalisée en rotation du tronc d'environ 45°, côté backswing. 5 points anatomiques (extrémité inférieure du processus épineux, extrémité supérieure et inférieure de l'insertion des pédicules sur le corps vertébral) de chaque vertèbre étaient identifiés, permettant la création d'un repère, lié à celui de la vertèbre correspondante (Figure 1). Ces points ont été choisis pour leur visibilité sur les 2 acquisitions et leur capacité à déterminer la rotation axiale. Ces mêmes points étaient ensuite identifiés sur la seconde acquisition, permettant de replacer le modèle 3D. Ce processus a été répété 3 fois par sujet, afin d'évaluer la précision de la méthode. Enfin, la rotation axiale du rachis thoracique était calculée par la transformation entre la 7ème vertèbre cervicale (C7) et la première vertèbre lombaire (L1). La rotation du rachis lombaire était calculée entre L1 et le plateau sacré (S1).

Résultats et discussion Les 3 reconstructions successives du rachis de chaque joueur ont permis de déterminer une rotation axiale du rachis thoracique de -6,38 +/- 0,36 degrés pour le joueur 1, -6,08 +/- 1,30 pour le joueur 2, et -12,42 +/- 2,74 pour le joueur 3. La rotation du rachis lombaire était de -6,86 +/- 0,97 degrés pour le joueur 1, -12,58 +/- 1,07 pour le joueur 2, et -12,58 +/- 2,33 pour le joueur 3. Cela correspond à l'ordre de grandeur décrit dans la littérature (Gregersen & Lucas 1967). Les proportions de rotation axiale du rachis lombaire par rapport à la rotation

thoraco-pelviennne étaient respectivement de 52%, 50%, 67%.

Conclusion Il est nécessaire de poursuivre notre étude avec un nombre plus important de joueurs, afin de valider la reproductibilité de notre méthode, et d'évaluer les liens possibles entre la rotation intervertébrale, et l'apparition des lombalgies dans la pratique du golf.

J.5.4 Effet du type de surface sur la cinématique et la dynamique de la hanche en tennis de table chez des pongistes de haut niveau (SFTS 2017, Marseille, France)

[SKB⁺17]

Christophe Sauret, Jessica Kui, Maxime Bourgain, Rozenn Jacquet-Yquel, Stéphanie Nguyen, Sébastien Le Garrec, Lilian Lacourpaille, Christian Palierno, Philippe Rouch et Patricia Thoreux
INSEP (Institut National des Sports, de l'Expertise et de la Performance), 11 avenue du Tremblay, 75012 Paris¹ Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, 151 boulevard de l'Hôpital, 75013 Paris² Fédération Française de Tennis de Table, 3 Rue Dieudonné Costes, 75013 Paris³ Hôpital Avicenne, Université Paris 13, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, 93017 Bobigny⁴

Introduction Depuis quelques années, une recrudescence des pathologies de hanche est observée chez les joueurs français de tennis de table de haut niveau. Dans le même temps, les surfaces de jeu sont progressivement passées du traditionnel parquet au sol de type Taraflex®. La question d'une possible relation entre le changement du type de surface et la recrudescence des pathologies de hanche peut donc se poser. L'objectif de la présente étude était d'évaluer l'influence de la surface de jeu sur la cinématique et la dynamique de la hanche chez des pongistes de haut niveau.

Matériel et méthode 8 joueurs (hommes, droitiers, 17 à 27 ans, appartenant au collectif France de tennis de table, avec ou sans antécédent de pathologie coxo-fémorale symptomatique et après bilan clinique complet) ont participé à cette étude. Après avoir été équipés de marqueurs réfléchissants sur l'ensemble du corps, une analyse de mouvement a été réalisée à l'aide d'un système optoélectronique de capture du mouvement (Système Vicon, 13 caméras, 200 Hz) lors de mouvements de coup droit, avec et sans pivot. Ces mouvements ont été réalisés à la fois sur parquet et sur sol Taraflex®, dans un ordre randomisé. Des plates-formes de force (AMTI, 1200 Hz), synchronisées avec le système de capture du mouvement, étaient placées au niveau des appuis et ont permis de mesurer les efforts de réaction du sol sur le pied droit. Un modèle musculo-squelettique (Raabe et al., 2016) a ensuite été utilisé avec le logiciel OpenSim (Delp, 2007) pour obtenir la cinématique articulaire de l'ensemble des articulations à l'aide d'une méthode d'optimisation multi-segmentaire. Les moments nets des articulations du membre inférieur droit (cheville, genou et hanche) ont été obtenus par une méthode de dynamique inverse à partir de la cinématique articulaire et des efforts de réaction du sol mesurés par les plates-formes de force.

Résultats Les données cinématiques des 8 sujets ont pu être exploitées. Des différences importantes dans la cinématique de la hanche ont été notées entre les sujets, et entre les coups avec et sans pivot. En particulier, le secteur articulaire de rotation interne/externe était significativement différente entre les coups avec et sans pivot chez tous les sujets. Cependant, la cinématique de la hanche n'est pas apparue affectée par le type de surface. Du point de vue des moments articulaires, seuls deux sujets ont été exploités jusqu'ici et les résultats, préliminaires à ce stade,

ne montrent pas non plus de différence évidente entre les deux surfaces.

Conclusion La présente étude avait pour but d'évaluer le potentiel impact des sols de type Taraflex® sur la recrudescence des pathologies de hanche chez les pongistes de haut niveau. Les premiers résultats obtenus ne semblent pas incriminer le rôle de la surface de jeu mais les analyses sur les moments articulaires doivent être poursuivies sur plus de sujets. La corrélation avec des facteurs anatomiques tels que la morphologie de la tête fémorale et de l'acétabulum (Nguyen et al., 2016), combinés à la charge d'entraînement doit désormais être analysée.

J.5.5 Séquence d'activations musculaires lors du swing de golf : performance et prévention des blessures (SFTS 2016, Pau, France)

[BSC⁺16]

Maxime Bourgain¹, Christophe Sauret¹, Kevin Cépissul¹, Olivier Rouillon³, Philippe Rouch¹ et Patricia Thoreux^{1,2} Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France¹ Hôpital Avicenne, université Paris 13, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, 93017 Bobigny, France² Fédération Française de Golf, 68 rue Anatole France, 92309 Levallois Perret, France³

Introduction Le swing est un mouvement clef de la performance au golf. Ce mouvement, complexe et à forte dynamique, est également souvent associé à l'apparition de douleurs lombaires, principale blessure des joueurs de golf [McHardy 2005, 2006]. Par ailleurs, suite à une opération du genou ou de la hanche, de nombreux chirurgiens recommandent le golf comme activité à faible impact pour améliorer la qualité de vie des patients [e.g. Swanson 2009]. Or il a été montré que les muscles sont mobilisés de façons différentes lors des bons et des mauvais swings [Neal 2008]. L'objectif de la présente étude est d'identifier les variabilités des séquences d'activations musculaires entre les mauvais et les bons swings d'un même golfeur asymptomatique afin d'identifier s'il existe des différences d'activation.

Méthode Pour cela 2 volontaires asymptomatiques, golfeurs amateurs, ont été recrutés. Après avoir donné leur consentement par écrit, ils ont été équipés de 10 électrodes électromyographiques (EMG) (Delsys Inc, USA) à 1200Hz afin de mesurer l'activité électrique des muscles grands fessiers, droits fémoraux, biceps fémoraux et gastrocnémiens médiaux. Les électrodes ont été positionnées sur la peau suivant les recommandations du SENIAM [Hermens 2000] après avoir été préalablement rasée et nettoyée la peau à l'alcool. Chaque volontaire a également été équipé d'un ensemble de marqueurs réfléchissants [Wu 2005] nécessaires à l'utilisation d'un système opto-électronique (VICON, Oxford metrics), synchronisé avec les EMG, afin de déterminer les différentes phases du mouvement. Les volontaires se sont ensuite échauffés et ont réalisés deux séries de 10 swings avec leur propre driver. Les signaux EMG ont été traités à l'aide d'une méthode TKE (Solnik 2008) et redressés, puis un seuil d'activation a été déterminé conformément à la méthode de Li et al 2007, afin d'obtenir les activations des 10 muscles pour chaque swing.

Résultats Les premiers résultats montrent qu'il existe une variation entre les coups d'une même personne notamment en termes de durée de la phase d'accélération, de décalage temporel de l'activation de certains muscles – notamment les extenseurs – et en termes de dissociation d'activations gauche/droite. Ces éléments pouvant conduire respectivement à une augmentation des vitesses articulaires, à la modification des transferts de poids ainsi qu'à la modification des efforts de rotation appliqués à la colonne, ces éléments pouvant induire une modification des efforts internes et donc une augmentation de la probabilité d'apparition de blessures.

Conclusion Ainsi, cette investigation est une première étape pour la compréhension des mécanismes d'apparition des douleurs chez les joueurs de golf.

J.5.6 Intérêt de la personnalisation des modèles biomécaniques pour l'amélioration des performances et la prévention des blessures dans la pratique du golf (SFTS 2016, Pau, France)

[BSR⁺16b]

Maxime Bourgain¹, Christophe Sauret¹, Olivier Rouillon³, Philippe Rouch¹ et Patricia Thoreux^{1,2}
Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France¹
Hôpital Avicenne, université Paris 13, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, 93017 Bobigny, France²
Fédération Française de Golf, 68 rue Anatole France, 92309 Levallois Perret, France³

Introduction Le swing est un mouvement clef de la performance au golf. Ce mouvement, complexe et à forte dynamique, est également souvent associé à l'apparition de douleurs lombaires, principale blessure des joueurs de golf [McHardy 2005, 2006]. Par ailleurs, l'apparition de lombalgies est souvent liée à un déficit d'amplitudes articulaires des hanches [Murray 2009, Lejkowski 2013]. Pour déterminer la cinématique de la hanche lors du swing, des analyses biomécaniques du mouvement articulaire sont réalisées, nécessitant la localisation de points difficilement palpables, tels que les centres articulaires des hanches. Pour cela, des méthodes prédictives (basées sur des équations) ou des méthodes fonctionnelles sont mises en œuvre avec une précision généralement de l'ordre de 3 cm [Sangeux 2014]. Le couplage à de l'imagerie médicale tridimensionnelle permet sa définition précise. La présente étude vise à quantifier l'intérêt de la personnalisation du centre de hanche par imagerie médicale sur la cinématique et la dynamique articulaire de la hanche lors du swing.

Méthode Pour cela, un volontaire a été recruté (autorisation CPP : ID RCB 2015-A01760-49) et a réalisé un swing équipé de marqueurs (fer 6, distance parcourue : 165m), dont les positions ont été mesurées à l'aide d'un système optoélectronique (VICON, Oxford Metrics). Directement après l'acquisition cinématique, des radiographies bi-planes ont été réalisées (EOS, EOS imaging, France) sans retirer les marqueurs, permettant une reconstruction 3D du bassin et des membres inférieurs ainsi que des marqueurs collés sur la peau. Le centre articulaire de la hanche a été défini comme le centre de la tête fémorale. Ces données ont alors été utilisées pour personnaliser un modèle biomécanique générique (Gait-Model-2392 [Delp, 1990]) et une approche par cinématique et dynamique inverse a alors été réalisée (Opensim, Standord University). Les résultats obtenus ont été considérés comme les références puis cette configuration personnalisée a été modifiée en déplaçant les centres articulaires des hanches de 2 cm suivant les 3 directions de l'espace.

Résultats Les résultats ont montré que pour une amplitude de mouvement de 28°/25° (droite/gauche) en flexion-extension, de 55°/50° en abduction-adduction et de 56°/42° en rotation interne-externe, le mauvais positionnement du centre de la hanche induit jusqu'à 5°(11%) d'erreur en flexion/extension, 3°(6%) en rotation interne-externe. Les erreurs sur les moments articulaires étaient plus importantes avec des maximums allant jusqu'à 106%.

Conclusion Cette étude montre qu'il est primordial de prendre un soin particulier sur la détermination des centres articulaires pour l'étude de la cinématique et de la dynamique. Cette mesure pouvant être utile pour le diagnostic des douleurs lombaires, il est recommandé d'être attentif lors de la lecture des données issues de systèmes d'analyse du mouvement, et que sans une personnalisation fine des études, les intervalles de confiance des mesures sont importants notamment dans les mouvements complexes tels que le swing de golf. En pratique, l'information permettant le diagnostic peut être biaisée par les erreurs dues à une mauvaise calibration.

J.5.7 Pathologies coxo-fémorales des pongistes de haut niveau : analyse stéréoradiographique (EOS) des paramètres pelviens et fémoraux (SFTS 2016, Pau, France)

[NCB⁺16]

Stéphanie Nguyen¹, Christophe Sauret², Maxime Bourgain², Sébastien Le Garrec¹, Rozenn Jacquet-Yquel³, Christian Paliarne^{1,3}, Philippe Rouch², Patricia Thoreux^{1,2,4}

INSEP (Institut National des Sports, de l'Expertise et de la Performance), 11 avenue du Tremblay, 75012 Paris¹ Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, 151 boulevard de l'Hôpital, 75013 Paris² Fédération Française de Tennis de Table, 3 Rue Dieudonné Costes, 75013 Paris³ Hôpital Avicenne, Université Paris 13, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, 93017 Bobigny⁴

Introduction Au cours de ces dernières années, les pathologies coxo-fémorales semblent de plus en plus fréquentes chez les sportifs de haut niveau qui pratiquent une discipline sollicitant particulièrement la hanche (judo, aikido, danse...). Le pôle INSEP de tennis de table n'est pas épargné et la Fédération Française de Tennis de Table cherche à identifier de potentiels facteurs étiologiques : pratique intensive commençant dès le plus jeune âge, adhérence du revêtement de sol et apparition de nouvelles surfaces de jeu, différentes prédispositions anatomiques et morphostatiques? Le but de notre étude est d'analyser par une imagerie peu irradiante les caractéristiques morphologiques squelettiques des pongistes de haut niveau de l'INSEP et de détecter d'éventuels facteurs favorisant l'apparition d'une pathologie coxo-fémorale.

Matériel et méthode Sept garçons (droitiers, âge compris entre 17 et 27 ans, volume d'entraînement hebdomadaire d'environ 20h, appartenant au collectif France de tennis de table, avec ou sans antécédent de pathologie coxo-fémorale symptomatique) ont participé à cette étude. Leurs paramètres squelettiques tridimensionnels corps entier en position debout ont été mesurés par un système de reconstruction stéréoradiographique basse dose EOS, permettant notamment l'analyse 3D de paramètres pelviens, en particulier acétabulaires, et fémoraux (incidence pelvienne, pente sacrée, angle d'Idelberg Frank, couvertures acétabulaires antérieure et postérieure, antéversion acétabulaire, caractérisation tête fémorale). Parmi ces pongistes, deux présentaient une chondropathie de hanche symptomatique dans le cadre d'un conflit antérieur fémoro-acétabulaire.

Résultats Tous les paramètres obtenus vont être comparés à une population masculine appariée en âge. Parmi ce groupe d'athlètes pratiquant le tennis de table haut niveau, les 2 athlètes symptomatiques ont les taux de recouvrement de l'acétabulum les plus faibles, tandis que les angles fémoraux mécaniques, les indices de sphéricité des têtes fémorales et les différences droite-gauche de diamètre de la tête fémorale étaient les plus élevés.

Conclusion L'analyse stéréoradiographique des pongistes de haut niveau pourrait aider à détecter, en complément de l'examen clinique (amplitudes, valeurs et ratio des secteurs de rotation) des facteurs de risque d'apparition d'une pathologie coxo-fémorale avant l'installation

de signes cliniques et ainsi d'en améliorer la prévention. Une étude biomécanique sur l'influence des revêtements utilisés (parquet, Taraflex) et de la technique individuelle est en cours pour permettre d'optimiser les mesures de prévention chez les joueurs à risque.

J.6 Ouverture et vulgarisation

La biomécanique du golf suscite beaucoup d'intérêts. L'engouement autour de cette thématique s'est traduit, dans le cadre du protocole de recherche, par plusieurs communications sur des supports variés. Notamment des conférences ouvertes à un public large, des articles dans des journaux grands publics ainsi que par des émissions de télévision (le journal de la santé Fr5, le journal de 20h TF1).

J.6.1 La conférence de biomécanique du golf

J.6.1.1 Edition IV : octobre 2015

Implication personnelle :

- Intervention orale de 45min sur le protocole de recherche
- co-organisateur et responsable technique de l'atelier pratique "cinématique 3D"



ffgolf[®]
Fédération Française de Golf

4^{ème} Séminaire de Biomécanique du Golf
Fédération Française de Golf / Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers
Jeudi 08 et vendredi 09 octobre 2015 – Paris

PROGRAMME DU SEMINAIRE

Lieu du séminaire : ENSAM – ParisTech 151 boulevard de l'hôpital 75013 Paris – cliquez [ici](#)
Métro : station Campo-Formio

Déroulement de la journée du **jeudi 08 octobre 2015 – Conférences :**

9h	Accueil des participants
9h30	Ouverture du Séminaire : Données mécaniques et biomécaniques sur les manches des drivers : • Professeur Philippe ROUCH - ENSAM
10h15	Relation entre les mobilités de hanches et la cinématique de la colonne lombaire dans le swing : quel impact pour le swing coach dans une optique de prévention des blessures ? • Docteur Olivier ROUILLOU - Médecin Fédéral National - Médecin des équipes de France - Fédération Française de Golf
10h45	Pause café
11h15	Analyse de la relation entre les pieds et le sol au cours du swing : • Monsieur Guillaume BIAUGAUD - RCF La Boule
11h45	Prévention des blessures sur le European Tour : • Docteur Roger Hawkes - Responsable médical du European Tour
12h30	Déjeuner (Laboratoire de Biomécanique)
14h	Fitting : Peut-on répondre aux questions suivantes ? • Alexandre D'INCAU – Pro ClubMaker (fitting) • Le COR d'un driver peut-il varier selon le shaft ? • Influence du profil de rigidité du shaft sur le swing ? • L'angle de décolage varie-t-il selon si le shaft est en accélération ou en décélération ?
14h45	La pathologie de l'épaule du golfeur : la prévention chez les joueurs de haut niveau et les pratiquants de loisir • Docteur Olivier ROUILLOU - Médecin Fédéral National - Médecin des équipes de France - Fédération Française de Golf
15h30	Pause café
16h	Etat d'avancement des travaux de recherche dans le cadre du partenariat FFGolf / ENSAM : Modèle personnalisé du swing : • Professeur Philippe ROUCH - ENSAM • Professeur Patricia THOREUX - ENSAM - AP HP • Monsieur Maxime BOURGAIN - ENSAM • Docteur Olivier ROUILLOU - FFGolf
17h	Fin de la journée



ffgolf[®]
Fédération Française de Golf

4^{ème} Séminaire de Biomécanique du Golf
Fédération Française de Golf / Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers
Jeudi 08 et vendredi 09 octobre 2015 – Paris

Lieu du séminaire : ENSAM – ParisTech 151 boulevard de l'hôpital 75013 Paris – cliquez [ici](#)
Métro : station Campo-Formio

Déroulement de la journée du **vendredi 09 octobre 2015 – Ateliers « pratiques » :**

Chaque atelier sera d'une durée de 2 heures. Les créneaux horaires seront les suivants :

- 9h – 11h
- 11h – 13h
- 14h30 – 16h30

Vous avez donc la possibilité d'assister à 3 ateliers pratiques. Le nombre de places pour cette journée est limité à 120 participants (20 par atelier, 6 ateliers se déroulant sur chaque créneau horaire). Indiquez les 3 ateliers auxquels vous souhaitez assister en cochant ceux-ci sur le bulletin d'inscription ci-joint.

