HAL open science

Contribution à l'exploitation de la modélisation musculosquelettique personnalisée du rachis cervical inférieur dans un contexte clinique

Christophe Muth-Seng

▶ To cite this version:

Christophe Muth-Seng. Contribution à l'exploitation de la modélisation musculosquelettique personnalisée du rachis cervical inférieur dans un contexte clinique. Biomécanique [physics.med-ph]. HESAM Université, 2022. Français. NNT : 2022HESAE029 . tel-03639215

HAL Id: tel-03639215

https://pastel.hal.science/tel-03639215

Submitted on 12 Apr 2022

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.

HESAM UNIVERSITÉ

Arts et Métiers Sciences et Technologies

ÉCOLE DOCTORALE SCIENCES DES MÉTIERS DE L'INGÉNIEUR
Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak – Campus de Paris

THÈSE

présentée par : **Christophe MUTH-SENG**

soutenue le : **1er avril 2022**

pour obtenir le grade de : **Docteur d'HESAM Université**

préparée à : **École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers**

Spécialité : **Biomécanique**

Contribution à l'exploitation de la modélisation musculosquelettique personnalisée du rachis cervical inférieur dans un contexte clinique

THÈSE dirigée par :
Mme Wafa SKALLI

et co-encadrée par :
M. Sébastien LAPORTE et M. Jean-Yves LE-COZ

Jury :

M. Sébastien ROTH, Professeur des Universités, Université de Technologie de Belfort-Montbéliard	Président & Rapporteur
Mme Evelyne EMERY, Professeure des Universités-Praticienne Hospitalier, Service de Neurochirurgie, CHU de Caen	Rapportrice
M. Bertrand FRECHEDE, Maître de Conférences, Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, IFFSTAR, Université Claude Bernard Lyon 1	Examinateur
M. Cédric BARREY, Professeur des Universités-Praticien Hospitalier, Service de Neurochirurgie, CHU de Lyon – Hôpital Wertheimer	Examinateur
Mme Wafa SKALLI, Professeur Emérite, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers, Campus de Paris	Examinatrice
M. Sébastien LAPORTE, Professeur des Universités, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers, Campus de Paris	Examinateur
M. Jean-Yves LE-COZ, Professeur associé, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers, Campus de Paris	Examinateur
M. Olivier GILLE, Professeur des Universités-Praticien Hospitalier, Unité d'Orthopédie, CHU de Bordeaux – Hôpital Pellegrin	Invité

THÈSE

There's no plan, there's no race to be run
The harder the rain, honey, the sweeter the sun.
[…]
There's no plan, there's no hand on the rein
As Mack explained, there will be darkness again.

Hozier-Byrne, Andrew. “No Plan”, *Wasteland Baby*, Rubyworks Records, 2019.

Remerciements

Comme chacun le sait, une thèse ne se fait pas seul, et j'ai donc tout naturellement une longue liste de personnes à remercier pour les collaborations, les échanges et le soutien qu'elles m'ont apportés. Qu'elles trouvent ici l'expression de ma plus sincère gratitude.

Tout d'abord je tiens à remercier chaleureusement tous les membres de mon jury de thèse de me faire l'honneur d'évaluer mon travail. Je remercie tout particulièrement Pr. Evelyne Emery et Pr. Sébastien Roth d'avoir accepté la tâche de rapporter ce manuscrit. Merci également au Pr. Cédric Barrey et M. Bertrand Fréchède pour avoir enrichi cette évaluation avec votre expertise de vos domaines respectifs.

Je souhaite remercier très sincèrement mon équipe encadrante – Pr. Wafa Skalli, Pr. Sébastien Laporte et Pr. Jean-Yves Le Coz – pour leur écoute, leurs conseils avisés et les échanges que nous avons eus, mais aussi pour la bienveillance et la compréhension dont ils ont fait preuve au cours de ces années pas toujours faciles, ainsi que pour la confiance qu'ils m'ont accordée tout du long.

Merci Wafa d'avoir su diriger cette thèse en y apportant ton expérience du domaine biomédical, aussi bien sur les aspects de recherche que sur les enjeux cliniques. Merci de ne jamais avoir hésité à partager ta passion et ton optimisme infaillibles qui m'ont permis de tirer le meilleur de ce travail.

Merci Sébastien de toujours avoir su te rendre disponible pour m'aider et me guider sur les aspects plus techniques. Merci de m'avoir accompagné (et supporté) toutes ces années avec gentillesse, rigueur et humour, et pour toutes les discussions scientifiques, professionnelles et humaines qu'on a pu avoir.

Merci Jean-Yves d'avoir apporté le regard clinique toujours pertinent qui pouvait manquer au cours de nos réunions, ainsi que pour la gentillesse et la patience dont vous avez fait preuve même quand celles-ci pouvaient s'éterniser sur des aspects méthodologiques et numériques.

Je remercie aussi le programme de chaire « BiomecAM Innovation et Handicap » de la Fondation ParisTech par le biais duquel ses mécènes – la Société Générale, COVEA, la Fondation Yves Cotrel, et PROTEOR – ont financé ces travaux. Je remercie également Mme Brigitte Roux pour son professionnalisme et son efficacité qui ont facilité toutes les démarches administratives.

Je remercie également le Dr. Maxime Huneidi et le Pr. Olivier Gille pour leurs contributions à la collecte de données cliniques et l'expertise médicale qu'ils ont apportée à nos analyses. Merci également au personnel de l'Hôpital Pellegrin de Bordeaux et de l'Hôpital privé Francheville de Périgueux pour leurs acquisitions, et bien sûr un grand merci aux patients qui ont accepté de participer à notre étude.

J'aimerais remercier Maxim Van den Abbeele, mon « grand frère de thèse », pour m'avoir guidé au début de mon projet et de toujours avoir pris le temps de m'aider à comprendre et à prendre en main les outils développés durant son doctorat avec enthousiasme.

Je souhaite aussi remercier Cécile Heidsieck, Thibault Collin et Nicolas Soriau avec qui j'ai eu le plaisir de collaborer et qui m'ont permis d'enrichir ce travail de thèse grâce à leurs projets respectifs.

Je tiens aussi à remercier Marine Souq de toujours veiller sur nous pour que les choses se fassent bien dans les temps, ainsi que pour ton efficacité dans l'organisation des réunions et de cette fin de thèse, mais aussi bien sûr pour ta franchise et toutes les discussions qu'on a partagées sur les éternelles péripéties de la vie.

Et vu que ça risque d'être long, on va faire une liste. Donc un immense merci :

A Cécile et à Gauthier pour votre amitié et pour m'avoir permis de finir cette thèse dans des conditions plus que confortables. Merci également à Sophie et « notre ami Paul » pour leur compréhension, leur patience et d'avoir facilité cette fin de thèse.

A Hélène et Xavier pour m'avoir donné l'opportunité de découvrir le monde de la recherche et à qui je dois donc mon parcours actuel. Merci pour votre bienveillance et votre soutien même après la divergence de nos thématiques de recherche.

A Pierre-Yves et Sylvinasse pour l'aide que vous m'avez apportée sur les aspects statistiques et numériques, et surtout pour tous les bons moments qu'on a partagés.

A Matteo, Laurent et Thomas d'avoir toujours accepté de prendre de votre temps pour nous assister sur tout ce qui touchait à la gestion informatique, sans que cela ne relève de vos responsabilités. Merci aussi à Mohamed pour son aide lors de mes recherches archéologiques dans les archives de l'institut.

A tous les co-bureaux que j'ai eu le plaisir de côtoyer durant mes (trop) nombreuses années passées à l'institut. A Sam, Luigi et Pimousse du BDL pour les tiens, les sauvetages de Gotham, nos éternels débats sur les matrices de rotation et de m'avoir permis d'aussi bien m'intégrer à l'institut. A Nolwenn, Thibault, Emeline, mes confrères de thèse/master, et aux arrivants plus récents Lucas, Aude, Alexandre, Christelle et Julia, qui ont dû me supporter/me supportent depuis déjà un peu trop longtemps.