1. Atelier cinématique 3D :

- Intérêt de l'association des outils d'analyse suivants : EOS, Vicon, plaques de force, caméras haute vitesse.
- Modèle personnalisé du swing.
- Protocole de recherche ENSAM / FFGolf.
 - Professeur Philippe ROUCH - ENSAM
 - Monsieur Maxime BOURGAIN - ENSAM

2. Atelier préparation physique : les bases pour l'amélioration de la puissance et de la proprioception :

- Le dépistage ostéo-articulaire biomécanique préalable à la mise en place d'un programme de préparation physique.
 - Docteur Olivier ROUILLOU - Médecin Fédéral National - Médecin des équipes de France - Fédération Française de Golf
- Proprioception.
 - Monsieur Cyril LE GOAZIGO - TPI France
- Gain de puissance.
 - Monsieur Michel PRADET - Fédération Française de Golf

3. Atelier « posture et putting » :

- Monsieur Édouard BRECHIGNAC - Coach Equipe de France Dames, Fédération Française de Golf
- Monsieur Bernard PINEAU - Kinésithérapeute / Ostéopathe, Fédération Française de Golf

4. Atelier Trackman : intérêt du trackman dans l'entraînement du jeune golfeur (pôles fédéraux, groupes « élite » de ligue et de club, etc)

- Monsieur Renaud GRIS - Coach Equipe de France Messieurs, Fédération Française de Golf
- Monsieur Bruno VEIGA - Trackman France

5. Atelier Quintic Ball Roll : intérêt d'un launch moniteur du putting :

- Monsieur Jean-Pierre CIXOUS - Enseignant au Golf de Chantilly-Vineuil

6. Atelier interaction des différents outils d'analyse du swing sur le practice : étude de cas (K Vest, plaques de force, vidéo, trackman)

- Monsieur Guillaume BIAUGAUD - Enseignant au RCF La Boule

7. Atelier utilisation pratique des données biomécaniques : l'expérience des équipes de France amateurs :

- Monsieur Jean-Jacques RIVET - Fédération Française de Golf (Terre-Blanche)



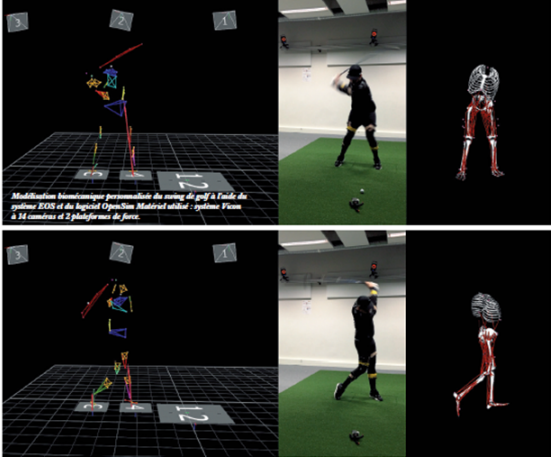
J.6.1.2 Journal du golf : janvier 2016

Santé et performance

Télex de PATRICIA CAZAJUX ET ARNAUD TILLOUX - Photos DR

LE GOLF AVANT-GARDISTE

La quatrième conférence de biomécanique du golf a eu lieu début octobre, à l'Ensam (L'École nationale supérieure d'arts et métiers) à Paris sous l'égide de la Fédération française de golf. Ce véritable séminaire du golf tricolore annonce des lendemains qui chantent pour ce sport dans notre pays.



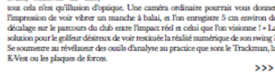
Multimétrie biomécanique personnalisée du swing de golf à l'aide de capteurs 3D et de logiciels OpenSim. Matériel utilisé : système Vicon et 14 caméras et 2 projecteurs de force.

Le golf français est entre de bonnes mains. Celles, entre autres, de l'Ensam où se déroula le 8 et 9 octobre la 4^e conférence de biomécanique du golf. C'est à l'initiative du docteur Olivier Rouillon, médecin fédéral de la FFGolf, ce séminaire du golf français a réuni 170 personnes issues de milieux divers : experts en biomécanique, ingénieurs, chercheurs, médecins, entraîneurs fédéraux, préparateurs physiques, masso-kinésithérapeutes, etc. Mais le gros du contingent, 75 % environ, était composé de pros de clubs, venus se former, échanger et progresser pendant 48 heures à Paris. Une très bonne nouvelle pour l'avenir de ce sport-bleu-marche-rouge.

À LA POINTE DE LA TECHNOLOGIE

Remontez dans le vif du sujet. C'est la conférence de biomécanique a commencé dans l'ambipolite de l'Ensam (11e arrondissement de Paris), par un séminaire scientifique exposé de Philippe Rouch, directeur de l'Ensam de biomécanique humaine, sur le marquage des clubs. Le professeur Rouch a en préalable

signalé les dangers du fameux « rolling shirt » (« sur place à terre ») : « La plupart des séquences filmées sur le swing des champions ou le net, que nous regardons sur nos écrans, sont truquées. Les caméras utilisées situent pas ultra-sophistiquées, elles ne restituent pas le véritable temps et nous délivrent des images faussées : contact en avant, réactivité des clubs, tout cela n'est qu'illusion optique. Une caméra ordinaire pourrait vous donner l'impression de voir vibrer un manche à balai, et l'un enregistrer à son émission de décharge sur le parcours du club entre l'impact réel et celui que l'on voit ». Le séminaire pour le golfier détenteur de voir restituée la réalité numérique de son swing ? Le summum au révélateur des outils d'analyse au practice que sont le Trackman, le iView ou les plaques de force.



Le séminaire pour le golfier détenteur de voir restituée la réalité numérique de son swing ? Le summum au révélateur des outils d'analyse au practice que sont le Trackman, le iView ou les plaques de force.

>>>

Santé et performance

Ces machines ont fait leurs preuves - Guillaume Hingray, enseignant au Racing Club de France au Golf de La Boule à Versailles, Renaud Gira, coach des équipes de France masculines et spécialiste du Trackman au centre Jean-Pierre Cassin, enseignants au Golf de Chantilly-Vincennes les ont validés.

LA SANTÉ AU CŒUR DE LA CONFÉRENCE

Puis, focus sur l'art de jouer sur les greens lors d'un séminaire animé par Édouard Béchignat, coach des équipes de France dames, en lien avec Renaud Pissani, kinésithérapeute et coach de la FFGolf. La question débattue était la suivante : comment imaginer progresser au golf si l'on ne trouve pas la posture avec laquelle on va pouvoir endosser un swing digeste de ce sport, sans se faire mal, aux épaules, au dos, aux hanches, aux genoux, aux chevilles, voire même aux talons ? L'objectif a permis de mettre en évidence l'usage des semelles pour un meilleur équilibre, mais pas seulement ! On a appris que changer de lunettes, adopter un appareil auditif ou un appareil dentaire pouvait modifier notre équilibre à l'aveugle et donc l'orientation de notre mouvement, avec des conséquences sur notre performance et notre santé.

Le Dr Rouillon a ensuite fait un exposé très intéressant sur les réactions internes des bandes des joueurs seniors. On sait que tous le monde n'a pas les mêmes physiques et morphologiques d'où un swing standardisé. Au prix de trouver pour chaque élève, selon son âge et ses capacités physiques les moyens de concevoir les facteurs humains. Encore faut-il avoir l'œil pour les déceler et noter à certains sens. Au minimum, le pro est invité à observer chaque élève individuellement, dans son ce qu'il a de spécifique.

UN CONSTAT, DES SOLUTIONS

À partir de ces constats, il faut tirer les enseignements propres à la progression : la recherche de clubs adaptés à la combinaison morphologique/technique de chaque individu et la recherche de gainance, par un travail physique spécifique. Deux choses à retenir concernant ces deux points essentiels. La première est à l'attention des joueurs lambda : il faut arrêter d'acheter des clubs d'urgence ou sur Internet parce qu'ils sont jolis, en promo ou parce qu'il champion en a fait de véritables armes de guerre. La seconde est plus spécialement portée à la connaissance des jeunes amateurs champions : « Vous bénéficiez peut-être sans avoir un travail physique adapté à la pratique du golf, et ce, quotidiennement... Sans oublier l'importance de l'échauffement, obligé à tort, dans l'Hexagone », a souligné Michel Pradet, responsable de la coordination des Fédés à la FFGolf. Les réponses concernant le choix des clubs et l'importance du fitting, ont été apportées par Alexandre D'Arcy, pro-club-maker, assureur des dimmes sans pourtour que « le COR d'un driver permet-elle votre club ? Quelle est l'influence du profil de rigidité du shaft sur le swing ? L'angle de décollage varie-t-il selon que le shaft est en acrylique ou en titane ? »

Le travail physique a lui été évoqué par Michel Pradet. Il a souligné que les deux facteurs essentiels pour progresser au golf étaient « la vitesse de contraction musculaire et la vitesse d'activation ». Et aussi que : « Oui, on peut avoir l'usage d'un escargot mort à ses débuts et gagner de grands titres après avoir bossé sérieusement », que « la plupart des champions de golf actuels ont pratiqué entre 2,5 et 3,5 sports autres que le golf dans leur enfance », qu'il est « capable de développer, en marge de la pratique du golf, le côté du corps le moins sollicité dans le geste (selon qu'on est droitier ou gaucher) que l'équilibre mais quelque chose de « dynamique et non pas statique ». Que, comme au ping-pong, il est également recommandé de sortir de sa zone de confort, savoir ramer avec un baladeur », bref : « Se complaire la vie pour que ce soit simple le jour de la compétition. »

Ces deux jours de sciences, de recherche et d'échanges au service du golf tricolore ont été utiles. Ils apportent des réponses valables sur une pratique exigeante du golf. À approfondir jusqu'à l'année prochaine et la sélection de cette table ronde. On les louera au Journal du Golf et l'amicable de la Fédération française de golf vers les bienheureux.

Pourquoi l'ENSAM ?

L'École a signé un partenariat avec la FFGolf et apporte de nombreuses informations validées scientifiquement dans le domaine de la biomécanique du sport, grâce notamment à un système unique au monde, EOS, un système de radiographie 3D inversée à partir des travaux de Georges Chaptal, prix Nobel de Physique. L'Ensam s'appuie donc scientifiquement sur des outils pour analyser l'individu de façon personnalisée, développés pour les pathologies et que l'on peut utiliser pour le sport. Chaque joueur possédant un « geste signature », pour progresser, il faut partir à la recherche d'un enseignement, d'outils et d'usages personnalisés.



3 QUESTIONS À OLIVIER ROUILLON, MÉDECIN FÉDÉRAL

« Le golf a un impact positif sur la santé »

D'où vient cette idée de conférence de biomécanique ?
Olivier Rouillon : « La santé ne doit pas se trouver isolée. Ici à l'Ensam, on bénéficie d'une maîtrise grâce à une posture innovante ailleurs. Et la biomécanique a un rôle prépondérant pour la prévention des blessures. Avec cette réunion de cliniciens, préparateurs physiques, coaches, la médecine prend bien. Le golf a un impact positif sur la santé et il faut donc faire en sorte que certains joueurs aient bien, qu'ils maximisent de plus viennent pratiquer notre discipline. Il est ce rapprochement avec les scientifiques de l'Ensam.

Le golf est-il bon pour la santé ?

O. R. : « Oui. C'est un moyen de prévention des douleurs du dos et des hanches, chez les seniors de plus de 50 ans. Quand on joue au golf, on garde de la mobilité, de l'extensibilité musculaire, de la proprioception mais aussi de l'équilibre et le sens du positionnement dans l'espace. Ces facteurs sont les facteurs de prévention de l'arthrose. Or l'arthrose, l'usure du cartilage, c'est le problème majeur de vieillissement ostéo-articulaire. L'âge vieillit bien, pas le cartilage.

C'est étonnant de voir l'Ensam s'intéresser au golf ?

O. R. : « Le golf est un sport extrêmement intéressant du point de vue de la biomécanique parce qu'il génère des accélérations gigantesques, des mouvements de rotation très difficiles à mesurer. Comme le dit Philippe Rouch, il offre un sacré challenge pour un chercheur, il a donc sa place dans les réflexions des chercheurs de l'Ensam. Il est un à nos yeux un programme de recherche avec un double objectif : un axe performance et un autre de prévention des blessures et d'usure du golf en termes de santé. »

J.6.1.3 Edition V : janvier 2017

Implication personnelle :

- Intervention orale de 45min sur le protocole de recherche et ses résultats.
- co-organisateur et responsable technique de l'atelier pratique "Modèle biomécanique personnalisé du swing de golf".

Save the Date!

Jeudi 19 et Vendredi 20 janvier 2017

5^{ème} Conférence nationale de Biomécanique du Golf

Thème de l'édition : la Puissance du Swing

Conférences scientifiques et ateliers de 19 au 20 janvier 2017 :

- Conférence scientifique de l'après-midi
- Ateliers pratiques de biomécanique du golf
- Séminaire de la matinée
- Présentation de la recherche de pointe
- Pourquoi et comment faire un fitting de swing

Ateliers pratiques samedi 21 janvier 2017 :

- Fitting de matériel de golf
- Nouvelle Méthode d'analyse biomécanique du swing de golf
- Test de l'influence du golf loft sur le vol de la balle
- Sécurité
- Le chipping

Programme de la journée de jeudi :

- 8h30 – 9h00 : Accueil des participants
- 9h00 – 9h15 : Ouverture du Séminaire
Monsieur Jean-Lou Charon Président de la FFGolf
Monsieur le Pr. Jean-Luc Dumas, Doyen de l'Université de Paris XIII
Monsieur Eric Savattero Directeur du campus Paris ENSAM
- 9h15 – 10h00 : Comment optimiser le transfert de puissance vers la balle ?
Pr. Philippe Rouch (ENSAM)
- 10h00 – 11h00 : Première conférence invitée* : Cameron Mc Cormick (coach de Jordan Spieth)
- 11h00 – 11h15 : Pause café ☕
- 11h15 – 12h00 : La puissance, utilisation des plaques de force :
Guillaume Blaugeaud (Enseignant au RCF La Boulie)
- 12h00 – 12h30 : Puissance et vitesse de swing : relations avec la programmation de la préparation physique, Mathieu Santerre (entraîneur du pôle France Boys et de l'équipe de France Boys)
- 12h30 – 14h00 : Déjeuner 🍽️
- 14h00 – 14h45 : Présentation des travaux de recherche communs FFGolf / ENSAM
- 14h45 – 15h30 : Pourquoi et Comment faire un fitting de putter ?
Alexandre D'Incau (Pro Clubmaker)
- 15h30 – 16h00 : Pause café ☕
- 16h00 – 17h30 : Deuxième conférence invitée* : Cameron Mc Cormick (coach de Jordan Spieth)
- 17h30 – 18h00 : Clôture du séminaire

(*) Traduction en français des 2 conférences Invitées.

Conférencier invité : Cameron Mc Cormick

Cameron McCormick a commencé le coaching en 1998 dans son pays d'origine : l'Australie. Il décide de partir pour les États-Unis en 2000, emmenant avec lui les approches développées au *Victorian Institute of Sport*. Cameron McCormick a acquis une réputation internationale recherchée auprès d'entraîneurs ou de joueurs qui aspirent au plus haut niveau. La liste des clients de Cameron McCormick couvre toute la gamme du débutant au plus haut niveau mondial. Il est surtout connu pour le coaching du vainqueur du PGA Tour et du 2013 PGA Tour *Rookie of the Year* : Jordan Spieth qu'il entraîne depuis l'âge de 12 ans. Cameron McCormick est un pro PGA classe A avec une certification TPI en Fitness, Junior Golf et biomécanique. Il rédige régulièrement des articles dans Golf Digest, DW Links Magazine, Golf Illustrated, PGA Magazine et FORE Texas. Il est le directeur du coaching au célèbre Brook Hollow Golf Club à Dallas, Texas et a été désigné PGA *Teacher of the Year* en 2015.

5^{ème} Conférence nationale de Biomécanique du Golf

Entrée : 133 Boulevard de l'Hôpital 75013 Paris

Programme de la journée de vendredi :

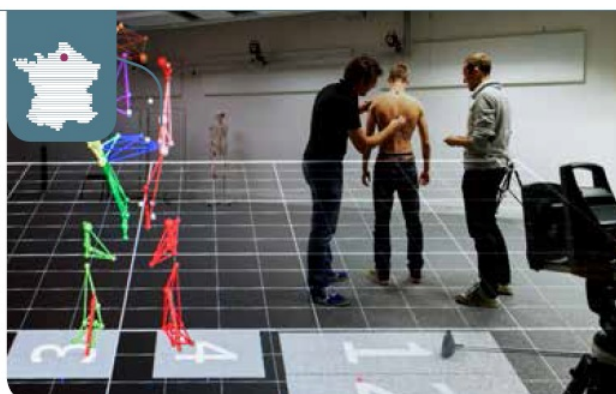
- 8h30 – 9h00 : Accueil des participants et répartition dans les groupes
- 9h00 – 11h00 : Rotation N°1 des ateliers
- 11h00 – 13h00 : Rotation N°2 des ateliers
- 13h00 – 14h30 : Déjeuner 🍽️
- 14h30 – 16h30 : Rotation N°3 des ateliers

Chaque participant aura la possibilité d'assister à 3 ateliers parmi les 5 proposés

- **Atelier N° 1 :** Forum Live : analyse live d'un swing de golf : cinématique 3D, nappes de pression, Trackman, caméras :
Guillaume Blaugeaud
David Arrignon
- **Atelier N°2 :** Modèle biomécanique personnalisé du swing de golf :
Pr. Philippe Rouch (ENSAM)
Maxime Bourgain (ENSAM)
Christophe Sauter (ENSAM)
- **Atelier N° 3 :** Trackman : Influence du Spin Loft sur le vol de la balle :
Laurent Cabanne
Bruno Veiga
- **Atelier N° 4 :** Smart2Move :
Jean-Paul Fernandez
Grégory Lebrat
- **Atelier N° 5 :** Le chipping :
Franck Lorenzo Vera

J.6.2 Journaux

J.6.2.1 entrAM, mai 2016



Améliorer son swing grâce à la biomécanique

Amateurs et professionnels du golf constituent les sujets d'étude de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak au campus de Paris.

Une thèse dédiée à la biomécanique du golf est actuellement réalisée par Maxime Bourgain, en 2e année de doctorat. Environ 80 volontaires ont été sollicités pour participer à cette étude. Deux aspects sont analysés : la prévention des pathologies lombaires (principale blessure liée à la pratique du golf et cause d'arrêt de carrière chez les professionnels) et l'optimisation des performances des professionnels du golf. "J'ai émis plusieurs hypothèses qui ont permis d'élaborer un protocole expérimental ainsi que de développer des outils numériques pour traiter et modéliser les données", détaille Maxime. La recherche en biomécanique du golf revêt un caractère de haute précision et s'appuie sur le système de radiographie numérique 3D EOS, un Body Scan et un radar analysant la trajectoire et la rotation de la balle. Sont incluses dans l'analyse les données suivantes : ossature, zones d'insertions musculaires et enveloppe corporelle. Chaque sujet est virtuellement remodelé en fonction de ses caractéristiques propres. Maxime Bourgain devrait soutenir sa thèse courant 2017. •

Élodie Fillin-Martino,
communication

J.6.2.2 Sciencesetavenir, janvier 2017

par Stéphane Desmichelle [Des17]

Biomécanique du golf : à la recherche du swing parfait

Une salle sombre pleine de caméras. Un homme (en sous-vêtements !) équipé de capteurs répète inlassablement des coups de golf, envoyant la balle dans un filet prévu à cet effet. Pourtant, aucun nouvel e-sport étrange en perspective. Non, simplement une expérience scientifique tout ce qu'il y a de plus sérieux dans les locaux de l'Institut de biomécanique humaine Georges Charpak, à Paris. Des chercheurs, en partenariat avec la fédération française de golf, s'intéressent à la modélisation du swing (le mouvement du joueur lors de son coup au golf) en 3 dimensions. En comparant le mouvement lorsque le coup est réussi avec celui en cas d'échec, il serait alors possible d'améliorer la performance. Mais les scientifiques ont également d'autres objectifs.

88 capteurs sur les centres articulaires

Les chercheurs équipent le volontaire (ici, un joueur de golf expérimenté) d'une multitude de capteurs qui réfléchiront la lumière infrarouge émise par les 12 caméras réparties dans la salle. Les capteurs (au nombre de 88) sont placés sur des zones anatomiques précises identifiées par palpation, les centres articulaires. Ce système dit "optoélectronique" (marqueurs + caméras) est synchronisé avec un électromyogramme (EMG) qui, grâce à des capteurs supplémentaires sur les muscles, permet de mesurer le potentiel électrique émis lors des activations musculaires. Et pour avoir la modélisation la plus réaliste possible, des plateformes de forme encastrée dans le parquet viennent compléter le dispositif. Leur objectif : restituer les actions mécaniques qui s'exercent entre les pieds et le sol. Il ne reste plus qu'à calibrer le modèle avant de commencer. Pour ce faire, le joueur effectue des mouvements fonctionnels pour solliciter ses articulations les une après les autres, caractériser les limites des amplitudes et mesurer la contraction musculaire maximale, selon une routine définie par le médecin fédéral pour minimiser le risque de blessures. Ainsi, les scientifiques peuvent déterminer la position des centres articulaires par rapport aux marqueurs. Parallèlement, d'autres examens sont réalisés : une stéréoradiographies avec le système EOS pour avoir une géométrie précise des os du corps et la caractérisation de la capacité en rotation des os et de la colonne vertébrale ; un body scanner pour mesurer l'enveloppe externe du corps et en déduire la répartition des masses dans le corps à partir des densités connues dans la littérature. De quoi obtenir une modélisation complète.

"La performance ne doit pas se faire au détriment de la santé"

C'est le moment de taper dans la balle. Le joueur réalise 40 swings, en utilisant deux types de clubs de golf différents (en l'occurrence un fer 6 et un driver), avec comme consigne de rester dans la zone de confort puis de pousser plus loin. La trajectoire de la balle (vitesse, position, spin) est captée avec un système Trackman. Toutes les données sont ensuite moulinées dans un logiciel et il devient enfin possible de comparer le mouvement lors d'un coup réussi à celui lors d'un coup raté, ou en tout cas moins bon. Des informations en or pour les entraîneurs, même si le dispositif ne peut pas vraiment être destiné à un entraînement personnalisé. En effet, *"la salle représente plus de 500 000 euros de matériel"*, précise le Pr Philippe Rouch, directeur de l'Institut Georges Charpak. Mais ce n'est pas le seul objectif du chercheur qui a mis en place ce protocole, Maxime Bourgain. A commencer par la prévention des blessures puisque *"la performance ne doit pas se*

faire au détriment de la santé", précise-t-il. En outre, "certains médecins recommandent la pratique du golf après une opération. Nos plateformes de force permettent de caractériser l'activité de golf par rapport à la marche, et notre système de mesurer à quel point le swing sera plus sollicitant pour le corps et voir ce qu'il se passe dans les hanches, dans les lombaires..."

Table des figures

I.1	Série de têtes de clubs Titleist : putters à gauche, fer au milieu et driver à droite [Tit17].	2
I.2	Tête de driver avec masse amovible [Tit17]	3
I.3	Illustration de la composition d'une balle de golf [Tit17]	4
I.4	Exemple de valeurs indiquées par un radar de vol (ici TrakcMan, logiciel TPS) et illustration de la définition du carry (bleu) et du side (rouge)	5
II.1	Evolution du nombre de publications sur la biomécanique du swing de golf entre janvier 1997 à juillet 2017, avant la prise en compte des critères d'exclusion . .	13
II.2	Séquence du swing de golf, vue de face [BHT ⁺ 17, DAA ⁺ 07]	15
II.3	X-factor pendant le swing, épaules/bassin (bleu), projection dans plan horizontal (orange), X-factor en noir. [BHT ⁺ 17, DAA ⁺ 07]	17
II.4	Illustration du <i>crunch-factor</i> , inclinaison latérale en bleu, rotation axiale en noir	19
II.5	Trajectoires des marqueurs du club permettant d'illustrer l'aspect plan du swing. A gauche : vue de profil, au milieu : vue de face, à droite : décalage angulaire à l'adresse entre le plan des bras et le plan du club, vue de profil [BHT ⁺ 17, DAA ⁺ 07]	21
II.6	Centres des masses des segments (ronds verts) et centre de masse global du golfeur (rond vert et noir et croix rouge), pendant le swing [BHT ⁺ 17, DAA ⁺ 07]	33
III.1	Salle d'analyse du mouvement, en configuration golf.	47
III.2	Set de marqueurs sur le modèle squelettique, marqueurs techniques en vert et marqueurs anatomiques en rouge	48
III.3	Electrodes EMG utilisées (a) et leurs positionnements (b)	51
III.4	Illustration de l'acquisition statique de référence avec, à gauche, une photographie du sujet, au milieu, la visualisation avec le logiciel de capture du mouvement et, à droite, le modèle musculosquelettique mis à l'échelle et en position.	52
III.5	Stéréoradiographie, le modèle géométrique tridimensionnel personnalisé superposé et le modèle géométrique 3D	53
III.6	Ensemble des clichés EOS effectués, sur un sujet.	54
IV.1	Modèle de l'épaule par Seth <i>et al.</i> [SMVD16]	61
IV.2	Modèle bilatéral de l'épaule	62
IV.3	Illustration du principe des composants d'un modèle musculo-squelettique [RC16]	71
IV.4	Illustration du principe de l'approche cinématique par optimisation multicorps	72

V.1	Répartition de la cohorte en fonction du handicap (a), de la vitesse moyenne de la tête de club à l'impact, au fer (b) et au driver (c)	75
V.2	Correspondance entre le handicap et la vitesse de club moyenne au fer, à l'impact, pour les amateurs.	75
V.3	Correspondance entre le handicap et la vitesse de club moyenne au driver, à l'impact, pour les amateurs.	75
V.6	Correspondance entre la vitesse moyenne au fer et au driver pour la cohorte, $R^2=0.98$, équation : $V_{Driver} = 1.2078 \cdot V_{Fer} - 2.4203$	76
V.4	Evolution de la déviation standard de la vitesse de tête de club à l'impact en fonction du handicap du joueur, au fer. Valeur moyenne = 0.9m/s	76
V.5	Evolution de la déviation standard de la vitesse de tête de club en fonction du handicap du joueur, au driver. Valeur moyenne = 1m/s	76
V.7	Découpage du cycle	79
V.8	Durées des phases au fer, en fonction de la vitesse de tête de club.	80
V.9	Durées des phases au driver, en fonction de la vitesse de tête de club.	81
V.10	Evolution de RMSE du driver en fonction de la vitesse de club à gauche et de la vitesse de balle à droite	83
V.11	Evolution de RMSE du fer-6 en fonction de la vitesse de club à gauche et de la vitesse de balle à droite	83
V.12	Comparaison de la normale au plan de swing en fonction de la performance.	85
V.13	Illustration de la définition de l'angle entre la verticale et la normale au plan de swing	85
V.14	Comparaison de la distance apparente en fonction de la performance.	85
V.15	Illustration de la définition de la distance apparente, à l'impact	85
V.16	Comparaison de la taille du golfeur et de sa performance.	86
V.17	Vue de dessus des marqueurs mesurés. Trajectoire de la tête de club en bleu, orientée par les flèches. A gauche, le golfeur 019(PS) de la catégorie cat1, à droite le golfeur 038(SG) de la catégorie cat6.	88
V.18	Comparaison de la longueur de la trajectoire de la tête de club et de la performance.	88
V.19	Comparaison de la longueur de la trajectoire de la tête de club et de la performance.	89
V.20	Comparaison de la longueur de la trajectoire de la tête de club et de la performance.	89
V.21	Comparaison de la longueur de la trajectoire de la tête de club et de la performance.	89
VI.1	Histogramme de répartition de la population pour l'étude cinématique	92
VI.2	Illustration des plans de projections du X-factor, dans le plan horizontal à gauche et dans le plan de swing, à droite.	93
VI.3	X-factors, X-factors stretch, écarts et évolutions temporelles, définition dans le plan de swing, origine temporelle prise comme étant l'impact. Barres : moyenne, traits : écart-type. Définitions dans le plan horizontal.	95
VI.4	Moyennes et écarts-types de la flexion de hanche droite, l'address (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> (f)	97

VI.5	Moyennes et écarts-types de la rotation de hanche droite, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> . 98	98
VI.6	Evolutions temporelles (s) des degrés de liberté de la hanche droite, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR) 98	98
VI.7	Moyennes et écarts-types de la flexion de hanche gauche, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> . 99	99
VI.8	Evolutions temporelles (s) des degrés de liberté de la hanche gauche, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR) 100	100
VI.9	Evolutions temporelles des degrés de liberté des genoux, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR) 101	101
VI.10	Moyennes et écarts-types de la flexion du genou gauche, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> . 101	101
VI.11	Moyennes et écarts-types de la flexion de la cheville droite, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> 102	102
VI.12	Evolutions temporelles des degrés de liberté des chevilles, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR) 102	102
VI.13	Amplitudes articulaires du membre inférieur en fonction des catégories. 103	103
VI.14	Evolutions temporelles des différents degrés de liberté du tronc, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR) 104	104
VI.15	Moyennes et écarts-types de la flexion/extension du tronc, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> 104	104
VI.16	Moyennes et écarts-types de l'inclinaison latérale du tronc, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> 105	105
VI.17	Moyennes et écarts-types de la rotation axiale du tronc, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> . 105	105
VI.18	Amplitudes articulaires du tronc en fonction des catégories. 106	106
VI.19	Moyennes et écarts-types de la flexion du coude droit, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> . 107	107
VI.20	Evolutions temporelles de flexion/extension des bras gauche et droit, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR) 107	107
VI.21	Moyennes et écarts-types de la flexion du coude gauche, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> . 108	108
VI.22	Evolutions temporelles des déviations latérales des mains gauche et droite, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR) 108	108
VI.23	Moyennes et écarts-types de la déviation de la main droite, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> 109	109

VI.24	Moyennes et écarts-types de la déviation de la main gauche, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	109
VI.25	Amplitudes articulaires du membre supérieur en fonction des catégories.	110
VI.26	Moyennes et écarts-types de la norme de la vitesse de rotation du bassin, évolution temporelle (a), à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	111
VI.27	Moyennes et écarts-types de la norme de la vitesse de rotation du tronc, évolution temporelle (a), à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	112
VI.28	Moyennes et écarts-types de la norme de la vitesse de rotation du bras, évolution temporelle (a), à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	112
VI.29	Moyennes et écarts-types de la norme de la vitesse de rotation de l'avant-bras, évolution temporelle (a), à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	113
VI.30	Moyennes et écarts-types de la norme de la vitesse de rotation du main, évolution temporelle (a), à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	113
VI.31	Ordre d'apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat1.	115
VI.32	Ordre d'apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat2.	115
VI.33	Ordre d'apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat3.	115
VI.34	Ordre d'apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat4.	115
VI.35	Ordre d'apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat5.	116
VI.36	Ordre d'apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat6.	116
VI.37	Ordre d'apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat1.	116
VI.38	Ordre d'apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat2.	116
VI.39	Ordre d'apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat3.	117
VI.40	Ordre d'apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat4.	117
VI.41	Ordre d'apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat5.	117
VI.42	Ordre d'apparition des pics des différents segments pour la catégorie cat6.	117
VI.43	Centres des masses des segments (ronds verts) et centre de masse global du golfeur (rond vert et noir), pendant le swing [BHT ⁺ 17, DAA ⁺ 07]	119
VI.44	(a) Evolution du centre de masse pour la sélection des joueurs et positions des marqueurs des pieds à l' <i>address</i> . (b) Ecartement des pieds à l' <i>address</i> pour les joueurs de la cohorte	119
VI.45	(a) Moyennes et écarts-types de l'amplitude antéro-postérieure (m/m) au cours du swing du centre de masse. Moyennes et écarts-types de la position antéro-postérieure des centres de masses normés (m/m), à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	120

VI.46	(a) Moyennes et écarts-types de l'amplitude antéro-postérieure (m/m) au cours du swing du centre de masse. Moyennes et écarts-types de la position médio-latérale des centres de masses normés (m/m), à l'address (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	121
VI.47	(a) Evolution temporelle de la vitesse de translation du centre de masse sur l'axe antéro-postérieur. Moyennes et écarts-types de la norme de la vitesse de translation du centre de masse global (m/s), à l'address (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	122
VI.48	(a) Evolution temporelle de la vitesse de translation du centre de masse, suivant l'axe médio-latéral. Moyennes et écarts-types de la norme de la vitesse de translation du centre de masse global (m/s), à l'address (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	122
VI.49	(a) Evolution temporelle de la vitesse de translation du centre de masse (m/s), suivant l'axe vertical. Moyennes et écarts-types de la norme de la vitesse de translation du centre de masse global (m/s), à l'address (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	123
VII.1	Evolutions temporelles des efforts au sol, suivant la direction verticale et normés par rapport au poids.	127
VII.2	Evolutions temporelles des efforts au sol, suivant la direction verticale et normés par le poids.	128
VII.3	Moyennes et écarts-types des efforts verticaux normés, côté dominant, à l'address (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	129
VII.4	Moyennes et écarts-types des efforts verticaux normés, côté non-dominant, à l'address (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	129
VII.5	Evolutions temporelles des efforts au sol, antéro-postérieurs normés par le poids, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)	130
VII.6	Moyennes et écarts-types des efforts antéro-postérieurs normés, côté dominant, à l'address (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	130
VII.7	Evolutions temporelles des efforts au sol, médio-latéraux normés par le poids, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)	131
VII.8	Moyennes et écarts-types des efforts médio-latéraux normés, côté dominant, à l'address (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	131
VII.9	Moyennes et écarts-types des amplitudes médio-latérales normées par le poids de chaque sujet.	132
VII.10	Moyennes et écarts-types des amplitudes antéro-postérieures normées par le poids de chaque sujet.	133

VII.11	Evolution du centre de pression global (en bleu) entre les pieds, talon, premier et cinquième métatarse en ronds pleins (gauche en rouge et droit en vert), * : position du CoP en fin de swing	133
VII.12	Evolutions temporelles des moments de rotation interne/externe des chevilles, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)	134
VII.13	Moyennes et écarts-types des moments de rotation interne/externe à la cheville dominante, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.	135
VII.14	Moyennes et écarts-types des moments de rotation interne/externe à la cheville gauche non-dominante, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.	135
VII.15	Evolutions temporelles des moments de flexion/extension des chevilles, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)	136
VII.16	Moyennes et écarts-types des moments de flexion/extension à la cheville dominante, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.	136
VII.17	Evolutions temporelles des moments de flexion/extension des genoux, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)	137
VII.18	Moyennes et écarts-types des moments de flexion/extension du genou gauche, côté dominant, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.	137
VII.19	Evolution temporelle des moments de flexion/extension des hanches, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)	138
VII.20	Moyennes et écarts-types des moments de flexion/extension de la hanche dominante, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.	138
VII.21	Evolutions temporelles des moments de rotation interne/externe des hanches, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)	139
VII.22	Moyennes et écarts-types des moments de rotation interne/externe de la hanche non-dominante, à l'address (b), au début du downswing (c), au mid-downswing (d), à l'impact (e) et au mid-follow-through.	139
VII.23	Evolutions temporelles des moments moteurs, normés par le poids (a) et non normés (b), bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)	141
VII.24	Evolutions temporelles des moments non moteurs, normés par le poids (a) et non normés (b), bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)	142
VII.25	Moment moteur maximum en fonction de la performance	142
VII.26	(a) Moment moteur moyen en fonction de la performance. (b) Moment moteur moyen normé en fonction de la performance. (c) Ratio entre le moment moteur et le moment global	143
VII.27	Répartition des contributions moyennes au moment moteur, sujets rangés par ordre croissant de performance	144