A tous ceux qui se sont investis, qui s'investissent encore et qui s'investiront pour la vie du labo et qui en font un lieu de « travail » aussi agréable. Que ce soit pour les repas de Noël, les barbeuc, la team basket, la team course, la team canap', le stretching, les gâteaux, le cinoche, les jeux de société et les belettes, il y a toujours des choses géniales à faire avec des gens plutôt sympas.

A Juju, Elsa, Titi et Bastien de la Fût Gueuze pour l'accueil que vous nous faites à chaque fois qu'on passe chez vous ! Merci aussi d'avoir permis la retransmission de la soutenance en live (Big up à Christophe pour l'idée et Rémi pour l'orga).

Des remerciements infinis aux personnels des cliniques Saint-Augustin, Saint-Charles et de l'hôpital Robert Ballanger d'avoir tout fait pour nous et de nous avoir permis de rester au complet.

A mes collocs pour la vie, Clém' et Alice. Merci pour nos retours en copilote, nos éternelles parties de Res Arcana, les apéros, les moments partagés et votre soutien infaillible quand j'ai été au fond du trou. Jamais je n'aurais pu espérer de meilleurs compagnons de confinement et de vie.

A mes sœurs, Christelle et Christine (oui oui, c'est bien nos noms), pour votre support, pour m'avoir permis de consacrer le temps nécessaire pour reprendre cette thèse et pour m'avoir toujours encouragé sans même que je prenne le temps de vous expliquer ce que je faisais.

Enfin, à mes parents, à qui je dois tout. Merci Papa et Maman pour votre soutien éternel même quand vous ne pouviez forcément pas tout comprendre, de m'avoir toujours accordé la liberté et le temps de faire ce qui me plaisait.

Table des matières

Remerciements i

Table des matières v

Introduction générale 1

Partie I : Rappels anatomiques & Contexte Clinique 4

I.1 Rappels anatomiques 4

I.2 Contexte clinique 12

Partie II : Revue bibliographique 17

II.1 Modèles éléments finis du rachis cervical 17

II.2 Modèles de quantification musculaire du rachis cervical 25

II.3 Synthèse et objectifs du projet 33

Partie III : Etude barycentremétrique du rachis cervical pour sujets asymptomatiques et patients pré et postopératoires 35

III.1 Introduction 35

III.2 Material and Methods 37

III.3 Results 39

III.4 Discussion 44

III.5 Conclusion 45

Partie IV : Quantification des efforts musculaires et du chargement intra-articulaire 47

IV.1 Adaptation du modèle proprioceptif à une application multi-niveaux 47

IV.2 Evaluation clinique par quantification des charges intervertébrales et des efforts musculaires pré et postopératoires 61

IV.3 Influence de différentes approches de personnalisation dans la quantification du chargement intervertébral 70

IV.4 Synthèse de la Partie IV 82

Partie V : Réduction de modèle en éléments finis du rachis cervical inférieur 85

V.1 Contexte 85

V.2 Matériel et Méthodes 86

V.3 Résultats 90

V.4 Discussion et perspectives 93

Conclusion générale et Perspectives 97

Table des figures 101

Table des tableaux 107

Annexe A : Compléments d'anatomie 110

Annexe B : Fonctionnement détaillé du modèle proprioceptif mono-niveau 115

Annexe C : Repère vertébral et intervertébral 121

Annexe D : Identification des lois de comportement des structures passives antérieures 123

Annexe E : Comparaison one-to-one entre modèle réduit et modèle détaillé 127

Annexe F : Experimental analysis of the lower cervical spine in flexion with a focus on facet tracking 131

Bibliographie 145

Publications et Communications 165

Introduction générale

Le rachis cervical est un ensemble mobile, complexe, formé par des composants rigides et des composants souples assurant la continuité entre le crâne et le thorax. Il permet de stabiliser et d'orienter les organes sensoriels de la tête tout en protégeant les éléments du système nerveux qui le traversent. La dégénérescence des tissus qui le composent est une pathologie très commune qui toucherait plus de 50% de la population à partir de 50 ans et serait la cause la plus courante de douleurs au cou (Hughes & Brownell, 1965; Pallis et al., 1954). La cervicalgie est un des handicaps les plus fréquents, elle constitue une atteinte majeure de la qualité de vie des patients, et ses conséquences et sa prise en charge représentent un coût social et économique élevé.

Si la médecine non-invasive peut bien souvent à la traiter, la chirurgie est de plus en plus utilisée pour le traitement des cas les plus sévères. La plupart de celles-ci passent par la fusion de vertèbres ou par l'emploi d'une prothèse discale, après avoir retiré les structures endommagées. Bien que les bienfaits de ces techniques ne soient plus à prouver, les changements biomécaniques qu'elles induisent peuvent malgré tout engendrer des complications postopératoires, telles que des dégénérescences adjacentes et des pseudarthroses pouvant nécessiter des prises en charge supplémentaires.

Il est ainsi crucial de mieux comprendre les mécanismes de dégénérescence et d'émergence de complications pour identifier les personnes qui y seraient possiblement sujettes et ainsi aboutir à une meilleure prévention et une meilleure protection de leur qualité de vie. Si certains facteurs de risque ont pu être identifiés, tels que la posture et les courbures rachidiennes (Alpayci et al., 2016; Johnston et al., 2008), mais aussi les surcharges mécaniques et les dysfonctionnements musculaires, une meilleure compréhension de ces mécanismes demeure nécessaire. L'utilisation des outils de modélisation numérique peut apporter des éléments de compréhension précieux en s'épargnant les problématiques éthiques et pratiques associées aux expérimentations *in vitro* et *in vivo*, et tout en prenant en compte les spécificités morphologiques de chacun. C'est dans le but de mieux comprendre, prévenir et traiter ce type de troubles musculosquelettiques et de complications postopératoires que le programme de chaire BiomecAM s'emploie, depuis maintenant plus de 10 ans, à développer des outils de modélisation sujet-spécifiques tant pour le rachis cervical que pour le rachis thoraco-lombaire, le genou ou l'épaule.

De plus, la possibilité d'utilisation de ces outils en routine clinique est une priorité prise en compte au cours de leur développement. Cette priorité permet de faciliter les échanges avec le personnel médical, aussi bien pour le développement que pour l'application de ces outils, mais aussi de s'assurer de leur pertinence clinique. C'est pourquoi les modèles développés à l'Institut de Biomécanique Georges Charpak peuvent être générés et personnalisés à partir d'images médicales habituellement

acquises pour des patients. Ainsi, des modèles éléments finis paramétrés et personnalisés du rachis cervical obtenus simplement à partir de radiographies biplanes ou de CT-scan ont permis de mettre en évidence l'influence des différences géométriques et morphologiques sur son comportement mécanique (Laville et al., 2009; Van den Abbeele, 2018), et la modélisation des muscles à l'aide d'images IRM a même permis de voir l'influence de leurs contractions sur sa réponse aux accélérations (Laville, 2011). Les radiographies biplanes permettent également, par approche barycentremétrique, d'évaluer les sollicitations gravitationnelles à chaque niveau vertébral (Amabile, 2016; Heidsieck et al., 2021; Thenard et al., 2019), tandis que les images IRM permettent aussi de déterminer un pattern d'activations pouvant soutenir ces charges par le biais d'un modèle proprioceptif de quantification musculaire (Amabile, 2016; Pomero et al., 2004; Van den Abbeele et al., 2018).

En revanche, l'utilisation de ces outils se confronte aux difficultés pratiques inhérentes à une implémentation clinique. Les reconstructions 3D à partir d'images médicales, nécessaires pour une évaluation personnalisée de chaque sujet avec ces différents modèles, requièrent des opérateurs qualifiés et, dans le cas d'images CT ou IRM, des temps de segmentation conséquents. Similairement, les simulations éléments finis de modèles musculosquelettiques personnalisés du rachis cervical nécessitent un temps de calcul de l'ordre de plusieurs heures. Ces inconvénients rendent une utilisation de ces outils peu compatible avec les routines cliniques. Si des efforts sont déjà fournis pour y palier, tel que l'automatisation de reconstructions (Gajny et al., 2019) et l'utilisation de géométries musculaires génériques (Dubois et al., 2016; Van den Abbeele, 2018), ces avancées sont encore en développement et nécessitent une évaluation plus poussée.