VII.28	Répartition entre le moment moteur total et le moment non moteur, sujets rangés par ordre croissant de performance.	145
VII.29	Evolution du moment moteur maximum du driver en fonction de la vitesse de club à gauche et de la vitesse de balle à droite	145
VIII.1	Répartitions de l'énergie cinétique maximale au cours du swing. (a) énergie cinétique de translation (b) énergie cinétique de rotation (c) énergie cinétique totale.	149
VIII.2	Répartitions de l'énergie cinétique moyenne lors du backswing. (a) énergie cinétique de translation (b) énergie cinétique de rotation (c) énergie cinétique totale.	149
VIII.3	Répartitions de l'énergie cinétique moyenne lors du downswing. (a) énergie cinétique de translation (b) énergie cinétique de rotation (c) énergie cinétique totale.	149
VIII.4	Répartitions de l'énergie cinétique moyenne lors du follow-through. (a) énergie cinétique de translation (b) énergie cinétique de rotation (c) énergie cinétique totale.	150
VIII.5	Energies cinétiques segmentaires pour le bassin, le thorax, le bras gauche, l'avant-bras gauche et la main gauche, pour la sélection de joueurs	150
VIII.6	Répartitions du moment cinétique moteur lors du swing.	151
VIII.7	Répartitions de l'inertie apparente lors du swing.	152
VIII.8	Répartitions de l'inertie apparente, normée par la poids, lors du swing.	153
VIII.9	Puissance totale à la hanche gauche	154
VIII.10	Puissance totale à la hanche droite	155
VIII.11	Puissance totale au genou gauche	155
VIII.12	Puissance totale au genou droit	156
VIII.13	Puissance totale à la cheville gauche	156
VIII.14	Puissance totale à la cheville droite	157
B.1	Autorisation du protocole de recherche par le CPP, pages 1&2	221
B.2	Autorisation du protocole de recherche par l'ANSM	222
B.3	Autorisation du protocole de recherche par la CNIL	223
C.1	Evolution de RMSE en fonction de la portion de la trajectoire du club prise en compte, au driver	264
C.2	Evolution de RMSE en fonction de la portion de la trajectoire du club prise en compte, au fer	265
D.1	X-factors, X-factors stretch, écarts et évolutions temporelles, définition dans le plan de swing. Barres : moyenne, traits : écart-type. Définitions dans le plan de swing.	267
D.2	adduction de hanche droite. Barres : moyenne, traits : écart-type. Définitions dans le plan de swing.	268

D.3	Moyennes et écarts-types de l'abduction de hanche gauche, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> ...	268
D.4	Moyennes et écarts-types de la rotation de hanche gauche, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> .	269
D.5	Moyennes et écarts-types de la flexion du genou droit, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> .	269
D.6	Moyennes et écarts-types de la rotation de cheville droite, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> .	270
D.7	Moyennes et écarts-types de la flexion/extension de la cheville gauche, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> .	270
D.8	Evolutions temporelles des degrés de liberté des chevilles gauches (°)	271
D.9	Moyennes et écarts-types de la rotation interne/externe de la cheville gauche, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> .	271
D.10	Evolutions de l'écartement des pieds à l' <i>address</i> , en fonction du poids (a) et de la taille (b)	272
E.1	Modèle squelettique du membre inférieur, personnalisée avec le système EOS [BSR ⁺ 16b, BSR ⁺ 16c, BSR ⁺ 16d]	273
E.2	Visualisation du repère de la hanche pour le modèle EOS (a) et le modèle générique (b)	274
E.3	Evolution temporelle des degrés de liberté du sujet 022(GB) pour le modèle Meos (bleu) et le modèle Mgen (rouge) et leur écart (noir)	276
E.4	Evolution temporelle des degrés de liberté du sujet 022(GB) pour le modèle Meos (bleu) et le modèle Mgen (rouge) et leur écart (noir)	278
E.5	Evolution des degrés de liberté du tronc en fonction de la séquence	280
E.6	Evolution des degrés de liberté du tronc en fonction de la séquence pour le sujet 037(PLE)	281
F.1	Moyennes et écarts-types de la flexion de la main droit, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> .	283
F.2	Evolutions temporelles des flexions des poignets gauche et droit, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)	283
F.3	Moyennes et écarts-types de la flexion de la main gauche, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> .	284
G.1	Moyennes et écarts-types des efforts antéro-postérieurs normés, côté non dominant à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> .	286

G.2	Moyennes et écarts-types des efforts médio-latéraux normés, côté non dominant, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	286
G.3	Moyennes et écarts-types des moments de flexion/extension du genou gauche, côté non dominant, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	287
G.4	Moyennes et écarts-types des moments de flexion/extension de la hanche gauche, côté non-dominant, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	288
G.5	Moyennes et écarts-types des moments de rotation interne/externe de la hanche gauche, côté dominant, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	288
G.6	Evolution temporelle des moments au tronc, bleu : 022(GB), rouge : 036(XP), vert : 028(AM) et noir : 023(OR)	289
G.7	Moyennes et écarts-types des moments de flexion/extension du tronc, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	289
G.8	Moyennes et écarts-types des moments de rotation interne/externe du tronc, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	290
G.9	Moyennes et écarts-types des moments d'inclinaison latérale du tronc, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	290
H.1	Efforts verticaux, médio-latéraux et antéro-postérieurs lors de la marche et du swing de golf pour les sujets SA (en bleu) et SP (en rouge), côté dominant en traits pleins et côté non dominant en traits discontinus	294
H.2	Moments subis par le rachis lombaire lors du swing de golf et lors de la marche pour les sujets SA (en bleu) et SP (en rouge), côté dominant en traits pleins et côté non dominant en traits discontinus	295
H.3	Moments subis par les la hanche gauche lors du swing de golf et lors de la marche pour les sujets SA (en bleu) et SP (en rouge), côté dominant en traits pleins et côté non dominant en traits discontinus	296
H.4	Moments subis par les la hanche droite lors du swing de golf et lors de la marche pour les sujets SA (en bleu) et SP (en rouge), côté dominant en traits pleins et côté non dominant en traits discontinus	297
I.1	Moyennes et écarts-types de la flexion/extension du tronc, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	301

I.2	Moyennes et écarts-types de l'inclinaison latérale du tronc, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	301
I.3	Moyennes et écarts-types de la rotation axiale du tronc, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	302
I.4	Moyennes et écarts-types de la flexion de hanche droite, l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> (f)	302
I.5	Moyennes et écarts-types de la rotation de hanche droite, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	303
I.6	Moyennes et écarts-types de la adduction de hanche droite, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	303
I.7	Moyennes et écarts-types de la flexion de hanche gauche, l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> (f)	304
I.8	Moyennes et écarts-types de la rotation de hanche gauche, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	304
I.9	Moyennes et écarts-types de la adduction de hanche gauche, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	305
I.10	Moyennes et écarts-types du moment de flexion/extension du tronc, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	306
I.11	Moyennes et écarts-types du moment d'inclinaison latérale du tronc, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	307
I.12	Moyennes et écarts-types du moment de rotation axiale du tronc, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	308
I.13	Moyennes et écarts-types du moment de flexion de hanche gauche, l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> (f)	309
I.14	Moyennes et écarts-types du moment de rotation de hanche gauche, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	310
I.15	Moyennes et écarts-types du moment d'adduction de hanche gauche, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	311

I.16	Moyennes et écarts-types du moment de flexion de hanche droite, l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i> (f)	312
I.17	Moyennes et écarts-types du moment de la rotation de hanche droite, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	313
I.18	Moyennes et écarts-types du moment d'adduction de hanche droite, à l' <i>address</i> (b), au début du <i>downswing</i> (c), au <i>mid-downswing</i> (d), à l'impact (e) et au <i>mid-follow-through</i>	314
I.19	Puissance totale au rachis	315
J.1	Photograph of a subject equipped with the markers during a experiments (here with a 6-iron club).	324
J.2	Detailed DoF modelling of the physiological model (MP) and the standard model (MS).	325
J.3	Visualization from front and lateral views of the left scapula and humerus of subject S2 obtained using MP (green) and MS (red).	325
J.4	left shoulder and left elbow DoF variation during swing 1 of subject 1, with MS model (red) and MP model (green).	326
J.5	right shoulder and right elbow DoF variation during golf swing 1 of subject 1, with MS model (red) and MP model (green).	326
J.6	spine and wrists DoF variation during swing 1 of subject 1, with MS model (red) and MP model (green).	327
J.7	Position of all the markers on the body and the club	334
J.8	Kinematic sequence found for all the participants for all the methods. P=Pelvis, T=Thorax, A=Arm, F=Forearm, H=Hand. * PTAFH is the proximal to distal sequence. The segments inside the brackets have a timing difference under three frames (<0.015s).	335
J.9	Profile of the segmental angular velocities used for the determination of the kinematic sequence for the method M1 (left) and M7 (right) for participant 2. In the abscissa, 0% corresponds to the beginning of the downswing and 100% to the impact. The vertical dotted line correspond to the peak value for each segment.	335
J.10	contributions to global motor moment (Nm) of vertical and horizontal forces for both feet of player P4 for the leading (top) and trailed (bottom) foot. Time origin is set at impact.	348
J.11	Population characteristics	349
J.12	Placement of the 5 landmarks on the vertebra model.	350
J.13	Axial rotation of the thoracic and lumbar spine as well as the sum of both levels	351

J.14	low dose biplanar radiographs. A-B : sagittal and frontal radiographs during the neutral position with superimposed 3D subject specific model, respectively. C-D : sagittal and frontal radiographs during the turned position of the trunk with superimposed 3D subject specific model, respectively. X : lateral bending, Y : flexion-extension, Z : axial rotation.	354
J.15	Lumbar axial rotation during the golf swing. Succeeded and failed shots are presented in green and red, respectively. The blue corridor represents kinematics of 2 nd and 3 rd quartiles.	359
J.16	Vertical ground reaction forces for RG (left) and PG (right). Components under leading and trailed lower limbs are presented with dash and full lines, respectively. Shots within the 1 st quartile performance are in red (failed shots), 4 th quartile in green (succeeded shots). 2 nd and 3 rd quartiles are in blue. Time origin is ball impact.	361
J.17	A-B : biplanar radiographs with superimposed 3D reconstruction of the lower limbs and markers ; C-E : subject-specific model during the phases of address, backswing and finish, respectively.	362
J.18	A-B : biplanar radiographs with superimposed 3D reconstruction of the lower limbs and markers ; C-E : subject-specific model during the phases of address, backswing and finish, respectively.	365
J.19	left hip adduction moments during one golf swing, in the 6 geometrical configurations (left) and its corresponding absolute error relatively to the reference data (right).	367
J.20	(a) Temporal variation of KMM of 4 golfers (1 amateur of cat1 blue, 1 of cat5 ref, and 2 of cat6, green and black) during golf swing, with impact as the time origin. Histograms of mean values within the category and standard deviation at address (b), top of backswing (c), mid-downswing (d), impact (e) and mid-follow-through (f).	370
J.21	Averaged contributions on the motor moment during the downswing. Orange : VFL, yellow : VFT, blue : PFL, green : PFT, black : FMT and FML.	372

Liste des tableaux

II.1	Répartition des articles de la revue de littérature	14
III.1	Tableau des segments et des marqueurs des membres supérieurs et du tronc . .	49
III.2	Tableau des segments et des marqueurs des membres inférieurs et du club . . .	50
IV.1	Récapitulatif des paramètres de mise à l'échelle du modèle musculo-squelettique	65
IV.2	Tableau des poids des marqueurs des membres supérieurs et du tronc	66
IV.3	Tableau des poids marqueurs des membres inférieurs et du club	67
IV.4	Résumé de l'approche musculo-squelettique multi-corps	70
V.1	Caractéristiques des catégories de la cohorte	78
V.2	Durée des différentes phases du swing au fer et au driver	80
V.3	Longueurs des trajectoires de la tête de club en fonction de la portion considérée.	88
VII.1	Tableau des valeurs des contributions au moment moteur	143
VII.2	Tableau des corrélations linéaires de Pearson des paramètres des moments moteurs	143
A.1	Récapitulatif de la revue de littérature concernant le <i>X-factor</i> , partie 1	169
A.2	Récapitulatif de la revue de littérature concernant le <i>X-factor</i> , partie 2	170
A.3	Récapitulatif de la revue de littérature concernant le <i>X-factor</i> , partie 3	171
A.4	Récapitulatif de la revue de littérature concernant le <i>X-factor</i> , partie 4	172
A.5	Récapitulatif de la revue de littérature concernant le <i>crunch-factor</i>	173
A.6	Récapitulatif de la revue de littérature concernant le plan de swing, partie 1 . .	174
A.7	Récapitulatif de la revue de littérature concernant le plan de swing, partie 2 . .	175
A.8	Récapitulatif de la revue de littérature concernant le plan de swing, partie 3 . .	176
A.9	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la séquence cinématique du swing, partie 1	178
A.10	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du membre inférieur, partie 1	179
A.11	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du membre inférieur, partie 2	180
A.12	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du membre inférieur, partie 3	181
A.13	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du membre inférieur, partie 4	182

A.14	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du membre supérieur, partie 1	183
A.15	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du membre supérieur, partie 2	184
A.16	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du membre supérieur, partie 3	185
A.17	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du membre supérieur, partie 4	186
A.18	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du membre supérieur, partie 5	187
A.19	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du membre supérieur, partie 6	188
A.20	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du tronc, partie 1	189
A.21	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du tronc, partie 2	190
A.22	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la cinématique articulaire du tronc, partie 3	191
A.23	Récapitulatif de la revue de littérature concernant le centre de masse, partie 1	193
A.24	Récapitulatif de la revue de littérature concernant le centre de masse, partie 2	194
A.25	Récapitulatif de la revue de littérature concernant le centre de pression, partie 1	195
A.26	Récapitulatif de la revue de littérature concernant le centre de pression, partie 2	196
A.27	Récapitulatif de la revue de littérature concernant le centre de pression, partie 3	197
A.28	Récapitulatif de la revue de littérature concernant le transfert de charge, partie 1	198
A.29	Récapitulatif de la revue de littérature concernant le transfert de charge, partie 2	199
A.30	Récapitulatif de la revue de littérature concernant le transfert de charge, partie 3	200
A.31	Récapitulatif de la revue de littérature concernant le champ de pression, partie 1	201
A.32	Récapitulatif de la revue de littérature concernant le champ de pression, partie 2	202
A.33	Récapitulatif de la revue de littérature concernant les efforts de réaction au sol, partie 1	203
A.34	Récapitulatif de la revue de littérature concernant les efforts de réaction au sol, partie 2	204
A.35	Récapitulatif de la revue de littérature concernant les efforts de réaction au sol, partie 3	205
A.36	Récapitulatif de la revue de littérature concernant les efforts de réaction au sol, partie 4	206
A.37	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la dynamique articulaire, partie 1	208
A.38	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la dynamique articulaire, partie 2	209

A.39	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la dynamique articulaire, partie 3	210
A.40	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la dynamique articulaire, partie 4	211
A.41	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la dynamique articulaire, partie 5	212
A.42	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la dynamique articulaire, partie 6	213
A.43	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la forward dynamics, partie 1	214
A.44	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la forward dynamics, partie 2	215
A.45	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la puissance, l'énergie et le travail mécanique, partie 1	216
A.46	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la puissance, l'énergie et le travail mécanique, partie 2	217
A.47	Récapitulatif de la revue de littérature concernant la puissance, l'énergie et le travail mécanique, partie 3	218
A.48	Récapitulatif de la revue de littérature concernant les thèmes divers	219
B.1	Caractéristiques de la population ayant participé aux expérimentations, partie 1	254
B.2	Caractéristiques de la population ayant participé aux expérimentations, partie 2	255
B.3	Caractéristiques de la population ayant participé aux expérimentations, partie 3	256
B.4	Caractéristiques de la population ayant participé aux expérimentations, partie 4	257
B.5	Caractéristiques des sujets	259
B.6	Caractéristiques des swings	259
B.7	Résultats comparaison TrackMan et Vicon	260
E.1	275
E.2	RMSE cinématique entre les simulations avec le modèle EOS et le modèle générique.	277
E.3	RMSE des degrés de liberté du tronc en fonction de la séquence cinématique . .	280
H.1	Caractéristiques des deux golfeurs	292
H.2	Table des performances des deux sujets seniors avec (SP) et sans prothèse (SA) totale de hanche	293
I.1	Caractéristiques des deux groupes considérés pour la comparaison entre les groupes GA et GD	300
I.2	Caractéristiques des deux groupes considérés pour la comparaison entre les groupes GA et GD	300
J.1	extremum of the mean ground reaction forces in medio-lateral (positif : right), antero-posterior (positif : anterior) and vertical (positif : superior) directions, expressed in percentage of the body weight.	347

J.2	orientation of vertebrae in straight and turned position with respect to the pelvis. The shoulder angle is calculated from the stick during the turned acquisition. X : lateral bending, Y : flexion-extension, Z : axial rotation.	355
J.3	extremum of the mean ground reaction forces in medio-lateral (positif : right), antero-posterior (positif : anterior) and vertical (positif : superior) directions, expressed in percentage of the body weight.	361
J.4	values of worst cases (inferior, superior, lateral, medial, anterior, posterior) relatively to the reference and the corresponding reference angle.	366
J.5	values of worst cases (inferior, superior, lateral, medial, anterior, posterior) relatively to the reference and the corresponding reference angle.	366

Bibliographie

- [AAT⁺98] T. P. Andriacchi, E. J. Alexander, M. K. Toney, C. Dyrby, and J. Sum. A point cluster method for in vivo motion analysis : applied to a study of knee kinematics. *Journal of Biomechanical Engineering*, 120(6) :743–749, December 1998.
- [ABD⁺10] Michael S. Andersen, Daniel L. Benoit, Michael Damsgaard, Dan K. Ramsey, and John Rasmussen. Do kinematic models reduce the effects of soft tissue artefacts in skin marker-based motion analysis? An in vivo study of knee kinematics. *Journal of Biomechanics*, 43(2) :268–273, January 2010.
- [ACL15] V. Alderslade, L.C. Crous, and Q.A. Louw. Correlation between passive and dynamic range of rotation in lead and trail hips during a golf swing. *South African Journal for Research in Sport, Physical Education and Recreation*, 37(3) :15–28, 2015.
- [ACN⁺16] Celia Amabile, Julie Choisine, Agathe Nérot, Hélène Pillet, and Wafa Skalli. Determination of a new uniform thorax density representative of the living population from 3d external body shape modeling. *Journal of Biomechanics*, 49(7) :1162–1169, May 2016.
- [AO05] Hilary Arksey and Lisa O’Malley. Scoping studies : towards a methodological framework. *International Journal of Social Research Methodology*, 8(1) :19–32, February 2005.
- [ASM⁺16] Ayman Assi, Christophe Sauret, Abir Massaad, Ziad Bakouny, Hélène Pillet, Wafa Skalli, and Ismat Ghanem. Validation of hip joint center localization methods during gait analysis using 3d EOS imaging in typically developing and cerebral palsy children. *Gait & Posture*, 48(Supplement C) :30–35, July 2016.
- [ASPM⁺02] Tine Alkjaer, Erik B. Simonsen, S. Peter Peter Magnusson, Henrik Aagaard, and Poul Dyhre-Poulsen. Differences in the movement pattern of a forward lunge in two types of anterior cruciate ligament deficient patients : copers and non-copers. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 17(8) :586–593, October 2002.
- [AWLD10] Edith M. Arnold, Samuel R. Ward, Richard L. Lieber, and Scott L. Delp. A model of the lower limb for analysis of human movement. *Annals of Biomedical Engineering*, 38(2) :269–279, February 2010.