C'est dans ce contexte que se situe cette présente thèse, qui se positionne dans la continuité des travaux de Van den Abbeele (2018). Elle a ainsi pour but de contribuer à l'exploitation des outils existants dans un contexte clinique, en cherchant à évaluer la pertinence clinique des résultats obtenus et en développant et évaluant les effets des approches de réduction qui les rendraient plus faciles à implémenter.

La Partie I rappelle l'anatomie du rachis cervical et détaille le contexte clinique, le traitement des cervicalgies et les complications associées.

La Partie II est une étude bibliographique de la modélisation numérique du rachis cervical et se divise en deux volets. Le premier porte sur les modèles en éléments finis, avec une attention particulière sur les personnalisations sujet-spécifiques de géométrie et les applications cliniques, tandis que la seconde se focalise sur les modèles de quantification d'efforts musculaires. Cette seconde partie permet ainsi d'identifier les verrous scientifiques tout en gardant en tête les contraintes inhérentes à une application clinique.

Les trois parties suivantes portent quant à elles sur le travail personnel effectué durant cette thèse. La Partie III s'intéresse au chargement gravitationnel personnalisé que l'on peut obtenir à partir de stéréoradiographies, et à sa pertinence clinique pour l'évaluation de patients.

La Partie IV porte sur le modèle proprioceptif de quantification musculaire (Van den Abbeele et al., 2018). Elle détaillera tout d'abord les modifications qui lui ont été apportées, s'intéressera ensuite aux évolutions de chargement musculaire et rachidien chez des patients suite à une chirurgie cervicale et enfin, elle évaluera l'influence de différentes approches de personnalisation de la géométrie musculaire.

La Partie V traite quant à elle de la réduction du temps de simulation d'un modèle éléments finis sujet-spécifique du rachis cervical (Laville et al., 2009) pour le rendre plus compatible avec une application clinique et faciliter de futurs développement.

Enfin, la Conclusion Générale dressera le bilan des travaux réalisés, de leurs limites et des perspectives qu'ils ouvrent.

Partie I : Rappels anatomiques & Contexte Clinique

I.1 Rappels anatomiques

La colonne vertébrale, ou *rachis*, est un empilement de structures osseuses mobiles, appelées vertèbres, permettant de lier la base du crâne au bassin. Entre chacune d'elles sont intercalées des éléments fibrocartilagineux, les disques intervertébraux (IVD), servant d'amortisseurs. Les interactions et synergies des vertèbres avec les disques, ligaments et muscles les liant font du rachis un ensemble mobile et robuste. Ces caractéristiques lui permettent d'assurer ses fonctions : supporter et orienter la tête, où sont localisés les organes des sens et de commande du corps humain, et protéger l'intégrité de la moelle épinière, hub du système nerveux central. Trois régions principales du rachis peuvent être différenciées par leurs formes, fonctions et courbures physiologiques. Du crâne au bassin sont ainsi définies les segments *cervical* (C1 à C7 en lordose i.e. concavité postérieure), *thoracique* (T1 à T12 en cyphose i.e. concavité antérieure) et *lombaire* (L1 à L5 en lordose). Ce dernier est lié au bassin en continuant vers le *sacrum* (5 vertèbres solidaires en cyphose) et le *coccyx* (4 à 5 vertèbres solidaires).

I.1.1 Structures osseuses du rachis cervical

Le rachis cervical est la partie la plus haute du rachis, joignant la tête au reste du corps et guidant son orientation tout en contribuant à la protection de la moelle épinière. Il est composé de sept vertèbres au-dessus desquelles vient se poser la base du crâne, aussi appelé *occiput* ou C0. De par leurs différences fonctionnelles et géométriques, on peut différencier le rachis cervical supérieur (C1-C2) et inférieur (C3-C7), comme illustré dans la Figure I.1.

Les vertèbres du rachis cervical supérieur (RCS), l'*atlas* (C1) et l'*axis* (C2), ne ressemblent à aucune autre vertèbre. L'*atlas* prend la forme de deux arcs joints par deux masses latérales. Sur ces masses reposent les surfaces articulaires supérieures, en contact avec les condyles de l'*occiput*, et les surfaces articulaires inférieures, en contact avec les facettes supérieures de l'*axis*. L'*axis* est quant à lui constitué d'un corps vertébral qui se prolonge sous la forme d'une saillie verticale appelée *processus odontoïde*. L'odontoïde s'insère entre l'arc antérieur de l'atlas et son ligament transverse qui joint ses deux masses latérales. Les facettes supérieures de l'axis s'articulent avec les masses de C1 et les facettes inférieures sur les facettes de C3, faisant le lien avec le rachis cervical inférieur.

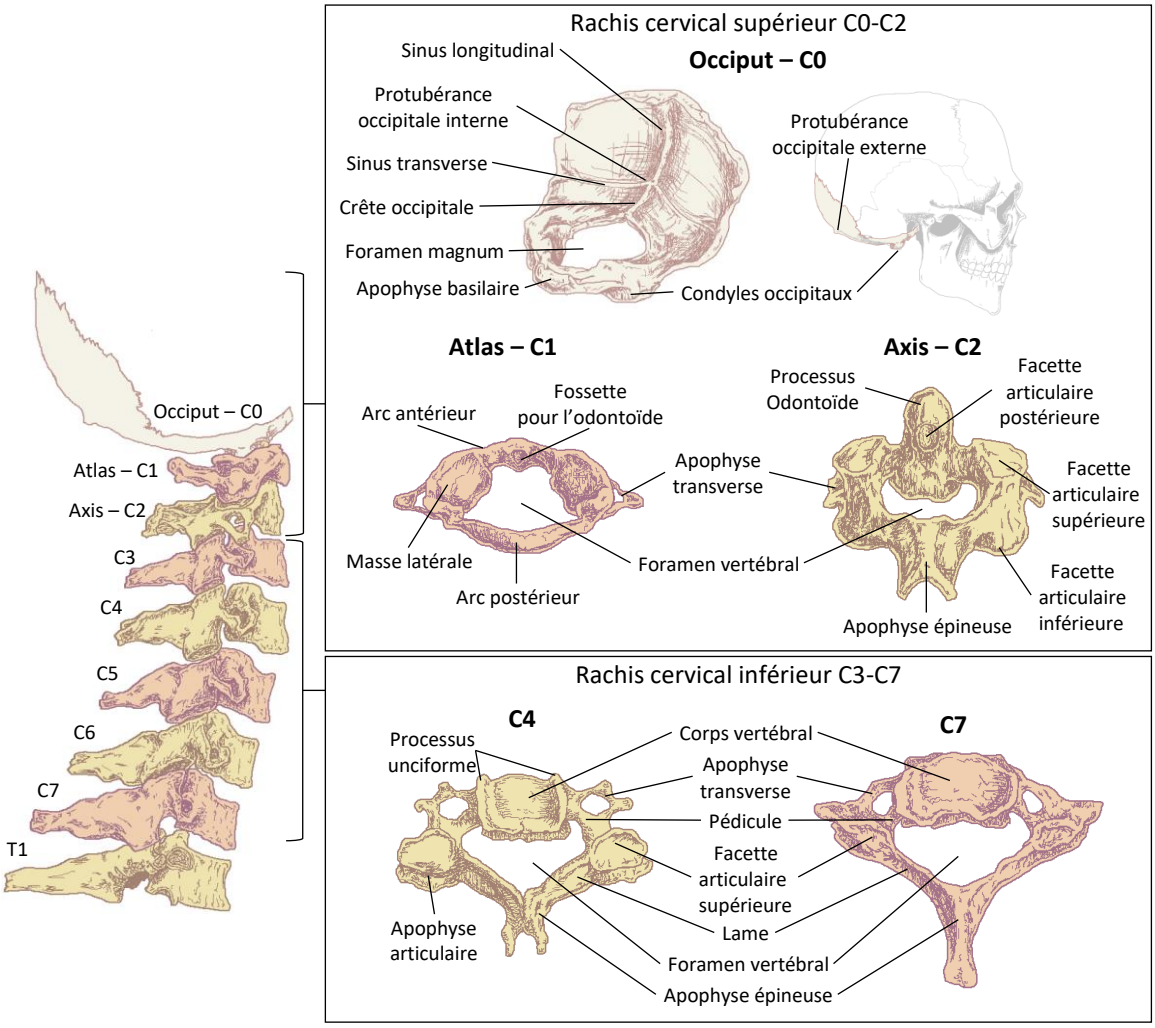


Figure I.1 : Anatomie des vertèbres du rachis cervical

Le rachis cervical inférieur (RCI) est constitué des cinq autres vertèbres C3-C7 qui présentent des structures très semblables. Chacune est dotée d'un *corps vertébral* antérieur d'où partent latéralement les *pédicules* les liant aux *apophyses articulaires*, qui se rejoignent par l'arc postérieur formé par les *lames* et l'*apophyse épineuse*. Les bords latéraux du plateau supérieur du corps vertébral sont surélevés et appelés *apophyses unciformes*, et ceux du plateau inférieur sont échancrés. Sur les apophyses articulaires se trouvent les facettes supérieures et inférieures. Elles sont recouvertes de cartilage et sont en contact avec les facettes des vertèbres adjacentes.

La moelle épinière prolonge le cerveau, traverse le *foramen magnum* de C0 et passe par les *foramina* vertébraux tout le long du rachis pour arriver au reste du corps. En plus de servir de points d'insertion, les apophyses transverses et les *foramina* associés guident le passage des artères et veines vertébrales ainsi que des nerfs émergeant de la moelle par les *foramina* intervertébraux.

Par la suite, nous parlerons des mouvements du segment tête-cou en les appelant :

- Flexion et Extension : les rotations dans le plan sagittal vers le bas et vers le haut respectivement
- Inclinaison latérale : la rotation dans le plan frontal
- Torsion : la rotation dans le plan horizontal

I.1.2 Éléments de liaison et articulations intervertébrales

Les éléments de liaison sont cruciaux dans le comportement du rachis. Ils guident les mouvements intervertébraux et contribuent à la stabilité du rachis tout en protégeant le canal médullaire en limitant les mouvements non physiologiques et en absorbant les énergies mécaniques. Les origines et insertions des ligaments sont détaillées dans l'Annexe A.1.

Le RCS bénéficie d'un système ligamentaire riche et complexe assurant sa stabilité et son intégrité en l'absence de disque tout en lui permettant de grandes amplitudes de mouvements (Figure I.2). On peut noter le *ligament cruciforme*, formé par le *ligament transverse* joignant les deux masses latérales de l'atlas et les faisceaux longitudinaux *transervo-occipital* et *transverso-axoïdien*, qui maintient l'odontoïde en contact avec la fossette postérieure de l'atlas. Certains ligaments sont en communs avec ceux du RCI.

Les vertèbres du RCI sont liées par trois types d'éléments : les disques intervertébraux, les articulations zygapophysaires et le système ligamentaire.

Les **disques intervertébraux** (IVD) (Figure I.3a) se situent entre chaque corps vertébral. Ils sont constitués d'un cœur gélatineux riche en eau, le *nucleus pulposus*, entouré de l'*annulus fibrosus*, un ensemble de couches de fibres concentriques dont l'orientation alterne d'une couche à la suivante. Les plateaux cartilagineux les lient aux corps vertébraux et leur apportent les nutriments venant des vertèbres. Cette structure hétérogène permet au disque intervertébral d'amortir et de répartir les charges, transmettant les composantes cranio-caudales aux corps vertébraux et absorbant les composantes sagittales et frontales par déformation des fibres périphériques. Au niveau cervical, les bords latéraux du disque donnent aussi lieu aux **articulations uncovertébrales**, formées par les apophyses unciformes du corps vertébral sous-jacent et les échancrures du corps vertébral sus-jacent, contribuant à la stabilité cervicale et limitant les mouvements latéraux. Certains auteurs (Kapandji, 1986; Krogdahl & Torgensen, 1940; von Luschka, 1858) considèrent que cet espace représente une véritable articulation, avec cartilage, capsule et synoviale, tandis que d'autres (Frykholm, 1951; Orofino et al., 1960) estiment que cet espace correspondrait à des fissures périphériques du disque apparaissant dès l'âge de 10 ans (Hirsch et al., 1967; Töndury, 1972).

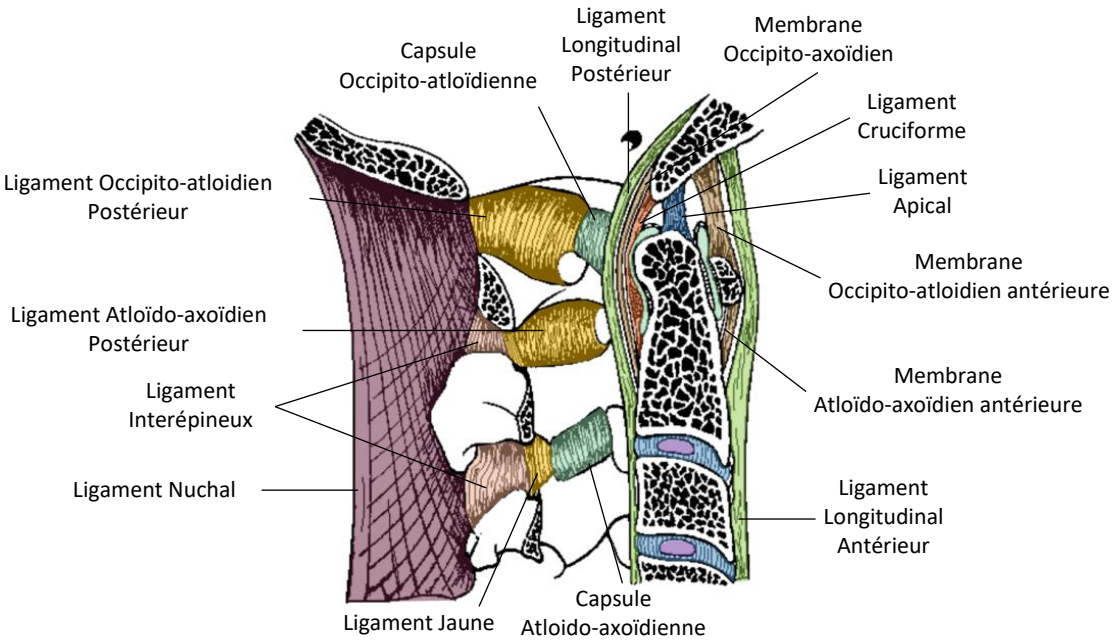


Figure I.2 : Vue sagittale des ligaments du RCS (adapté de Kapandji, 1986)