- [AWS06] B.C. Anderson, I.C. Wright, and D.J. Stefanyshyn. *Segmental sequencing of kinetic energy in the golf swing*, volume 1. Springer New York, 2006. DOI : 10.1007/978-0-387-46050-5_30.
- [Bar99] H. Baruh. *Analytical Dynamics*, volume 197. WCB, 1999.
- [Bar17] Lancelot Barthe. Comparison of personal inertial parameters between identification method and 3d imaging method, 2017.
- [BB07a] K.A. Ball and R.J. Best. Different centre of pressure patterns within the golf stroke I : Cluster analysis. *Journal of Sports Sciences*, 25(7) :757–770, 2007.
- [BB07b] K.A. Ball and R.J. Best. Different centre of pressure patterns within the golf stroke II : Group-based analysis. *Journal of Sports Sciences*, 25(7) :771–779, 2007.
- [BB11] K.A. Ball and R. Best. Golf styles and centre of pressure patterns when using different golf clubs. *Journal of Sports Sciences*, 29(6) :587–590, 2011.
- [BB12] K. Ball and R. Best. Centre of pressure patterns in the golf swing : Individual-based analysis. *Sports Biomechanics*, 11(2) :175–189, 2012.
- [BBN⁺16] Mickaël Begon, Colombe Bélaïse, Alexandre Naaïm, Arne Lundberg, and Laurence Chèze. Multibody kinematics optimization with marker projection improves the accuracy of the humerus rotational kinematics. *Journal of Biomechanics*, October 2016.
- [BCC⁺13] S.-H. Beak, A. Choi, S.-W. Choi, S.E. Oh, J.H. Mun, H. Yang, T. Sim, and H.-R. Song. Upper torso and pelvis linear velocity during the downswing of elite golfers. *BioMedical Engineering Online*, 12(1), 2013.
- [BCKC14] T.S. Bae, W. Cho, K.H. Kim, and S.W. Chae. Biomechanical effect of altered lumbar lordosis on intervertebral lumbar joints during the golf swing : A simulation study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136(11), 2014.
- [BEL⁺17] Matthew L. Baker, Devakar R. Epari, Silvio Lorenzetti, Mark Sayers, Urs Boutellier, and William R. Taylor. Risk Factors for Knee Injury in Golf : A Systematic Review. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, September 2017.
- [Ben15] Léo Benouaïch. *Analyse biomécanique de l'appui sportif : contributions méthodologiques et application au saut en kungfu wushu*. phdthesis, Ecole nationale supérieure d'arts et métiers - ENSAM, June 2015.
- [BGW98] A. M. Burden, P. N. Grimshaw, and E. S. Wallace. Hip and shoulder rotations during the golf swing of sub-10 handicap players. *Journal of Sports Sciences*, 16(2) :165–176, February 1998.
- [BH16] Maxime Bourgain and Samuel Hybois. Bilateral scapulohoracic joint, 2016.

- [BHT⁺17] Maxime Bourgain, Samuel Hybois, Patricia Thoreux, Olivier Rouillon, Philippe Rouch, and Christophe Sauret. Effect of shoulder model complexity to study upper-body kinematics during the golf swing - soumis. *Journal of Biomechanics*, 2017.
- [BJSK12] Jasmina Bogdanovic-Jovanovic, Zivojin Stamenkovic, and Milos Kocic. Experimental and numerical investigation of flow around a sphere with dimples for various flow regimes. *Thermal Science*, 16(4) :1013–1026, 2012.
- [BKS⁺12] Jung Hyun Bae, Don-Kyu Kim, Kyung Mook Seo, Si Hyun Kang, and Junah Hwang. Asymmetry of the isokinetic trunk rotation strength of korean male professional golf players. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 36(6) :821–827, December 2012.
- [BKV⁺10] Benoit Bideau, Richard Kulpa, Nicolas Vignais, Sébastien Brault, Franck Multon, and Cathy Craig. Using virtual reality to analyze sports performance. *IEEE computer graphics and applications*, 30(2) :14–21, April 2010.
- [BLA⁺15] S. Bendaya, J. Y. Lazennec, C. Anglin, R. Allena, N. Sellam, P. Thoumie, and W. Skalli. Healthy vs. osteoarthritic hips : a comparison of hip, pelvis and femoral parameters and relationships using the EOS® system. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 30(2) :195–204, February 2015.
- [BMB94] J.C. Bone, J. Morel, and M. Boucher. *Mécanique Générale*. Dunod, physique edition, 1994.
- [BMK⁺04] Benoit Bideau, Franck Multon, Richard Kulpa, Laetitia Fradet, Bruno Arnaldi, and Paul Delamarche. Virtual reality, a new tool to investigate anticipation skills : application to the goalkeeper and handball thrower duel. *Neuroscience Letters*, 372(1-2) :119–122, 2004.
- [BMRG15] Khaireddine Ben Mansour, Nasser Rezzoug, and Philippe Gorce. Analysis of several methods and inertial sensors locations to assess gait parameters in able-bodied subjects. *Gait & Posture*, 42(4) :409–414, October 2015.
- [BMWO12] N.F. Betzler, S.A. Monk, E.S. Wallace, and S.R. Otto. Effects of golf shaft stiffness on strain, clubhead presentation and wrist kinematics. *Sports Biomechanics*, 11(2) :223–238, 2012.
- [BNM⁺11] S.J. Brown, A.M. Nevill, S.A. Monk, S.R. Otto, W.S. Selbie, and E.S. Wallace. Determination of the swing technique characteristics and performance outcome relationship in golf driving for low handicap female golfers. *Journal of Sports Sciences*, 29(14) :1483–1491, 2011.
- [BPP90] A. L. Bell, D. R. Pedersen, and R. A. Brand. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *Journal of Biomechanics*, 23(6) :617–621, 1990.

- [BRC⁺17] Vincent Bonnet, Vincent Richard, Valentina Camomilla, Gentiane Venture, Aurelio Cappozzo, and Raphaël Dumas. Joint kinematics estimation using a multi-body kinematics optimisation and an extended Kalman filter, and embedding a soft tissue artefact model. *Journal of Biomechanics*, 2017.
- [BRNT15] L. Benouaich, P. Rouch, F. Natta, and P. Thoreux. Spring jumpers vs power jumpers : ankle joint behavior in elite wushu athletes and implications for performance and injury risk. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(sup1) :1886–1887, October 2015.
- [BSC⁺16] Maxime Bourgain, Christophe Sauret, Kévin Cépissul, Olivier Rouillon, Philippe Rouch, and Patricia Thoreux. Séquence d’activations musculaires lors du swing de golf : performance et prévention des blessures, 2016.
- [BSR⁺16a] Maxime Bourgain, Christophe Sauret, Philippe Rouch, Patricia Thoreux, and Olivier Rouillon. Evaluation of the Spine Axial Rotation Capacity of Golfers and its Distribution. *Journal of Human Kinetics*, 5(Suppl.) :S1–S77, 2016.
- [BSR⁺16b] Maxime Bourgain, Christophe Sauret, Olivier Rouillon, Philippe Rouch, and Patricia Thoreux. Intérêt de la personnalisation des modèles biomécaniques pour l’amélioration des performances et la prévention des blessures dans la pratique du golf, 2016.
- [BSR⁺16c] Maxime Bourgain, Christophe Sauret, Olivier Rouillon, Patricia Thoreux, and Philippe Rouch. Effect of hip joint center misplacement on hip kinematics during a golf swing, 2016.
- [BSR⁺16d] Maxime Bourgain, Christophe Sauret, Olivier Rouillon, Patricia Thoreux, and Philippe Rouch. Impact of hip joint misplacement on kinematics and kinetics during golf swing, 2016.
- [BSR⁺17a] M. Bourgain, C. Sauret, O. Rouillon, P. Thoreux, and P. Rouch. Contribution of vertical and horizontal components of ground reaction forces on global motor moment during a golf swing : a preliminary study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(sup1) :29–30, October 2017.
- [BSR⁺17b] Maxime Bourgain, Christophe Sauret, Philippe Rouch, Patricia Thoreux, and Olivier Rouillon. Performance et risque de blessure au golf : étude du moment moteur dû aux efforts au sol., 2017.
- [BSR⁺17c] Maxime Bourgain, Christophe Sauret, Olivier Rouillon, Philippe Rouch, and Patricia Thoreux. Comparaison de la dynamique de la hanche et du rachis lombaire entre la marche et le swing de golf. Comparaison d’un sujet asymptomatique et d’un sujet avec prothèse de hanche., 2017.
- [BSR⁺17d] Maxime Bourgain, Christophe Sauret, Olivier Rouillon, Patricia Thoreux, and Philippe Rouch. Contribution of vertical and horizontal components of ground

- reaction forces on global motor moment during a golf swing – a preliminary study, 2017.
- [BSR⁺17e] Maxime Bourgain, Christophe Sauret, Olivier Rouillon, Patricia Thoreux, and Philippe Rouch. Difference in ground reaction forces between professional and amateur golfer : a preliminary study, 2017.
- [BSR⁺17f] Maxime Bourgain, Christophe Sauret, Olivier Rouillon, Patricia Thoreux, and Philippe Rouch. Differences in hip and lumbar kinematics between professional and amateur golfers : a preliminary study, 2017.
- [BSW13] S.J. Brown, W.S. Selbie, and E.S. Wallace. The X Factor : An evaluation of common methods used to analyse major inter-segment kinematics during the golf swing. *Journal of Sports Sciences*, 31(11) :1156–1163, 2013.
- [CA07] S. Coleman and D. Anderson. An examination of the planar nature of golf club motion in the swings of experienced players. *Journal of Sports Sciences*, 25(7) :739–748, 2007.
- [CB81] R. D. Crowninshield and R. A. Brand. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics*, 14(11) :793–801, 1981.
- [CCCL95] A. Cappozzo, F. Catani, U. Della Croce, and A. Leardini. Position and orientation in space of bones during movement : anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 10(4) :171–178, June 1995.
- [CCK99] U. Della Croce, A. Cappozzo, and D. C. Kerrigan. Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 37(2) :155–161, March 1999.
- [CDHdG15] Julien Clément, Raphaël Dumas, Nicola Hagemester, and Jaques A. de Guise. Soft tissue artifact compensation in knee kinematics by multi-body optimization : Performance of subject-specific knee joint models. *Journal of Biomechanics*, 48(14) :3796–3802, November 2015.
- [CFD95] L. Chèze, B. J. Fregly, and J. Dimnet. A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *Journal of Biomechanics*, 28(7) :879–884, July 1995.
- [CG13] Blandine Calais-Germain. *Anatomie pour le mouvement*. Introduction à l'analyse des techniques corporelles. désiris edition, 2013.
- [CG14] M.H. Cole and P.N. Grimshaw. The crunch factor's role in golf-related low back pain. *Spine Journal*, 14(5) :799–807, 2014.
- [CG16] M.H. Cole and P.N. Grimshaw. The Biomechanics of the Modern Golf Swing : Implications for Lower Back Injuries. *Sports Medicine*, 46(3) :339–351, 2016.

- [Cha95] John H. Challis. A procedure for determining rigid body transformation parameters. *Journal of Biomechanics*, 28(6) :733–737, June 1995.
- [Che09] Philip Cheetham. Simple Model of Pelvis-Thorax Kinematic Sequence, 2009.
- [Che14] Laurence Cheze. Biomécanique du mouvement et modélisation musculosquelettique. *Techniques de l'ingénieur*, 2014.
- [CJC06] Jin Choi, Woo-Pyung Jeon, and Haecheon Choi. Mechanism of drag reduction by dimples on a sphere. *Physics of Fluids (1994-present)*, 18(4) :041702, April 2006.
- [CJOM14] A. Choi, S.-B. Joo, E. Oh, and J.H. Mun. Kinematic evaluation of movement smoothness in golf : Relationship between the normalized jerk cost of body joints and the clubhead. *BioMedical Engineering Online*, 13(1), 2014.
- [CK93] J H Challis and D G Kerwin. An Analytical Examination of Muscle Force Estimations Using Optimization Techniques. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, 207(3) :139–148, September 1993.
- [CKM16] A. Choi, T.G. Kang, and J.H. Mun. Biomechanical Evaluation of Dynamic Balance Control Ability During Golf Swing. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 36(3) :430–439, 2016.
- [Cla69] Charles E. Clauser. Weight volume and center of mass of segments of the human body, 1969.
- [CLCM16] A. Choi, I.-K. Lee, M.-T. Choi, and J.H. Mun. Inter-joint coordination between hips and trunk during downswings : Effects on the clubhead speed. *Journal of Sports Sciences*, 34(20) :1991–1997, 2016.
- [CP07] Lillian Y. Chang and Nancy S. Pollard. Constrained least-squares optimization for robust estimation of center of rotation. *Journal of Biomechanics*, 40(6) :1392–1400, 2007.
- [CR05] S.G.S. Coleman and A.J. Rankin. A three-dimensional examination of the planar nature of the golf swing. *Journal of Sports Sciences*, 23(3) :227–234, 2005.
- [Cra05] John J. Craig. *Introduction to robotics : mechanics and control, 3rd edition*. Pearson, 2005.
- [CRH⁺08] Phillip Cheetham, Greg A Rose, Richard N Hinrichs, Robert J. Neal, Robert E. Mottram, Paul D. Hurrion, and Peter F. Vint. comparison of kinematic sequence parameters between amateur and professional golfers. 2008.
- [CSBR16] Kévin Cépissul, Christophe Sauret, Maxime Bourgain, and Philippe Rouch. EMG analysis of the golf swing, 2016.

- [CSD⁺17] Thomas Creveaux, Violaine Sevrez, Raphaël Dumas, Laurence Chèze, and Isabelle Rogowski. Rotation sequence to report humerorhombic kinematics during 3d motion involving large horizontal component : application to the tennis forehand drive. *Sports Biomechanics*, pages 1–11, February 2017.
- [CSGMI08] John J. Costi, Ian A. Stokes, Mack G. Gardner-Morse, and James C. Iatridis. Frequency-Dependent Behavior of the Intervertebral Disc in Response to Each of Six Degree of Freedom Dynamic Loading : Solid Phase and Fluid Phase Contributions. *Spine*, 33(16) :1731–1738, July 2008.
- [CSL10] Y. Chu, T.C. Sell, and S.M. Lephart. The relationship between biomechanical variables and driving performance during the golf swing. *Journal of Sports Sciences*, 28(11) :1251–1259, 2010.
- [CSLO12] Miguel Christophy, Nur Adila Faruk Senan, Jeffrey C. Lotz, and Oliver M. O’Reilly. A Musculoskeletal model for the lumbar spine. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 11(1-2) :19–34, January 2012.
- [CSM15] A. Choi, T. Sim, and J.H. Mun. Quasi-stiffness of the knee joint in flexion and extension during the golf swing. *Journal of Sports Sciences*, 33(16) :1682–1691, 2015.
- [CSM16] A. Choi, T. Sim, and J.H. Mun. Improved determination of dynamic balance using the centre of mass and centre of pressure inclination variables in a complete golf swing cycle. *Journal of Sports Sciences*, 34(10) :906–914, 2016.
- [CTSR04] I.W. Charlton, P. Tate, P. Smyth, and L. Roren. Repeatability of an optimised lower body model - ScienceDirect. *Gait & Posture*, 20(2) :213–221, 2004.
- [CVS14] Aurélien Courvoisier, Raphaël Vialle, and Wafa Skalli. EOS 3d Imaging : assessing the impact of brace treatment in adolescent idiopathic scoliosis. *Expert Review of Medical Devices*, 11(1) :1–3, January 2014.
- [CYL⁺09] Ahn Ryul Choi, Tae Sun Yun, Kyung Suk Lee, Kyoung Kee Min, Heon Hwang, Ki Young Lee, Eui Chaul Oh, and Joung H. Mun. Asymmetric loading of erector spinae muscles during sagittally symmetric lifting. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 23(1) :64–74, January 2009.
- [CYS⁺13] Ahnryul Choi, Tae Sun Yun, Seung Woo Suh, Jae Hyuk Yang, Hyunjoon Park, Soeun Lee, Min Sang Roh, Tae-Geon Kang, and Joung Hwan Mun. Determination of input variables for the development of a gait asymmetry expert system in patients with idiopathic scoliosis. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 14(5) :811–818, May 2013.
- [DAA⁺07] Scott L. Delp, Frank C. Anderson, Allison S. Arnold, Peter Loan, Ayman Habib, Chand T. John, Eran Guendelman, and Darryl G. Thelen. OpenSim open-source

software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 54(11) :1940–1950, November 2007.

- [DAM⁺05] Raphaël Dumas, Rachid Aissaoui, David Mitton, Wafa Skalli, and Jacques A. de Guise. Personalized body segment parameters from biplanar low-dose radiography. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 52(10) :1756–1763, October 2005.
- [DB16] R.B. Dale and J. Brumitt. Spine biomechanics associated with the shortened, modern one-plane golf swing. *Sports Biomechanics*, 15(2) :198–206, 2016.
- [DBK12] E. Demircan, T.F. Besier, and O. Khatib. Muscle force transmission to operational space accelerations during elite golf swings. In *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1464–1469, 2012.
- [DC14] Raphaël Dumas and Laurence Cheze. Letter to the editor : Joint moments in the joint coordinate system, Euler or dual Euler basis. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136(5) :055501, May 2014.
- [DCD10] Guillaume Desroches, Laurence Chèze, and Raphaël Dumas. Expression of joint moment in the joint coordinate system. *Journal of Biomechanical Engineering*, 132(11) :114503, November 2010.
- [DCS⁺10] Jean Dubousset, Georges Charpak, Wafa Skalli, Jacques Deguise, and Gabriel Kalifa. Eos a new imaging system with low dose radiation in standing position for spine and bone & joint disorders. *Journal of Musculoskeletal Research*, 13(01) :1–12, March 2010.
- [DCV07] R. Dumas, L. Chèze, and J. P. Verriest. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics*, 40(3) :543–553, 2007.
- [Del17] Delsys. site internet de Delsys, 2017.
- [Dem55] Wilfred Taylor Dempster. Space Requirements of the seated operator - Geometrical, kinematic and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs, 1955.
- [Des17] Stéphane Desmichelle. Biomécanique du golf : à la recherche du swing parfait, January 2017.
- [DFMS15] R. B. Dale, T. Farr, C. Marshall, and B. Sizemore. The effect of a modified one-plane golf swing upon the lumbar spine “crunch factor”. *Physiotherapy*, 101, Supplement 1 :e286, May 2015.
- [dL96] P. de Leva. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov’s segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9) :1223–1230, September 1996.