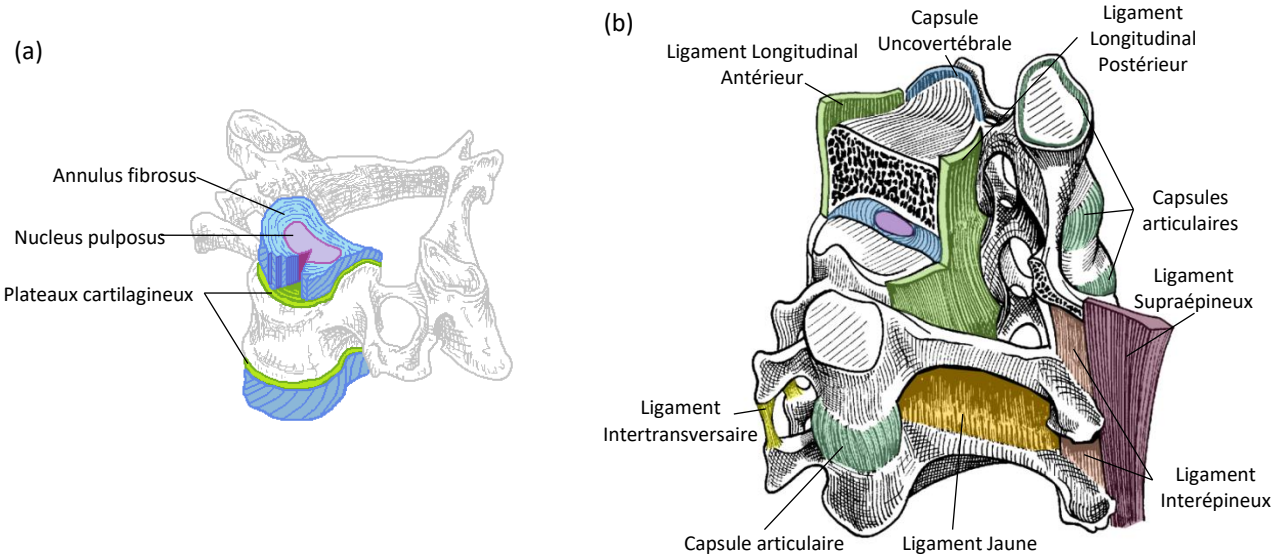


Figure I.3 : (a) Structure d'un disque intervertébral (b) Ligaments du RCI (adapté de Kapandji, 1986)

Les **articulations zygapophysaires** se situent postérieurement de part et d'autre des corps vertébraux entre les apophyses articulaires de chaque vertèbre. Les facettes recouvertes de cartilage y sont en contact et contenues dans une capsule fibreuse avec du liquide synovial.

Enfin, le **système ligamentaire** (Figure I.3b) contribue au bon fonctionnement du rachis avec les *ligaments longitudinaux antérieur et postérieur* le long des faces des corps vertébraux, les *ligaments jaunes* entre les lames, les *intertransversaires* entre les processus transverses, les *interépineux* entre les processus épineux et le *supraépineux* le long des tubercule de ces épineuses. Ce dernier est continu avec le *ligament nucal*, se prolongeant le long du RCS pour s'insérer sur la protubérance occipitale externe de C0, délimitant les muscles postérieurs du côté gauche et du côté droit et servant d'insertion musculaire.

Du fait des orientations, des géométries et des interactions entre ces différentes structures, le rachis cervical présente une courbure lordotique physiologique et des couplages de mouvements : l'inclinaison latérale entraîne une torsion homolatérale et inversement.

I.1.3 Musculature du rachis cervical

Les muscles sont des tissus mous agissant comme des actionneurs du corps humain et sont attachés au squelette par les tendons. Ils ont une architecture très hétérogène et hiérarchisée, formée par un ensemble d'arrangements de filaments d'actine et de myosine appelés sarcomères (Figure I.4a). Leurs activations sont commandées par les signaux venant du cerveau transmis par le système nerveux jusqu'aux muscles. La réception de ces signaux électriques engendre, par le biais d'interactions de protéines, une variation du recouvrement des filaments de myosine pas les filaments d'actines, raccourcissant le sarcomère (Figure I.4b) et générant ainsi un effort musculaire longitudinal. Cette contraction étant isochore, ce raccourcissement est accompagné d'une augmentation de la section musculaire, qui est contenue et limitée par la contrainte exercée par les tissus conjonctifs environnants (aponévroses et fascias), créant ainsi un phénomène de « globulisation » du muscle et un effort musculaire transverse.

La musculature du rachis forme un système redondant où chaque muscle remplit plusieurs fonctions et où différents patterns d'activations permettent la même configuration et la même action. Elle joue un rôle double en étant l'actionneur provoquant les mouvements intervertébraux tout en étant un stabilisateur par les efforts axiaux liés aux activations antagonistes et par les efforts transversaux liés à la globulisation des muscles lors de leur contraction. Ainsi, la musculature est motrice de la grande mobilité permise par les interactions des nombreux éléments constituant le rachis, et rigidificatrice à la manière d'un haubanage pour le mât d'un voilier.

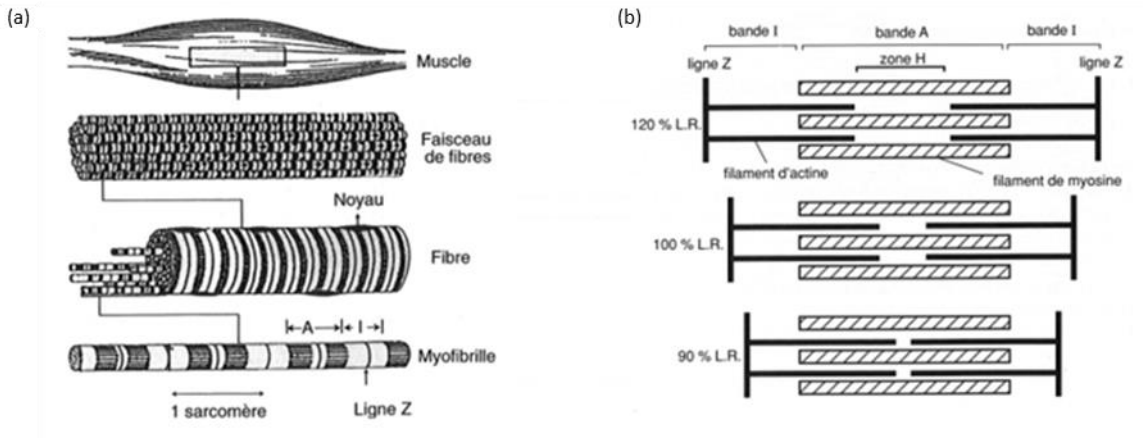


Figure I.4 : (a) Architecture d'un muscle (b) Unité sarcomère et variation de recouvrement des fibres (LR : Longueur au repos) d'après Goubel et Lensel-Corbeil (1998)

La majorité des muscles sont répartis par paires symétriques de part et d'autre du rachis. Ainsi, une contraction bilatérale engendre un mouvement dans le plan sagittal (Flexion-Extension), tandis qu'une contraction unilatérale cause une inclinaison latérale. La génération du couple pour une torsion nécessite la synergie de plusieurs muscles.

Les muscles, leurs insertions et fonctions sont décrits et illustrés plus en détails dans l'Annexe A.2.

Les **muscles sous-occipitaux** sont des petits muscles profonds liant l'os occipital du crâne aux deux vertèbres du RCS (Figure I.5). Du fait de leurs petits bras de levier, ils ont principalement un rôle dans l'orientation et la stabilisation, ajustant la position de la tête suite au mouvement composite de grande amplitude du RCI. On peut y trouver les *Rectus Capitis Postérieurs* ainsi que les *Obliques Capitis*.

Les **muscles superficiels** permettent de lier le crâne à la ceinture scapulaire, formée par les scapulas et les clavicules. Étant de grande taille, recouvrant plusieurs niveaux vertébraux et ayant de grands bras de leviers, les *Sterno-Cléido-Mastoïdiens* (*SCM*) et *Trapèzes* sont capables de produire des efforts importants et peuvent induire des mouvements de grande amplitude. La face antérieure du cou est recouverte par le *Platysma*, contribuant à l'ascension de la peau et aux mouvements des lèvres.

Les **muscles de la nuque** sont des muscles postérieurs répartis sur plusieurs couches (Figure I.6) tous contribuant à l'extension du rachis. Superficiellement, on retrouve le Trapèze tandis que les couches inférieures sont constituées par les *Splénius*, les *Semi-spinalis* et les *Longissimus*. Ces derniers s'insèrent à l'arrière du crâne par leur composante *Capitis* et sur les vertèbres cervicales par leur composante *Cervicis*. Plus profondément encore, on trouve des muscles postérieurs entre chaque vertèbre tout le long du rachis : les muscles *Interspinalis* et *Multifidus*. Celui-ci fait partie des *Transverso-spinalis* avec les *Semi-spinalis* et les *rotatores* (peu proéminents en cervical).