- [DLH⁺90] S. L. Delp, J. P. Loan, M. G. Hoy, F. E. Zajac, E. L. Topp, and J. M. Rosen. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 37(8) :757–767, August 1990.
- [DM93] S. L. Delp and W. Maloney. Effects of hip center location on the moment-generating capacity of the muscles. *Journal of Biomechanics*, 26(4-5) :485–499, May 1993.
- [DMLC14] Raphaël Dumas, Florent Moissenet, Yoann Lafon, and Laurence Cheze. Multi-objective optimisation for musculoskeletal modelling : Application to a planar elbow model. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, 228(10) :1108–1113, October 2014.
- [DNM⁺16] Sonia Duprey, Alexandre Naaim, Florent Moissenet, Mickaël Begon, and Laurence Chèze. Kinematic models of the upper limb joints for multibody kinematics optimisation : An overview. *Journal of Biomechanics*, 0(0), December 2016.
- [DRCV15] Raphaël Dumas, Thomas Robert, Laurence Cheze, and Jean-Pierre Verriest. Thorax and abdomen body segment inertial parameters adjusted from McConville et al. and Young et al. *International Biomechanics*, 2(1) :113–118, January 2015.
- [DTE01] Hong Da, Cheung Tk, and Roberts Em. A three-dimensional, six-segment chain analysis of forceful overarm throwing. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 11(2) :95–112, April 2001.
- [DTSJ84] J. Dul, M. A. Townsend, R. Shiavi, and G. E. Johnson. Muscular synergism–I. On criteria for load sharing between synergistic muscles. *Journal of Biomechanics*, 17(9) :663–673, 1984.
- [DuTG91] Roy B. Davis, Sylvia Õunpuu, Dennis Tyburski, and James R. Gage. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10(5) :575–587, October 1991.
- [EDWC04a] C. Egret, F. Dujardin, J. Weber, and D. Chollet. 3-D kinematic analysis of the golf swings of expert and experienced golfers. *Journal of Human Movement Studies*, 47(3) :193–204, 2004.
- [EDWC04b] Claire Egret, F. Dujardin, J. Weber, and D. Chollet. 3d Kinematic analysis of the golf swings of expert and experienced golfers. *Journal of Human Movement Studies*, 47(3) :193–204, 2004.
- [EGIK12] Timothy A. Exell, Marianne J. R. Gittoes, Gareth Irwin, and David G. Kerwin. Considerations of force plate transitions on centre of pressure calculation for maximal velocity sprint running. *Sports Biomechanics*, 11(4) :532–541, November 2012.

- [EHH92] G. J. Ettema, P. A. Huijing, and A. de Haan. The potentiating effect of prestretch on the contractile performance of rat gastrocnemius medialis muscle during subsequent shortening and isometric contractions. *Journal of Experimental Biology*, 165(1) :121–136, April 1992.
- [EHN⁺12] K. Evans, S.A. Horan, R.J. Neal, R.S. Barrett, and P.M. Mills. Repeatability of three-dimensional thorax and pelvis kinematics in the golf swing measured using a field-based motion capture system. *Sports Biomechanics*, 11(2) :262–272, 2012.
- [END⁺06] C.I. Egret, B. Nicolle, F.H. Dujardin, J. Weber, and D. Chollet. Kinematic analysis of the golf swing in men and women experienced golfers. *International Journal of Sports Medicine*, 27(6) :463–467, 2006.
- [ETDH06] Rainald M. Ehrig, William R. Taylor, Georg N. Duda, and Markus O. Heller. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of Biomechanics*, 39(15) :2798–2809, 2006.
- [ETDH07] Rainald M. Ehrig, William R. Taylor, Georg N. Duda, and Markus O. Heller. A survey of formal methods for determining functional joint axes. *Journal of Biomechanics*, 40(10) :2150–2157, 2007.
- [EVW⁺03] C.I. Egret, O. Vincent, J. Weber, F.H. Dujardin, and D. Chollet. Analysis of 3d kinematics concerning three different clubs in golf swing. *International Journal of Sports Medicine*, 24(6) :465–469, 2003.
- [FAK⁺16] Niccolo M. Fiorentino, Penny R. Atkins, Michael J. Kutschke, K. Bo Foreman, and Andrew E. Anderson. In-vivo quantification of dynamic hip joint center errors and soft tissue artifact. *Gait & Posture*, 50 :246–251, October 2016.
- [FBD⁺04] Laetitia Fradet, Maïtel Botcazou, Carole Durocher, Armel Cretual, Franck Multon, Jacques Prioux, and Paul Delamarche. Do handball throws always exhibit a proximal-to-distal segmental sequence? *Journal of Sports Sciences*, 22(5) :439–447, May 2004.
- [FBD⁺16] S. Futamure, V. Bonnet, R. Dumas, D. Kulic, and G. Venture. Dynamically consistent inverse kinematics framework using optimizations for human motion analysis. In *2016 IEEE-RAS 16th International Conference on Humanoid Robots (Humanoids)*, pages 436–441, November 2016.
- [FBDV17] Sumire Futamure, Vincent Bonnet, Raphael Dumas, and Gentiane Venture. A sensitivity analysis method for the body segment inertial parameters based on ground reaction and joint moment regressor matrices. *Journal of Biomechanics*, September 2017.
- [FBLC14] Vincent Fohanno, Mickaël Begon, Patrick Lacouture, and Floren Colloud. Estimating joint kinematics of a whole body chain model with closed-loop constraints. *Multibody system dynamics*, 31(4) :433–449, 2014.

- [FCC⁺03] M. R. Farrally, A. J. Cochran, D. J. Crews, M. J. Hurdzan, R. J. Price, J. T. Snow, and P. R. Thomas. Golf science research at the beginning of the twenty-first century. *Journal of Sports Sciences*, 21(9) :753–765, September 2003.
- [FCG07] Andrea J. Fradkin, Peter A. Cameron, and Belinda J. Gabbe. Is there an association between self-reported warm-up behaviour and golf related injury in female golfers? *Journal of Science and Medicine in Sport*, 10(1) :66–71, February 2007.
- [ffg15] ffgolf. site internet Fédération Française de Golf, 2015.
- [FILK03] T. Finni, S. Ikegawa, V. Lepola, and P. V. Komi. Comparison of force-velocity relationships of vastus lateralis muscle in isokinetic and in stretch-shortening cycle exercises. *Acta Physiologica Scandinavica*, 177(4) :483–491, April 2003.
- [FKM13] R.E.D. Ferdinands, U.G. Kersting, and R.N. Marshall. A twenty segment kinematics and kinetics model for analysing golf swing mechanics. *Sports Technology*, 6(4) :184–201, 2013.
- [FML⁺13] J.L. Foxworth, U.L. Millar, B.L. Long, M. Way, A.W. Vellucci, and O.D. Vogler. Hip joint torques during the golf swing of young and senior healthy males. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 43(9) :660–665, 2013.
- [FQA⁺12] G.G. Fedorcik, R.M. Queen, A.N. Abbey, C.T. Moorman, and D.S. Ruch. Differences in wrist mechanics during the golf swing based on golf handicap. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 15(3) :250–254, 2012.
- [FRR⁺07] Benjamin J. Fregly, Jeffrey A. Reinbolt, Kelly L. Rooney, Kim H. Mitchell, and Terese L. Chmielewski. Design of Patient-Specific Gait Modifications for Knee Osteoarthritis Rehabilitation. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 54(9) :1687–1695, September 2007.
- [FSF04] A.J. Fradkin, C.A. Sherman, and C.F. Finch. How well does club head speed correlate with golf handicaps? *Journal of Science and Medicine in Sport*, 7(4) :465–472, 2004.
- [GAG09] H. Gulgin, C. Armstrong, and P. Gribble. Hip rotational velocities during the full golf swing. *Journal of Sports Science and Medicine*, 8(2) :296–299, 2009.
- [GAG10] Heather Gulgin, Charles Armstrong, and Phillip Gribble. Weight-bearing hip rotation range of motion in female golfers. *North American journal of sports physical therapy : NAJSPT*, 5(2) :55–62, June 2010.
- [GB97] Giannis Giakas and Vasilios Baltzopoulos. A comparison of automatic filtering techniques applied to biomechanical walking data. *Journal of Biomechanics*, 30(8) :847–850, 1997.

- [GL02] Sahan S. Hiniduma Udugama Gamage and Joan Lasenby. New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *Journal of Biomechanics*, 35(1) :87–93, January 2002.
- [GLL⁺03] Georg Gosheger, Dennis Liem, Karl Ludwig, Oliver Greshake, and Winfried Winkelmann. Injuries and Overuse Syndromes in Golf. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(3) :438–443, May 2003.
- [GMLB05] Sean Gallagher, William S. Marras, Alan S. Litsky, and Deborah Burr. Torso flexion loads and the fatigue failure of human lumbosacral motion segments. *Spine*, 30(20) :2265–2273, October 2005.
- [GPPG98] C. J. Gatt, M. J. Pavol, R. D. Parker, and M. D. Grabiner. Three-dimensional knee joint kinetics during a golf swing. Influences of skill level and footwear. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(2) :285–294, April 1998.
- [GQI⁺14] E. Gaumétou, S. Quijano, B. Ilharreborde, A. Presedo, P. Thoreux, K. Mazda, and W. Skalli. EOS analysis of lower extremity segmental torsion in children and young adults. *Orthopaedics & Traumatology : Surgery & Research*, 100(1) :147–151, 2014.
- [GS83] E. S. Grood and W. J. Suntay. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions : application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105(2) :136–144, May 1983.
- [GZM⁺15] T. Gryc, F. Zahalka, T. Maly, L. Mala, and P. Hrasky. Movement’s analysis and weight transfer during the golf swing. *Journal of Physical Education and Sport*, 15(4) :781–787, 2015.
- [Hal03] Kjartan Halvorsen. Bias compensated least squares estimate of the center of rotation. *Journal of Biomechanics*, 36(7) :999–1008, July 2003.
- [Han64] E. P. Hanavan. A mathematical model of the human body. *AMRL-TR-64-102. Aerospace Medical Research Laboratories (U.S.)*, pages 1–149, October 1964.
- [Hap94] R. Happee. Inverse dynamic optimization including muscular dynamics, a new simulation method applied to goal directed movements. *Journal of Biomechanics*, 27(7) :953–960, July 1994.
- [HBML15] Elizabeth Henry, Kathy Berglund, Lynn Millar, and Frederick Locke. Immediate effects of a dynamic rotation-specific warm-up on X-factor and X-factor stretch in the amateur golfer. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 10(7) :998–1006, December 2015.
- [HCF98] F. E. Hetu, C. A. Christie, and A. D. Faigenbaum. Effects of conditioning on physical fitness and club head speed in mature golfers. *Perceptual and Motor Skills*, 86(3 Pt 1) :811–815, June 1998.

- [HDNA06a] M. Hokari, H. Doki, T. Naruo, and H. Ashida. The motion of golfer's cock and roll that influences club head and ball motions. *Nihon Kikai Gakkai Ronbunshu, C Hen / Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Part C*, 72(10) :3372–3377, 2006.
- [HDNA06b] M. Hokari, H. Doki, T. Naruo, and H. Ashida. Rotation measurement of human body in golf club swings and skill evaluation. *Nihon Kikai Gakkai Ronbunshu, C Hen / Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Part C*, 72(3) :850–856, 2006.
- [HEMK10] S.A. Horan, K. Evans, N.R. Morris, and J.J. Kavanagh. Thorax and pelvis kinematics during the downswing of male and female skilled golfers. *Journal of Biomechanics*, 43(8) :1456–1462, 2010.
- [HEMK14] S.A. Horan, K. Evans, N.R. Morris, and J.J. Kavanagh. Swing kinematics of male and female skilled golfers following prolonged putting practice. *Journal of Sports Sciences*, 32(9) :810–816, 2014.
- [Her87] Walter Herzog. Individual muscle force estimations using a non-linear optimal design. *Journal of Neuroscience Methods*, 21(2) :167–179, October 1987.
- [HFDKR00] Hermie J Hermens, Bart Freriks, Catherine Disselhorst-Klug, and Günter Rau. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5) :361–374, October 2000.
- [HHDG97] M. Handel, T. Horstmann, H. H. Dickhuth, and R. W. Gülch. Effects of contract-relax stretching training on muscle performance in athletes. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 76(5) :400–408, 1997.
- [Hil38] A. V. Hill. The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle. *Proceedings of the Royal Society of London Series B*, 126 :136–195, October 1938.
- [HK12] S.A. Horan and J.J. Kavanagh. The control of upper body segment speed and velocity during the golf swing. *Sports Biomechanics*, 11(2) :165–174, 2012.
- [HKR05] P.A. Hume, J. Keogh, and D. Reid. The role of biomechanics in maximising distance and accuracy of golf shots. *Sports Medicine*, 35(5) :429–449, 2005.
- [HMD⁺11] A. Healy, K.A. Moran, J. Dickson, C. Hurley, A.F. Smeaton, N.E. O'Connor, P. Kelly, M. Haahr, and N. Chockalingam. Analysis of the 5 iron golf swing when hitting for maximum distance. *Journal of Sports Sciences*, 29(10) :1079–1088, 2011.
- [HPB⁺18] Samuel Hybois, Pierre Puchaud, Maxime Bourgain, Antoine Lombart, Joseph Bascou, Francois Lavaste, Pascale Fodé, Hélène Pillet, and Christophe Sauret. Evaluation of an ellipsoid mobilizer to model the scapulothoracic joint for the study of manual wheelchair locomotion - soumis. *Journal of Biomechanics*, 2018.

- [HRG⁺17] Clint Hansen, Nasser Rezzoug, Philippe Gorce, Brice Isableu, and Gentiane Venture. Center of pressure based segment inertial parameters validation. *PloS One*, 12(6) :e0180011, 2017.
- [HSD10] Samuel R. Hamner, Ajay Seth, and Scott L. Delp. Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of Biomechanics*, 43(14) :2709–2716, October 2010.
- [HUS⁺15] Jennifer L. Hicks, Thomas K. Uchida, Ajay Seth, Apoorva Rajagopal, and Scott L. Delp. Is my model good enough? Best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of movement. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(2) :020905, February 2015.
- [HVR⁺14] Clint Hansen, Gentiane Venture, Nasser Rezzoug, Philippe Gorce, and Brice Isableu. An individual and dynamic Body Segment Inertial Parameter validation method using ground reaction forces. *Journal of Biomechanics*, 47(7) :1577–1581, May 2014.
- [HWW⁺12] D.F.B. Haeufle, J. Worobets, I. Wright, J. Haeufle, and D. Stefanyshyn. Golfers do not respond to changes in shaft mass properties in a mechanically predictable way. *Sports Engineering*, 15(4) :215–220, 2012.
- [IEO11] Nozomu Inoue and Alejandro A. Espinoza Orías. Biomechanics of Intervertebral Disk Degeneration. *Orthopedic Clinics of North America*, 42(4) :487–499, October 2011.
- [ISI⁺14] Masami Ishimaru, Yoshitaka Shiraishi, Satoru Ikebe, Hidehiko Higaki, Kazunori Hino, Yoshio Onishi, and Hiromasa Miura. Three-dimensional motion analysis of the patellar component in total knee arthroplasty by the image matching method using image correlations. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 32(5) :619–626, May 2014.
- [JBB10] Christopher Joyce, Angus Burnett, and Kevin Ball. Methodological considerations for the 3d measurement of the X-factor and lower trunk movement in golf. *Sports Biomechanics*, 9(3) :206–221, September 2010.
- [JBCB13] C. Joyce, A. Burnett, J. Cochrane, and K. Ball. Three-dimensional trunk kinematics in golf : Between-club differences and relationships to clubhead speed. *Sports Biomechanics*, 12(2) :108–120, 2013.
- [JBKR16] C. Joyce, A. Burnett, J. Cochrane, and A. Reyes. A preliminary investigation of trunk and wrist kinematics when using drivers with different shaft properties. *Sports Biomechanics*, 15(1) :61–75, 2016.
- [JCSB16] C. Joyce, P. Chivers, K. Sato, and A. Burnett. Multi-segment trunk models used to investigate the crunch factor in golf and their relationship with selected swing and launch parameters. *Journal of Sports Sciences*, 34(20) :1970–1975, 2016.

- [JEA⁺16] J. Jovic, A. Escande, K. Ayusawa, E. Yoshida, A. Kheddar, and G. Venture. Humanoid and Human Inertia Parameter Identification Using Hierarchical Optimization. *IEEE Transactions on Robotics*, 32(3) :726–735, June 2016.
- [JM14] Daniel Johnson and John McPhee. Predictive Dynamic Simulation of the Golf Swing, Including Golfer Biomechanics and Distributed Flexibility in the Shaft. In *Procedia Engineering*, volume 72, pages 799–804, 2014.
- [Joy16] C. Joyce. An examination of the correlation amongst trunk flexibility, x-factor and clubhead speed in skilled golfers. *Journal of Sports Sciences*, pages 1–7, 2016.
- [KBB13] Richard Kulpa, Benoit Bideau, and Sébastien Brault. Displacements in Virtual Reality for Sports Performance Analysis. In *Human Walking in Virtual Environments*, pages 299–318. Springer, New York, NY, 2013. DOI : 10.1007/978-1-4419-8432-6_13.
- [KCS⁺12] Y.-H. Kwon, C.S. Como, K. Singhal, S. Lee, and K.H. Han. Assessment of planarity of the golf swing based on the functional swing plane of the clubhead and motion planes of the body points. *Sports Biomechanics*, 11(2) :127–148, 2012.
- [KHC⁺13] Y.-H. Kwon, K.H. Han, C. Como, S. Lee, and K. Singhal. Validity of the X-factor computation methods and relationship between the X-factor parameters and clubhead velocity in skilled golfers. *Sports Biomechanics*, 12(3) :231–246, 2013.
- [KRR08] E.R. Komi, J.R. Roberts, and S.J. Rothberg. Measurement and analysis of grip force during a golf shot. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P : Journal of Sports Engineering and Technology*, 222(1) :23–35, 2008.
- [KS17] T.-G. Kim and W.-Y. So. Comparison of knee characteristics between professional and amateur golfers during the downswing. *Technology and Health Care*, 25(2) :299–310, 2017.
- [KYKY15] S.-B. Kim, J.H. You, O.-Y. Kwon, and C.-H. Yi. Lumbopelvic kinematic characteristics of golfers with limited hip rotation. *American Journal of Sports Medicine*, 43(1) :113–120, 2015.
- [LAZR15] Morten Enemark Lund, Michael Skipper Andersen, Mark de Zee, and John Rasmussen. Scaling of musculoskeletal models from static and dynamic trials. *International Biomechanics*, 2(1) :1–11, January 2015.
- [LCC⁺99] A. Leardini, A. Cappozzo, F. Catani, S. Toksvig-Larsen, A. Petitto, V. Sforza, G. Cassanelli, and S. Giannini. Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *Journal of Biomechanics*, 32(1) :99–103, January 1999.
- [LCC12] Y.-T. Lim, J.W. Chow, and W.-S. Chae. Lumbar spinal loads and muscle activity during a golf swing. *Sports Biomechanics*, 11(2) :197–211, 2012.