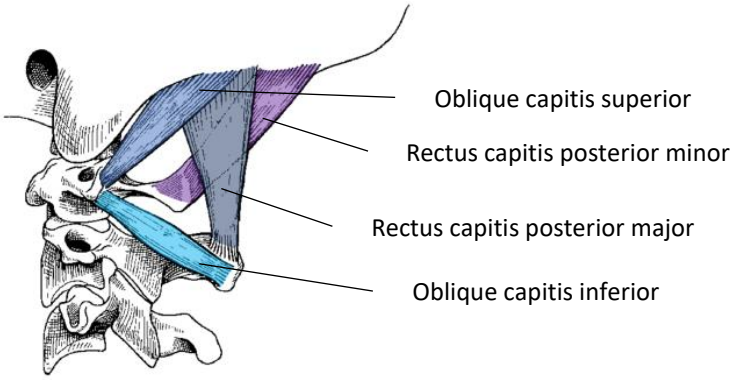


Figure I.5 : Vue latérale des muscles suboccipitaux (adaptés de Kapandji, 1986)

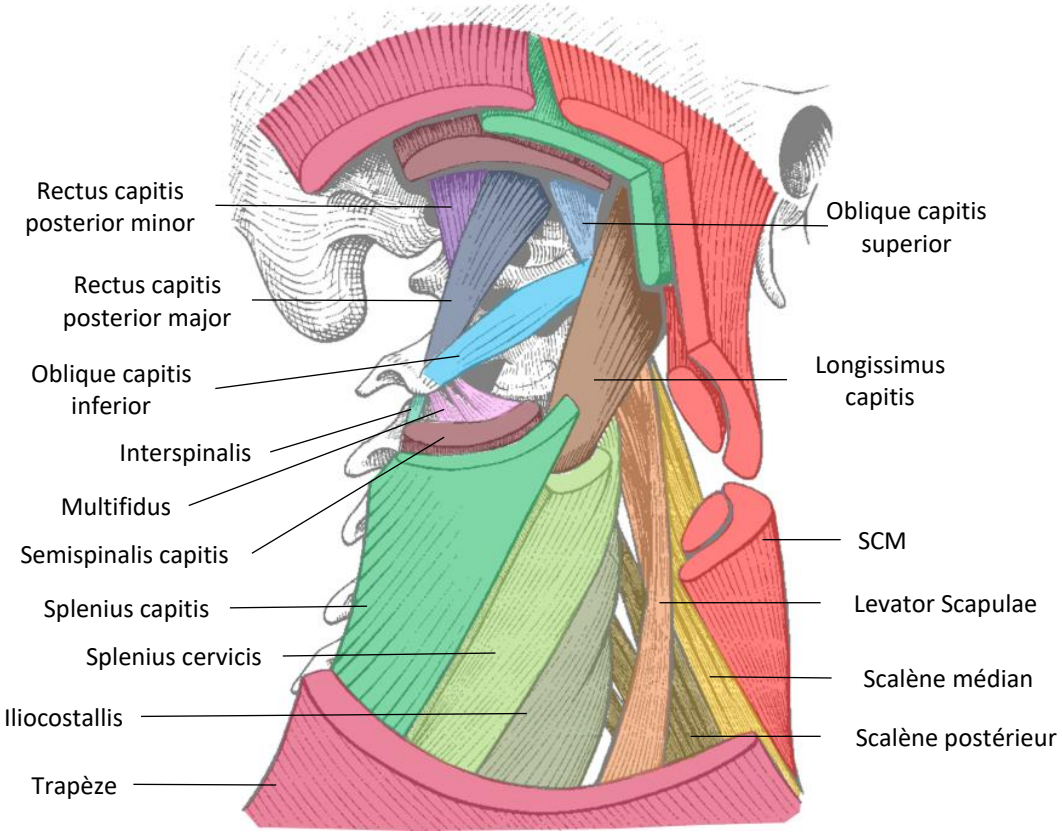


Figure I.6 : Vue postéro-latérale globale des muscles du rachis cervical (adapté de Kapandji, 1986)

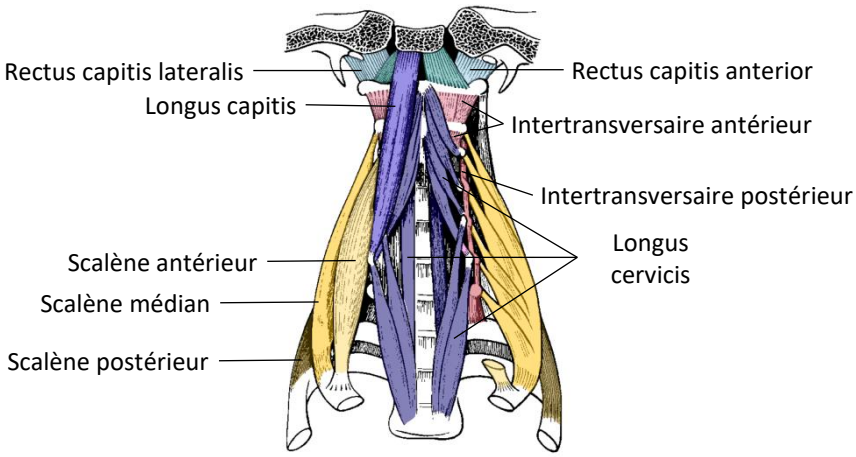


Figure I.7 : Vue frontale des muscles antérieurs profonds (adaptés de Kapandji, 1986)

Parmi les muscles profonds antérieurs cette fois (Figure I.7), on peut identifier le groupe des **muscles pré-vertébraux**, formé par les *Rectus Capitis Anterior* et *Lateralis* ainsi que les *Longus Capitis* et *Cervicis*, agissant comme fléchisseurs du rachis. Plus latéralement se trouvent les *Scalènes Antérieurs, Médians et Postérieurs*, liant les transverses cervicales à la cage thoracique et utilisés en inclinaison latérale. On y trouve aussi les muscles *Intertransversaires*, mono-articulaires et communs au reste du rachis, qui se séparent en portion antérieure et postérieure dans la région cervicale en raison des processus transverses à deux tubercules.

Enfin, sur une couche antérieure intermédiaire se situent les **muscles hyoïdiens**, que l'on peut séparer en *Sus-hyoïdiens* et *Sous-hyoïdiens*, contribuant au positionnement et à la stabilisation de l'os hyoïde ainsi qu'aux mouvements de la mâchoire.

I.2 Contexte clinique

I.2.1 La cervicalgie

Le mal de cou, ou *cervicalgie*, est un des trois troubles musculo-squelettiques les plus communs (Trinh et al., 2006) et se place en 4ème position en termes d'années vécues avec un handicap dans le monde (Hoy et al., 2014). Sa prévalence dans le monde a été évaluée à 3551 pour 100 000 en 2017 et est plus élevée dans les pays à fort index sociodémographique, tel qu'en Norvège, Finlande et Danemark (Safiri et al., 2020). Cette prévalence devrait augmenter avec la sédentarisation notamment liée à l'omniprésence grandissante des appareils électroniques (Côté et al., 2008; Vasavada et al., 2015).

En France, d'après les chiffres de l'Assurance Maladie de 2017, les troubles musculo-squelettiques représentaient 87 % des maladies professionnelles et un coût de 2 milliards d'euros, dont la moitié liée au rachis. Par ailleurs, aux Etats-Unis, la prise en charge des cervicalgies et des lombalgies représente depuis peu les dépenses de santé les plus conséquentes devançant le diabète et les cardiopathies (Dieleman et al., 2016, 2020). Les cervicalgies entraînent aussi des coûts indirects considérables, affectant particulièrement la productivité et l'absentéisme au travail (Borghouts et al., 1999; Côté et al., 2009).

La dégénérescence et l'usure des tissus du rachis cervical, aussi appelée *spondylose,* est la source la plus commune de cervicalgie. Celle-ci inclut l'arthrose du cartilage entre les vertèbres avec la formation d'*ostéophytes* (excroissances osseuses témoignant des tentatives de réparation du corps) autour des facettes et des plateaux vertébraux, ainsi que la déshydratation des disques, les rendant plus fragiles et moins épais. La deuxième cause fréquente de cervicalgie est la hernie discale, où le *nucleus pulposus* infiltre une lésion dans les couches périphériques, induisant un gonflement localisé du disque. Le rétrécissement du canal médullaire, ou *sténose*, peut aussi être responsable de cervicalgie. Elle peut aussi être d'origine arthrosique, tumorale, due au gonflement d'un disque ou à l'épaississement de ligaments.

Ces multiples facteurs peuvent mener à trois types de cervicalgie. La cervicalgie *axiale* est communément d'origine mécanique et se présente sous la forme de douleur localisée au niveau du cou sans atteinte neurologique, contrairement aux deux autres. La *radiculopathie cervicale* ou névralgie cervico-brachiale vient de l'irritation ou la compression de nerfs émergeant de la colonne. Elle peut entraîner une douleur dans le cou irradiant dans l'épaule et le bras, des fourmillements dans le membre supérieur, ainsi que des faiblesses et engourdissements musculaires. De la même façon, la *myélopathie cervicale* désigne quant à elle la compression de la moelle épinière pouvant causer, en

plus des symptômes de la radiculopathie, des troubles de la motricité, de la coordination et de l'équilibre.

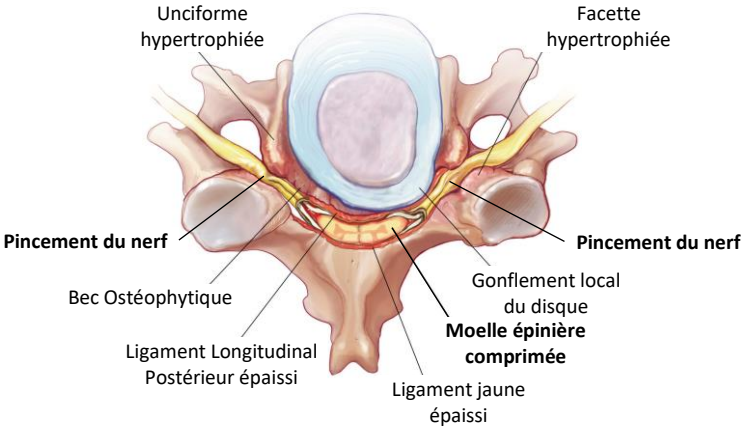


Figure I.8 : Vue axiale de spondylose cervicale engendrant une sténose, source de radiculopathie et de myélopathie (adapté de Cohen & Hooten, 2017, courtoisie de Frank Corl de la Mayo Clinic)

I.2.2 Traitements et complications

Il est habituel de commencer par les traitements conservateurs pour traiter la cervicalgie. Les techniques de réadaptation, kinésithérapie, physiothérapie, telles que des exercices de renforcement, des manipulations vertébrales ou de traction, se sont montrées bénéfiques (Bertozzi et al., 2013; Gross et al., 2015; Kuijper et al., 2009; Sihawong et al., 2011). Les anti-inflammatoires non-stéroïdiens ont fait leur preuve pour le traitement de la lombalgie (White et al., 2011) et seraient efficaces dans le cas de cervicalgie d'origine mécanique (Hsieh et al., 2010) mais seraient comparativement moins performants que la physiothérapie (Bronfort et al., 2012). L'emploi de relaxants musculaires peut également atténuer les douleurs cervicales (Berry et al., 1981; Borenstein & Korn, 2003). Peuvent aussi être injectés périodiquement des corticostéroïdes et des anesthésiants en épidural, au niveau des facettes ou même de la racine nerveuse pour réduire l'inflammation des tissus environnants (Anderberg et al., 2007; Manchikanti et al., 2013).

Dans le cas où les douleurs persistent malgré le traitement conservateur ou s'il n'apparaît pas d'amélioration des déficits moteurs, le recours à la chirurgie peut être envisagé (Carette & Fehlings, 2005). Ce serait le cas de 26% des radiculopathies (Radhakrishnan et al., 1994) et une myélopathie serait même une indication pour la chirurgie, malgré des études divergentes sur son efficacité (Kadanka et al., 2002; Karadimas et al., 2013; Matz et al., 2009). Au cours des dernières décennies, il a été observé une forte augmentation du recours à la chirurgie (Marawar et al., 2010; Marquez-Lara et al., 2014; Patil et al., 2005; Wang et al., 2009) accompagné d'une augmentation des dépenses liées en raison du vieillissement de la population, et ce, malgré la diminution du temps d'hospitalisation. (Alosh et al., 2015).

L'opération chirurgicale a pour but de réduire mécaniquement les symptômes neurologiques, généralement en retirant et éventuellement en remplaçant les structures endommagées responsables de la compression des nerfs et de la moelle épinière.

Les approches de décompression consistent à élargir le foramen, soit en retirant une partie postérieure du corps vertébral par *foraminotomie* ou le disque intervertébral par *discectomie*, soit en repositionnant une partie des lames et l'épineuse par *laminoplastie* ou en les retirant par *laminectomie*. Ces techniques peuvent être combinées et complétées par des tiges et des vis.

L'*arthrodèse cervicale antérieure* demeure l'approche chirurgicale la plus souvent employée. Précédée par une discectomie/corpectomie, elle consiste à faire fusionner les vertèbres adjacentes par le biais d'une instrumentation, immobilisant les vertèbres entre elles. Cette instrumentation peut être une combinaison de vis, de tiges, de plaques ou d'une greffe osseuse/artificielle favorisant la reconsolidation osseuse liant les faces antérieures des corps vertébraux (Bailey-Badgley) ou insérée entre les plateaux vertébraux (Smith-Robinson). Ce type d'opération est également possible par voie postérieure, mais elle serait associée à des temps d'hospitalisation plus longs et plus de comorbidité, de mortalité et de risque de complications. Ces inconvénients engendreraient des coûts plus importants et s'expliqueraient, au moins en partie, par la nécessité de disséquer plus de muscles et de ligaments (Badiee et al., 2020; Lee et al., 2014; Marquez-Lara et al., 2014; Nasser et al., 2010; Wang et al., 2007). Les arthrodèses antérieures sont elles aussi associées à des taux de complications non négligeables. Les complications cliniques incluent des troubles de la déglutition et de la voix, des lésions des nerfs, de la moelle épinière et des artères vertébrales. Des complications mécaniques peuvent également subvenir, tels que le desserrement ou la rupture de vis ou de plaque, ou même la subsidence de l'implant ou de la greffe. Les changements biomécaniques peuvent par ailleurs engendrer la *dégénérescence du segment adjacent* (ASD) pour près de 2% des patients tous les ans et au moins 20% au bout de 10 ans (Hilibrand et al., 1999; Lee et al., 2015). Le manque ou l'absence de fusion osseuse après 1 an, appelée *pseudarthrose,* est aussi un potentiel échec de la chirurgie, dont l'incidence serait de 2.6 à 15.2% (Choi et al., 2017).

Si l'arthrodèse demeure la technique la plus fréquemment utilisée, l'*arthroplastie cervicale* est devenue au fil des années une alternative permettant de préserver des mobilités intervertébrales au niveau opéré (Harrod et al., 2012; Jawahar et al., 2010). Elle remplace le disque endommagé par une prothèse discale dont les composants forment l'équivalent d'une liaison rotule dans le but d'éviter les surcharges aux niveaux adjacents. Malgré des études encourageantes qui peuvent dépendre de différents designs d'implants (Blumenthal et al., 2013; Delamarter & Zigler, 2013; Latka et al., 2019; Xu et al., 2018), des études sur des cohortes plus grandes et sur un plus long terme montrent que l'arthroplastie serait tout aussi propice à l'ASD et à la réopération que l'arthrodèse (Hui et al., 2020;

Jawahar et al., 2010; Kelly et al., 2018; Lee et al., 2014). Les prothèses implantées sont également à risque d'*ossification hétérotopique*, où les tissus mous aux alentours se calcifient en tissus osseux pouvant réduire ou même bloquer les mobilités de l'articulation. Cette complication serait corrélée à la dégénérescence adjacente (Hui et al., 2020), et serait sévère pour près de 11% des patients après un an, et 47.5% après 5 ans (Kong et al., 2017). Les arthroplasties sont par ailleurs sujettes à la formation de débris d'usure et à la subsidence dans 3 à 10 % des sujets selon les conceptions (Anderson & Rouleau, 2004; Goel et al., 2012).