- [LCCC05] Alberto Leardini, Lorenzo Chiari, Ugo Della Croce, and Aurelio Cappozzo. Human movement analysis using stereophotogrammetry : Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & Posture*, 21(2) :212–225, 2005.
- [LCO10] Danielle Levac, Heather Colquhoun, and Kelly K. O'Brien. Scoping studies : advancing the methodology. *Implementation science : IS*, 5 :69, September 2010.
- [LDP04] D. Lafond, M. Duarte, and F. Prince. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *Journal of Biomechanics*, 37(9) :1421–1426, September 2004.
- [LFMR17] R. J. Leach, S. E. Forrester, A. C. Mears, and J. R. Roberts. How valid and accurate are measurements of golf impact parameters obtained using commercially available radar and stereoscopic optical launch monitors? *Measurement*, 112 :125–136, December 2017.
- [LH02] D. Lindsay and J. Horton. Comparison of spine motion in elite golfers with and without low back pain. *Journal of Sports Sciences*, 20(8) :599–605, 2002.
- [LHP02] D.M. Lindsay, J.F. Horton, and R.D. Paley. Trunk motion of male professional golfers using two different golf clubs. *Journal of Applied Biomechanics*, 18(4) :366–373, 2002.
- [LLB⁺10] Mathieu Lempereur, Fabien Leboeuf, Sylvain Brochard, Jean Rousset, Valérie Burdin, and Olivier Rémy-Néris. In vivo estimation of the glenohumeral joint centre by functional methods : accuracy and repeatability assessment. *Journal of Biomechanics*, 43(2) :370–374, January 2010.
- [LN10] S.K. Lynn and G.J. Noffal. Frontal plane knee moments in golf : Effect of target side foot position at address. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9(2) :275–281, 2010.
- [LO99] T. W. Lu and J. J. O'Connor. Bone position estimation from skin marker coordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 32(2) :129–134, February 1999.
- [LP13] Peter M. Lejkowski and Erik Poulsen. Elimination of intermittent chronic low back pain in a recreational golfer following improvement of hip range of motion impairments. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 17(4) :448–452, October 2013.
- [LSL⁺11] Hak Il Lee, Junyoung Song, Hee Song Lee, Jin Young Kang, Minyoung Kim, and Ju Seok Ryu. Association between Cross-sectional Areas of Lumbar Muscles on Magnetic Resonance Imaging and Chronicity of Low Back Pain. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 35(6) :852–859, December 2011.
- [Mac12] S.J. MacKenzie. Club position relative to the golfer's swing plane meaningfully affects swing dynamics. *Sports Biomechanics*, 11(2) :149–164, 2012.

- [MBMS03] K. Mitchell, S. Banks, D. Morgan, and H. Sugaya. Shoulder motions during the golf swing in male amateur golfers. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 33(4) :196–203, 2003.
- [MBTLM09] Eoghan Murray, Emma Birley, Richard Twycross-Lewis, and Dylan Morrissey. The relationship between hip rotation range of movement and low back pain prevalence in amateur golfers : an observational study. *Physical Therapy in Sport : Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 10(4) :131–135, November 2009.
- [McC96] J. R. McCarroll. The frequency of golf injuries. *Clinics in Sports Medicine*, 15(1) :1–7, January 1996.
- [McL92] J McLean. Widen the gap. *Golf Magazine*, pages 49–53, 1992.
- [MCPD17] Antoine Muller, Marvin Chauwin, Charles Pontonnier, and Georges Dumont. Influence of Physiological Constraints on a Subject-specific BSIP Calibration. July 2017.
- [MDA⁺17] A D Murray, L Daines, D Archibald, R A Hawkes, C Schiphorst, P Kelly, L Grant, and N Mutrie. The relationships between golf and health : a scoping review. *British Journal of Sports Medicine*, 51(1) :12–19, January 2017.
- [MDB⁺07] Tony Monnet, Eric Desailly, Mickaël Begon, Claude Vallée, and Patrick Lacouture. Comparison of the SCoRE and HA methods for locating in vivo the glenohumeral joint centre. *Journal of Biomechanics*, 40(15) :3487–3492, 2007.
- [MDD⁺08] A. Mündermann, C.O. Dyrby, D.D. D’Lima, C.W. Colwell Jr., and T.P. Andriacchi. In vivo knee loading characteristics during activities of daily living as measured by an instrumented total knee replacement. *Journal of Orthopaedic Research*, 26(9) :1167–1172, 2008.
- [MECDC⁺80] John T. McConville, Charles E. Clauser, Thomas D. Churchill, Jaime Cuzzi, and Ints Kaleps. Anthropometric Relationships of Body and Body Segment Moments of Inertia. *OH : Wright-Patterson Air Force Base*, page 113, December 1980.
- [MGMZ⁺13] J.L. McNitt-Gray, J. Munaretto, A. Zaferiou, P.S. Requejo, and H. Flashner. Regulation of reaction forces during the golf swing. *Sports Biomechanics*, 12(2) :121–131, 2013.
- [MHO⁺16] K. Murakami, S. Hamai, K. Okazaki, S. Ikebe, T. Shimoto, D. Hara, H. Mizu-uchi, H. Higaki, and Y. Iwamoto. In vivo kinematics of healthy male knees during squat and golf swing using image-matching techniques. *Knee*, 23(2) :221–226, 2016.
- [MKYN10] A. Murai, K. Kurosaki, K. Yamane, and Y. Nakamura. Musculoskeletal-see-through mirror : computational modeling and algorithm for whole-body muscle

- activity visualization in real time. *Progress in biophysics and molecular biology*, 103(2-3) :310–317, December 2010.
- [MLB⁺11] D.W. Meister, A.L. Ladd, E.E. Butler, B. Zhao, A.P. Rogers, C.J. Ray, and J. Rose. Rotational biomechanics of the elite golf swing : Benchmarks for amateurs. *Journal of Applied Biomechanics*, 27(3) :242–251, 2011.
- [MLT⁺08] J. Myers, S. Lephart, Y.-S. Tsai, T. Sell, J. Smoliga, and J. Jolly. The role of upper torso and pelvis rotation in driving performance during the golf swing. *Journal of Sports Sciences*, 26(2) :181–188, 2008.
- [MM10a] Leigh W. Marshall and Stuart M. McGill. The role of axial torque in disc herniation. *Clinical Biomechanics*, 25(1) :6–9, January 2010.
- [MM10b] E.A.Y. Murakami and M. Mochimaru. Foot pressure, ground reaction force and 3d motion analysis of golf swing applied to spikeless golf shoe development. In *IFMBE Proceedings*, volume 31 IFMBE, pages 194–197, 2010.
- [MMW14] A. Morrison, D. McGrath, and E. Wallace. Changes in club head trajectory and planarity throughout the golf swing. In *Procedia Engineering*, volume 72, pages 144–149, 2014.
- [MMW17] A. Morrison, D. McGrath, and E.S. Wallace. The relationship between the golf swing plane and ball impact characteristics using trajectory ellipse fitting. *Journal of Sports Sciences*, pages 1–8, 2017.
- [MN10] R.S. McGinnis and S. Nesbit. Golf club deflection characteristics as a function of the swing hub path. *Open Sports Sciences Journal*, 3(1) :155–164, 2010.
- [MP05] Andrew McHardy and Henry Pollard. Lower back pain in golfers : a review of the literature. *Journal of Chiropractic Medicine*, 4(3) :135–143, 2005.
- [MPB06] A. McHardy, H. Pollard, and G. Bayley. A comparison of the modern and classic golf swing : a clinician’s perspective. *South African Journal of Sports Medicine*, 18(3) :80–91, 2006.
- [MPD17] Antoine Muller, Charles Pontonnier, and Georges Dumont. Uncertainty propagation in multibody human model dynamics. *Multibody System Dynamics*, 40(2) :177–192, June 2017.
- [MPL06] A. McHardy, H. Pollard, and K. Luo. Golf injuries : A review of the literature. *Sports Medicine*, 36(2) :171–187, 2006.
- [MS09] S.J. MacKenzie and E.J. Sprigings. A three-dimensional forward dynamics model of the golf swing. *Sports Engineering*, 11(4) :165–175, 2009.
- [MSB⁺17] Thibault Marsan, Christophe Sauret, Maxime Bourgain, Patricia Thoreux, Olivier Rouillon, and Philippe Rouch. The importance of the computation method on the kinematic sequence of the golf swing - soumis. *Journal of Sports Sciences*, 2017.

- [MSB⁺18] Thibault Marsan, Christophe Sauret, Maxime Bourgain, Patricia Thoreux, Olivier Rouillon, and Philippe Rouch. The importance of the computation on the kinematic sequence of the golf swing - soumis. *Journal of Sports Sciences*, 2018.
- [MSPC15] F. Mun, S.W. Suh, H.-J. Park, and A. Choi. Kinematic relationship between rotation of lumbar spine and hip joints during golf swing in professional golfers. *BioMedical Engineering Online*, 14(1), 2015.
- [Mul17] Antoine Muller. *Contributions méthodologiques à l'analyse musculo-squelettique de l'humain dans l'objectif d'un compromis précision performance*. Rennes, École normale supérieure, June 2017.
- [MVR98] C.G.M. Meskers, Der Helm Van, L.A. Rozendaal, and P.M. Rosing. In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. *Journal of Biomechanics*, 31(1) :93–96, 1998.
- [MYC14] M.P. McNally, N. Yontz, and A.M. Chaudhari. Lower extremity work is associated with club head velocity during the golf swing in experienced golfers. *International Journal of Sports Medicine*, 35(9) :785–788, 2014.
- [NCA⁺15] Agathe Nérot, Julie Choisine, Célia Amabile, Christophe Travert, Hélène Pillet, Xuguang Wang, and Wafa Skalli. A 3d reconstruction method of the body envelope from biplanar X-rays : Evaluation of its accuracy and reliability. *Journal of Biomechanics*, 48(16) :4322–4326, December 2015.
- [NCB⁺16] Stéphanie Nguyen, Sauret Christophe, Maxime Bourgain, Le Garrec Sébastien, Jacquet-Yquel Rozenn, Palierne Christian, Rouch Philippe, and Thoreux Patricia. Pathologies coxo-fémorales des pongistes de haut niveau : analyse stéréoradiographique (EOS) des paramètres pelviens et fémoraux, 2016.
- [Ner16] Agathe Nerot. *Modélisation géométrique du corps humain (externe et interne) à partir de données externes*. PhD thesis, Université Claude Bernard Lyon 1, 2016.
- [Nes05] S.M. Nesbit. A three dimensional kinematic and kinetic study of the golf swing. *Journal of Sports Science and Medicine*, 4(4) :499–519, 2005.
- [Nes07] S.M. Nesbit. Development of a full-body biomechanical model of the golf swing. *International Journal of Modelling and Simulation*, 27(4) :392–404, 2007.
- [NFL⁺16] Alexis Nez, Laetitia Fradet, Pierre Laguillaumie, Tony Monnet, and Patrick Lacouture. Comparison of calibration methods for accelerometers used in human motion analysis. *Medical Engineering & Physics*, 38(11) :1289–1299, November 2016.
- [NFML17] A. Nez, L. Fradet, T. Monnet, and P. Lacouture. Movement analysis with inertial sensors : identification of noise covariance matrices to improve body segment orientation using Kalman filtering. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(sup1) :151–152, October 2017.

-
- [NLEWG15] B. Najafi, J. Lee-Eng, J.S. Wrobel, and R. Goebel. Estimation of center of mass trajectory using wearable sensors during golf swing. *Journal of Sports Science and Medicine*, 14(2) :354–363, 2015.
- [NLHM08a] Robert Neal, Ryan Lumsden, Mark Holland, and Bruce Mason. Body segment sequencing and timing in golf. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 2(1_suppl) :25–36, 2008.
- [NLHM08b] Robert J. Neal, Ryan G Lumsden, Mark Holland, and Bruce Mason. Segment interactions : Sequencing and timing in the downswing. 2008.
- [NM09] S.M. Nesbit and R. McGinnis. Kinematic analyses of the golf swing hub path and its role in golfer/club kinetic transfers. *Journal of Sports Science and Medicine*, 8(2) :235–246, 2009.
- [NM14] S.M. Nesbit and R.S. McGinnis. Kinetic constrained optimization of the golf swing hub path. *Journal of Sports Science and Medicine*, 13(4) :859–873, 2014.
- [NMD⁺15] A. Naaïm, F. Moissenet, R. Dumas, M. Begon, and L. Chèze. Comparison and validation of five scapulothoracic models for correcting soft tissue artefact through multibody optimisation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18 Suppl 1 :2014–2015, 2015.
- [NMD⁺17] Alexandre Naaïm, Florent Moissenet, Sonia Duprey, Mickaël Begon, and Laurence Chèze. Effect of various upper limb multibody models on soft tissue artefact correction : A case study. *Journal of Biomechanics*, 0(0), January 2017.
- [NMJW10] Bijan Najafi, Daniel Miller, Beth D. Jarrett, and James S. Wrobel. Does footwear type impact the number of steps required to reach gait steady-state? : An innovative look at the impact of foot-orthoses on gait initiation. *Gait & posture*, 32(1) :29–33, May 2010.
- [NSW16] A. Nerot, W. Skalli, and X. Wang. A principal component analysis of the relationship between the external body shape and internal skeleton for the upper body. *Journal of Biomechanics*, 49(14) :3415–3422, October 2016.
- [OCM13] Seung Eel Oh, Ahnryul Choi, and Joung Hwan Mun. Prediction of ground reaction forces during gait based on kinematics and a neural network model. *Journal of Biomechanics*, 46(14) :2372–2380, September 2013.
- [OGA10] I. Okuda, P. Gribble, and C. Armstrong. Trunk rotation and weight transfer patterns between skilled and low skilled golfers. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9(1) :127–133, 2010.
- [OMRM16] J. Ojeda, J. Martínez-Reina, and J. Mayo. The effect of kinematic constraints in the inverse dynamics problem in biomechanics. *Multibody System Dynamics*, 37(3) :291–309, July 2016.
-

- [O'R07] Oliver M. O'Reilly. The Dual Euler Basis : Constraints, Potentials, and Lagrange's Equations in Rigid-Body Dynamics. *Journal of Applied Mechanics*, 74 :256, 2007.
- [OSFL13] Oliver M. O'Reilly, Mark P. Sena, Brian T. Feeley, and Jeffrey C. Lotz. On representations for joint moments using a joint coordinate system. *Journal of Biomechanical Engineering*, 135(11) :114504, November 2013.
- [OSH⁺05] Yoshito Otake, Naoki Suzuki, Asaki Hattori, Keisuke Hagio, Nobuhiko Sugano, Kazuo Yonenobu, and Takahiro Ochi. Four-dimensional model of the lower extremity after total hip arthroplasty. *Journal of Biomechanics*, 38(12) :2397–2405, December 2005.
- [OSN⁺10] T. Ohnishi, M. Suzuki, A. Nawata, S. Naomoto, T. Iwasaki, and H. Haneishi. Three-dimensional motion study of femur, tibia, and patella at the knee joint from bi-plane fluoroscopy and CT images. *Radiological physics and technology*, 3(2) :151–158, July 2010.
- [Pat15] T.C. Pataky. Correlation between maximum in-shoe plantar pressures and club-head speed in amateur golfers. *Journal of Sports Sciences*, 33(2) :192–197, 2015.
- [Pau66] J. P. Paul. Forces Transmitted by Joints in the Human Body. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Conference Proceedings*, 181(10) :8–15, June 1966.
- [PBLS10] Hélène Pillet, Xavier Bonnet, François Lavaste, and Wafa Skalli. Evaluation of force plate-less estimation of the trajectory of the centre of pressure during gait. Comparison of two anthropometric models. *Gait & Posture*, 31(2) :147–152, 2010.
- [PBS⁺17] Grégoire Prum, Maxime Bourgain, Christophe Sauret, Philippe Rouch, Olivier Rouillon, and Patricia Thoreux. Détermination de la rotation intervertébrale axiale du rachis sur une population de golfeurs. Etude préliminaire., 2017.
- [PK14] J.-C. Park and T.-G. Kim. Kinematic comparison according to the trajectory of iron swing in Golf. *International Journal of Applied Engineering Research*, 9(21) :8255–8262, 2014.
- [PKS78] A. Pedotti, V. V. Krishnan, and L. Stark. Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion. *Mathematical Biosciences*, 38(1) :57–76, January 1978.
- [POC01] S. J. Piazza, N. Okita, and P. R. Cavanagh. Accuracy of the functional method of hip joint center location : effects of limited motion and varied implementation. *Journal of Biomechanics*, 34(7) :967–973, July 2001.
- [PPRB01] Phillip J. Cheetham, Phillip E. Martin, Robert E. Mottram, and Bryan F. St. Laurent. The importance of stretching the "X-Factor" in the downswing of golf : the "X-Factor Stretch"., 2001.

- [PRE16] Colin Perron, Olivier Rouillon, and Pascal Edouard. Epidemiological study on injuries and risk factors for injuries in the amateur golfer French high-level. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 59, Supplement :e20, September 2016.
- [Put93] C. A. Putnam. Sequential motions of body segments in striking and throwing skills : descriptions and explanations. *Journal of Biomechanics*, 26 Suppl 1 :125–135, 1993.
- [PWMG16] T.J. Peterson, R.R. Wilcox, and J.L. McNitt-Gray. Angular impulse and balance regulation during the golf swing. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(4) :342–349, 2016.
- [PZ02] Boris I. Prilutsky and Vladimir M. Zatsiorsky. Optimization-Based Models of Muscle Coordination. *Exercise and sport sciences reviews*, 30(1) :32, January 2002.
- [QBDB13] Robin M. Queen, Robert J. Butler, Boyi Dai, and C. Lowry Barnes. Difference in peak weight transfer and timing based on golf handicap. *Journal of strength and conditioning research*, 27(9) :2481–6, September 2013.
- [QFA16] C. Quental, J. Folgado, and J. Ambrósio. A window moving inverse dynamics optimization for biomechanics of motion. *Multibody System Dynamics*, 38(2) :157–171, October 2016.
- [R&a] R&A. Royal & Ancient, appendix II.
- [R&b] R&A. Royal & Ancient, appendix III.
- [RAPC10] Carlos Rengifo, Yannick Aoustin, Franck Plestan, and Christine Chevallereau. Distribution of forces between synergistics and antagonistics muscles using an optimization criterion depending on muscle contraction behavior. *Journal of biomechanical engineering*, 132, April 2010.
- [RBGMB02] E. Roux, S. Bouilland, A.-P. Godillon-Maquinghen, and D. Bouttens. Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis. *Journal of Biomechanics*, 35(9) :1279–1283, September 2002.
- [RC16] Margaret E. Raabe and Ajit M. W. Chaudhari. An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model : Model development and validation. *Journal of Biomechanics*, 49(7) :1238–1243, May 2016.
- [RCD17] Vincent Richard, Aurelio Cappozzo, and Raphaël Dumas. Comparative assessment of knee joint models used in multi-body kinematics optimisation for soft tissue artefact compensation. *Journal of Biomechanics*, January 2017.

- [RDV01] J. Rasmussen, M. Damsgaard, and M. Voigt. Muscle recruitment by the min/max criterion – a comparative numerical study. *Journal of Biomechanics*, 34(3) :409–415, March 2001.
- [RHCF07] Jeffrey A. Reinbolt, Raphael T. Haftka, Terese L. Chmielewski, and Benjamin J. Fregly. Are patient-specific joint and inertial parameters necessary for accurate inverse dynamics analyses of gait? *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 54(5) :782–793, May 2007.
- [RHCF08] Jeffrey A. Reinbolt, Raphael T. Haftka, Terese L. Chmielewski, and Benjamin J. Fregly. A computational framework to predict post-treatment outcome for gait-related disorders. *Medical Engineering & Physics*, 30(4) :434–443, May 2008.
- [RLA⁺17] T. Robert, P. Leborgne, M. Abid, V. Bonnet, G. Venture, and R. Dumas. Whole body segment inertia parameters estimation from movement and ground reaction forces : a feasibility study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(sup1) :175–176, October 2017.
- [RMS99] Matthew P. Reed, Miriam A. Manary, and Lawrence W. Schneider. Methods for Measuring and Representing Automobile Occupant Posture. *SAE Technical paper*, 1999.
- [RPSD15] A. L. Cruz Ruiz, C. Pontonnier, A. Sorel, and G. Dumont. Identifying representative muscle synergies in overhead football throws. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(sup1) :1918–1919, October 2015.
- [RSF⁺05] Jeffrey A. Reinbolt, Jaco F. Schutte, Benjamin J. Fregly, Byung Il Koh, Raphael T. Haftka, Alan D. George, and Kim H. Mitchell. Determination of patient-specific multi-joint kinematic models through two-level optimization. *Journal of Biomechanics*, 38(3) :621–626, March 2005.
- [RTV⁺13] A. Ribaud, I. Tavares, E. Viollet, M. Julia, C. Hérisson, and A. Dupeyron. Which physical activities and sports can be recommended to chronic low back pain patients after rehabilitation? *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 56(7-8) :576–594, October 2013.
- [SBB⁺10] C. E. Smith, N. Beratlis, E. Balaras, K. Squires, and M. Tsunoda. Numerical investigation of the flow over a golf ball in the subcritical and supercritical regimes. *International Journal of Heat and Fluid Flow*, 31(3) :262–273, 2010.
- [SCFT14] J. Sinclair, G. Currigan, D.J. Fewtrell, and P.J. Taylor. Biomechanical correlates of club-head velocity during the golf swing. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 14(1) :54–63, 2014.
- [SCLM17] T. Sim, A. Choi, S. Lee, and J.H. Mun. How to quantify the transition phase during golf swing performance : Torsional load affects low back complaints during

the transition phase. *Journal of Sports Sciences*, 35(20) :2051–2059, October 2017.

- [SEN17] SENIAM. Welcome to SENIAM, 2017.
- [SHKK08] S. Suzuki, Y. Hoshino, Y. Kobayashi, and M. Kazahaya. Skill analysis of the wrist turn in a golf swing to utilize shaft elasticity. In *Impact of Technology on Sport II*, pages 259–264, 2008.
- [SKB⁺17] Christophe Sauret, J. Kui, Maxime Bourgain, R. Jacquet-Yquel, S. Nguyen, S. Le Garrec, Lilian Lacourpaille, C. Palierne, Philippe Rouch, and Patricia Thoreux. Effet du type de surface sur la cinématique et la dynamique de la hanche en tennis de table chez les pongistes de haut niveau, 2017.
- [SM02] E. J. Sprigings and S. J. Mackenzie. Examining the delayed release in the golf swing using computer simulation. *Sports Engineering*, 5(1) :23–32, February 2002.
- [SMB96] H Sugaya, DA. Morgan, and SA. Banks. Golf and low back injury : defining the crunch factor. In *22nd Annual Meeting of the American Orthopaedic Society for Sports Medicine*, Sun Valley (ID), 1996.
- [SMdGD06] W. Skalli, D. Mitton, J. de Guise, and J. Dubousset. The EOS system : New perspectives for musculoskeletal biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 39 :S460, January 2006.
- [SMT⁺15] P. Stastny, A. Maszczyk, K. Tomankova, P. Kubovy, M. Richtrova, J. Otahal, R. Cichoň, A. Mostowik, P. Zmijewski, and P. Cieszczyk. Kinetic and Kinematic Differences in a Golf Swing in One and Both Lower Limb Amputees. *Journal of Human Kinetics*, 48(1) :33–41, 2015.
- [SMVD16] Ajay Seth, Ricardo Matias, António P. Veloso, and Scott L. Delp. A Biomechanical Model of the Scapulothoracic Joint to Accurately Capture Scapular Kinematics during Shoulder Movements. *PLoS ONE*, 11(1) :e0141028, January 2016.
- [SN00] E.J. Sprigings and R.J. Neal. An insight into the importance of wrist torque in driving the golfball : A simulation study. *Journal of Applied Biomechanics*, 16(4) :356–366, 2000.
- [SPSS16] Christophe Sauret, Hélène Pillet, Wafa Skalli, and Morgan Sangeux. On the use of knee functional calibration to determine the medio-lateral axis of the femur in gait analysis : Comparison with EOS biplanar radiographs as reference. *Gait & Posture*, 50(Supplement C) :180–184, October 2016.
- [SRKF17] A.C. Smith, J.R. Roberts, P.W. Kong, and S.E. Forrester. Comparison of centre of gravity and centre of pressure patterns in the golf swing. *European Journal of Sport Science*, 17(2) :168–178, 2017.

- [SRW⁺16] A.C. Smith, J.R. Roberts, E.S. Wallace, P. Kong, and S.E. Forrester. Comparison of two- and three-dimensional methods for analysis of trunk kinematic variables in the golf swing. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(1) :23–31, 2016.
- [SSD09] Eli A. Swanson, Thomas P. Schmalzried, and Frederick J. Dorey. Activity recommendations after total hip and knee arthroplasty : a survey of the American Association for Hip and Knee Surgeons. *The Journal of Arthroplasty*, 24(6 Suppl) :120–126, September 2009.
- [SSeB⁺07] Tae-Yong Sim, O. H. Seung-eel, Jang-Han Bae, Sang-Sik Lee, and Joung H. Mun. The Effect of Swing Plane Area with Respect to Swing Velocity in Golf Swing. In *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006*, IFMBE Proceedings, pages 2905–2908. Springer, Berlin, Heidelberg, 2007. DOI : 10.1007/978-3-540-36841-0_734.
- [SSED10] Ajay Seth, Michael Sherman, Peter Eastman, and Scott Delp. Minimal formulation of joint motion for biomechanisms. *Nonlinear dynamics*, 62(1) :291–303, October 2010.
- [SF00] Sherman C A. and Finch C F. Preventing injuries to competitive and recreational adult golfers : what is the evidence? *Journal of Science and Medicine in Sport*, 3 :65–78, 2000.
- [SSRD11] Ajay Seth, Michael Sherman, Jeffrey A. Reinbolt, and Scott L. Delp. OpenSim a musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange. *Procedia IUTAM*, 2 :212–232, 2011.
- [STW11] M. Somjarod, V. Tanawat, and L. Weerawat. The analysis of knee joint movement during golf swing in professional and amateur golfers. *World Academy of Science, Engineering and Technology*, 77 :525–528, 2011.
- [SW93] I. Söderkvist and P. A. Wedin. Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *Journal of Biomechanics*, 26(12) :1473–1477, December 1993.
- [SZL⁺11] G. Shan, X. Zhang, X. Li, W. Hao, and K. Witte. Quantification of golfer-club interaction and club-type’s affect on dynamic balance during a golf swing. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 11(3) :417–426, 2011.
- [TA06] Darryl G. Thelen and Frank C. Anderson. Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *Journal of Biomechanics*, 39(6) :1107–1115, 2006.
- [TAD03] Darryl G. Thelen, Frank C. Anderson, and Scott L. Delp. Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control. *Journal of Biomechanics*, 36(3) :321–328, March 2003.

- [TAK13] Catherine B. Tucker, Ross Anderson, and Ian C. Kenny. Is outcome related to movement variability in golf? *Sports Biomechanics*, 12(4) :343–354, November 2013.
- [TBH04] M. Tsunoda, R.C.H. Bours, and H. Hasegawa. Three-dimensional motion analysis and inverse dynamic modelling of the human golf swing. *SAE Technical Papers*, 2004.
- [TFKT04] K.K. Teu, F.K. Fuss, W. Kim, and J. Tan. Analysis of left hand segmental rotations during golf swing. In *Advances in Bioengineering, BED*, pages 179–180, 2004.
- [THC05] William W. N. Tsang and Christina W. Y. Hui-Chan. Comparison of muscle torque, balance, and confidence in older tai chi and healthy adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(2) :280–289, February 2005.
- [THC10] W.W.N. Tsang and C.W.Y. Hui-Chan. Static and dynamic balance control in older golfers. *Journal of Aging and Physical Activity*, 18(1) :1–13, 2010.
- [THHT10] F. Tinmark, J. Hellström, K. Halvorsen, and A. Thorstensson. Elite golfers' kinematic sequence in full-swing and partialswing shots. *Sports Biomechanics*, 9(4) :236–244, 2010.
- [Tit17] Titleist. site internet Titleist, 2017.
- [TKF04] K.K. Teu, W. Kim, and F.K. Fuss. Using dual number method for motion analysis of left arm in a golf swing. In *Proceedings VRCAI 2004 - ACM SIGGRAPH International Conference on Virtual Reality Continuum and its Applications in Industry*, pages 217–220, 2004.
- [TKFT04] K.K. Teu, W. Kim, F.K. Fuss, and J. Tan. Quantification of golf swing using anatomical joint motion. *SAE Technical Papers*, 2004.
- [TSS⁺10] Yung-Shen Tsai, Timothy C. Sell, James M. Smoliga, Joseph B. Myers, Kenneth E. Learman, and Scott M. Lephart. A comparison of physical characteristics and swing mechanics between golfers with and without a history of low back pain. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(7) :430–438, July 2010.
- [VAN09a] Gentiane Venture, Ko Ayusawa, and Yoshihiko Nakamura. Identification of Human Mass Properties From Motion. *IFAC Proceedings Volumes*, 42(10) :988–993, January 2009.
- [VAN09b] Gentiane Venture, Ko Ayusawa, and Yoshihiko Nakamura. Real-time identification and visualization of human segment parameters. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference*, 2009 :3983–3986, 2009.

- [VBFC11a] A. Vena, D. Budney, T. Forest, and J.P. Carey. Three-dimensional kinematic analysis of the golf swing using instantaneous screw axis theory, part 1 : Methodology and verification. *Sports Engineering*, 13(3) :105–123, 2011.
- [VBFC11b] A. Vena, D. Budney, T. Forest, and J.P. Carey. Three-dimensional kinematic analysis of the golf swing using instantaneous screw axis theory, Part 2 : Golf swing kinematic sequence. *Sports Engineering*, 13(3) :125–133, 2011.
- [vdTE07] Roland van den Tillaar and Gertjan Ettema. A three-dimensional analysis of overarm throwing in experienced handball players. *Journal of Applied Biomechanics*, 23(1) :12–19, February 2007.
- [vdTE09] Roland van den Tillaar and Gertjan Ettema. Is there a proximal-to-distal sequence in overarm throwing in team handball? *Journal of Sports Sciences*, 27(9) :949–955, July 2009.
- [VPST15] Giordano Valente, Lorenzo Pitto, Rita Stagni, and Fulvia Taddei. Effect of lower-limb joint models on subject-specific musculoskeletal models and simulations of daily motor activities. *Journal of Biomechanics*, 48(16) :4198–4205, December 2015.
- [WC95] Ge Wu and P. R. Cavanagh. ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *Journal of Biomechanics*, 28(10) :1257–1261, 1995.
- [WGH91] William C. Whiting, Robert J. Gregor, and Marie Halushka. Body Segment and Release Parameter Contributions to New-Rules Javelin Throwing. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7(2) :111–124, May 1991.
- [Whi06] R. White. On the efficiency of the golf swing. *American Journal of Physics*, 74(12) :1088–1094, 2006.
- [WKB⁺14] Jonathan P. Walter, Allison L. Kinney, Scott A. Banks, Darryl D. D’Lima, Thor F. Besier, David G. Lloyd, and Benjamin J. Fregly. Muscle synergies may improve optimization prediction of knee contact forces during walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136(2) :021031, February 2014.
- [WMN12] J.S. Wrobel, S. Marclay, and B. Najafi. Golfing skill level postural control differences : A brief report. *Journal of Sports Science and Medicine*, 11(3) :452–458, 2012.
- [Wol95] H.J. Woltring. Smoothing and differentiation techniques applied to 3d data. Three-dimensional analysis of human movement. *Human Kinetics*, pages 79–99, 1995.
- [WS02] K. R. Williams and B. L. Sih. Changes in golf clubface orientation following impact with the ball. *Sports Engineering*, (5) :65–80, 2002.

- [WSA⁺02] Ge Wu, Sorin Siegler, Paul Allard, Chris Kirtley, Alberto Leardini, Dieter Rosenbaum, Mike Whittle, Darryl D. D’Lima, Luca Cristofolini, Hartmut Witte, Oskar Schmid, Ian Stokes, and Standardization and Terminology Committee of the International Society of Biomechanics. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I : ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 35(4) :543–548, April 2002.
- [WSD08] Paul Worsfold, Neal A. Smith, and Rosemary J. Dyson. Low handicap golfers generate more torque at the shoe natural grass interface when using a driver. 2008.
- [WSD09] P. Worsfold, N.A. Smith, and R.J. Dyson. Kinetic assessment of golf shoe outer sole design features. *Journal of Sports Science and Medicine*, 8(4) :607–615, 2009.
- [WvdHDV⁺05] Ge Wu, Frans C. T. van der Helm, H. E. J. (DirkJan) Veeger, Mohsen Makhsous, Peter Van Roy, Carolyn Anglin, Jochem Nagels, Andrew R. Karduna, Kevin McQuade, Xuguang Wang, Frederick W. Werner, and Bryan Buchholz. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II : shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5) :981–992, 2005.
- [WW12] Benjamin R. Whatley and Xuejun Wen. Intervertebral disc (IVD) : Structure, degeneration, repair and regeneration. *Materials Science and Engineering : C*, 32(2) :61–77, March 2012.
- [WYHS15] J.-J. Wang, P.-F. Yang, W.-H. Ho, and T.-Y. Shiang. Determine an effective golf swing by swing speed and impact precision tests. *Journal of Sport and Health Science*, 4(3) :244–249, 2015.
- [YCS⁺83] J. W. Young, R. F. Chandler, C. C. Snow, K. M. Robinette, G. F. Zehner, and M. S. Lofberg. Anthropometric and mass distribution characteristics of the adult female. September 1983.
- [Yea90] M. R. Yeadon. The simulation of aerial movement—II. A mathematical inertia model of the human body. *Journal of Biomechanics*, 23(1) :67–74, January 1990.
- [Zaj89] F. E. Zajac. Muscle and tendon : properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17(4) :359–411, 1989.
- [ZB00] N. Zheng and S. W. Barrentine. Biomechanics and motion analysis applied to sports. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 11(2) :309–322, May 2000.

- [ZBFA08a] N. Zheng, S.W. Barrentine, C.S. Fleisig, and J.R. Andrews. Kinematic analysis of swing in pro and amateur golfers. *International Journal of Sports Medicine*, 29(6) :487–493, 2008.
- [ZBFA08b] N. Zheng, S.W. Barrentine, C.S. Fleisig, and J.R. Andrews. Swing kinematics for male and female pro golfers. *International Journal of Sports Medicine*, 29(12) :965–970, 2008.

Modélisation musculo-squelettique du swing de golf pour l'optimisation de la performance et la prévention du risque de blessure

RESUME : L'étude de la biomécanique du geste sportif a pour double objectif d'améliorer la performance et de minimiser le risque de blessures. De multiples études ont appliqué les principes de la biomécanique au mouvement du swing de golf. Toutefois, des biais méthodologiques et un manque de consensus ont conduit à des résultats parfois contradictoires. Ainsi, l'objectif premier de cette thèse a été d'effectuer une analyse exhaustive de l'état de l'art de la biomécanique appliquée au swing de golf. Le second objectif a été de concevoir et de mettre en place un protocole expérimental qui permette l'analyse du swing de golf. Et le troisième objectif a été de développer les modèles et analyses permettant l'étude du swing de golf. Cette partie a été effectuée à l'aide du développement d'un modèle musculo-squelettique via le logiciel OpenSim.

34 joueurs ont été analysés dans le cadre de cette thèse. Les analyses ont porté sur de multiples éléments : géométriques, cinématiques, dynamiques et énergétiques. Différents critères ont été pris en compte, dont certains couramment pris en compte dans l'analyse du swing de golf (*e.g. X-factor*), dans l'analyse du mouvement (*e.g. dynamique articulaire*), mais aussi de nouveaux critères tels que le moment moteur ou le moment cinétique moteur.

Des perspectives en termes de transferts vers les équipes médicales et les entraîneurs sont suggérées.

Mots clés : biomécanique, dynamique, énergétique, sport, modèle musculo-squelettique

Musculoskeletal modeling of the golf swing for performance improvement and injury prevention

ABSTRACT : Studying biomechanics aspects of sport movements is aiming at improving performance and reducing injury risk. Several studies have used biomechanics concepts to study golf swing. However, several methodological biases and the lack of consensus have driven to contradictions. Thus, the first objective of this thesis was to do an exhaustive literature review of the biomechanics applied to golf swing. The second objective was to establish an experimental protocol for studying golf swing. And the third objective was to develop models and analysis to study golf swing. This part was done by a musculoskeletal model developed with OpenSim software.

34 golf players have been analyzed for this thesis. Those analyses tackled multiples aspects : geometries, kinematics, kinetics and energetics. Several criteria have been taken into account, some from golf swing analysis (*e.g. X-factor*), from movement analysis (*e.g. articular kinetics*) and some new ones such as motor moment and motor kinetic moment.

Perspectives for transferring results to medical staff and coaches are suggested.

Keywords : biomechanics, kinetics, energetics, sport, musculoskeletal modeling