I.2.3 Facteurs de risque

Pour une meilleure prévention, une compréhension plus approfondie des mécanismes menant à la dégénérescence du rachis cervical est encore nécessaire. Le vieillissement est évidemment un facteur majeur, induisant des changements de courbure du rachis (Boyle et al., 2002; Liu et al., 2019) et des signes de dégénérescence asymptomatiques chez plus de 80% de sujets sains après 10 ans (Gore et al., 1986; Okada et al., 2009). Les dégénérescences avec cervicalgies ont quant à elles été associées à des changements posturaux (Alpayci et al., 2016; Hong et al., 2019; Johnston et al., 2008; Kocur et al., 2019; Lau et al., 2010) et à des anomalies musculaires dans leurs activations (Cheng et al., 2014; Falla et al., 2004, 2007; Fernández-de-las-Peñas et al., 2008) mais aussi dans leur morphologie , leur raideur et leur sensibilité (Brandt et al., 2014; Kocur et al., 2019; Kuo et al., 2013; Visser & Van Dieën, 2006).

De la même façon, les mécanismes d'émergence des complications postopératoires restent encore obscurs. Des changements de l'alignement cervical ont été observés aussi bien après une arthrodèse (Hyun et al., 2017; Lan et al., 2019) qu'après une arthroplastie (Guérin et al., 2012; Kim et al., 2008; Wang et al., 2021) et ont été associés à l'ASD (Katsuura et al., 2001; Xiong et al., 2020) et la pseudarthrose (Choi et al., 2017). Des études numériques et cadavériques *in vitro* expliqueraient la dégénérescence adjacente par l'augmentation des contraintes dans le disque des niveaux voisins d'une arthrodèse (Eck et al., 2002; Maiman et al., 1999). Par ailleurs, le risque d'ASD pour l'arthrodèse serait aussi dépendant de la hauteur de la décompression axiale suite à la discectomie (Xiong et al., 2020). Le risque de subsidence d'une prothèse discale est dépendant de la qualité osseuse (Bertagnoli et al., 2005) et de la conception des plateaux, selon le type de fixation et la surface de répartition des charges (Anderson & Rouleau, 2004; Lin et al., 2009). En lombaire, il a aussi été montré des atrophies musculaires et des changements de leurs activations après chirurgie (Bresnahan et al., 2010; Motosuneya et al., 2006).

La modélisation numérique constitue un outil de choix pour mieux comprendre ces problèmes. Elle permet de prendre en compte les variabilités interindividuelles et d'estimer des grandeurs mécaniques dont la mesure expérimentale peut relever d'un véritable défi technique au cours d'essais *in vitro* ou nécessiterait des modalités invasives difficilement justifiables *in vivo*. Ce sont donc sur ces approches numériques appliquées au rachis cervical que portera la revue de la littérature.

Partie II : Revue bibliographique

Cette partie vise à dresser l'état de l'art de la modélisation numérique du rachis cervical, particulièrement sur son application clinique. En premier lieu, elle s'intéressera aux modèles en éléments finis employés pour l'évaluation de traitements, tout en s'interrogeant sur la prise en compte de la musculature. Le second volet portera plus spécifiquement sur les modèles d'estimations d'efforts musculaires et des charges intervertébrales, qui apparaissent comme des grandeurs clés pour mieux comprendre les mécanismes de dégénérescence et de complications.

II.1 Modèles éléments finis du rachis cervical

La méthode des éléments finis est une méthode de calcul permettant de résoudre des problèmes mécaniques complexes largement utilisée en industrie et en recherche. Elle consiste à discrétiser les structures du problème en un ensemble d'éléments géométriques simples auxquels sont associées des propriétés matériaux et des lois de comportement plus ou moins complexes. Par estimation de la raideur de l'ensemble et à partir de la connaissance des sollicitations externes peuvent alors être déterminés les champs de déplacement et de contrainte en tout point de la structure.

Dans l'industrie biomédicale, la modélisation en éléments finis contribue à l'évaluation et la conception d'implants permettant de mieux planifier les essais de validation. En recherche, elle permet notamment d'étudier les effets de différents paramètres géométriques, matériaux, de conditions limites et même de différents implants ou de différentes chirurgies sur le comportement mécanique et les champs de contrainte.

II.1.1 Applications cliniques

De nombreuses modélisations du rachis cervical ont été proposées dans la littérature pour évaluer différents traitements chirurgicaux et sont synthétisés dans le Tableau II.1 et le Tableau II.2.

Les vertèbres sont majoritairement modélisées par des éléments solides tétraédriques ou hexaédriques linéaires isotropes. L'os spongieux est souvent différencié de l'os cortical. La géométrie osseuse est quasi-exclusivement obtenue par segmentation de CT-scans ne représentant qu'un unique sujet. La géométrie des disques intervertébraux est généralement déduite à partir des géométries vertébrales. Les deux parties du disque sont la plupart du temps différenciées, avec le nucleus pulposus modélisé par un fluide incompressible ou des éléments solides et l'annulus fibrosus par des éléments solides souvent renforcés par des éléments câbles modélisant les fibres discales. La liaison uncovertébrale est rarement prise en compte, mais elle peut être représentée par un fluide et une membrane (Wheeldon et al., 2008) ou des éléments « gap » (Goel & Clausen, 1998a). Les

ligaments sont quasi-unanimement représentés par des éléments non-linéaires unidirectionnels ne fonctionnant qu'en traction. Les ligaments longitudinaux antérieur et postérieur, jaune, interépineux et capsulaires sont presque toujours pris en compte, et quelques auteurs modélisent aussi les ligaments intertransversaires (Lin et al., 2014) et supraépineux (Rousseau et al., 2008; Yu et al., 2016b). Seuls Stoner et al. (2020) ont modélisé la moelle épinière, avec sa dure-mère et pie-mère par le biais d'éléments hexaédriques et de coques hyperélastiques, ainsi que les ligaments denticulés et méningo vertébraux qui la maintiennent dans le canal rachidien.

Ces modèles sains/intacts sont le plus souvent validés par comparaison avec des études *in vitro* de la littérature en reproduisant les sollicitations expérimentales en flexion-extension, inclinaison latérale et torsion, avec ou sans compression axiale représentant l'effet de la « follower load » supposée répliquer le poids de la tête et l'action de la musculature. Ces validations se font principalement en comparant les amplitudes de mouvement intervertébraux et plus rarement les courbes de mobilités entières aux résultats d'essais in vitro. Les modèles instrumentés sont ensuite évalués la plupart du temps en imposant une amplitude de mouvement identique au modèle intact et on mesure le moment nécessaire pour y parvenir.

Ces modèles ont ainsi permis l'évaluation et la comparaison de différents traitements chirurgicaux, allant de l'arthrodèse à l'arthroplastie, en passant par la laminectomie et la laminoplastie, et d'étudier l'influence de paramètres influençant leurs performances. Par exemple, pour l'arthrodèse, ont pu être comparées les procédures Smith-Robinson et Bailey-Badgley, des greffons de différentes raideurs (Maiman et al., 1999) et l'influence de la qualité de la fusion osseuse (Natarajan et al., 2000). Pour l'arthroplastie, le plus souvent sont étudiées différentes conceptions d'implants, telles que les prothèses à rotule ou à centre en élastomère, l'influence de paramètres géométriques d'une même conception (Faizan et al., 2012b; Rousseau et al., 2008) mais aussi les phénomènes d'usure et du volume de débris engendrés (Bhattacharya et al., 2011; de Jongh et al., 2008). Certains auteurs modélisent même des rachis pathologiques avant de les instrumenter en leur donnant des courbures moins physiologiques (Chen et al., 2018a), de l'ostéoporose ou des disques dégénérés avec des propriétés matériaux altérées (Gandhi et al., 2019; Natarajan et al., 2000) et même des hernies et des ostéophytes en changeant la position de nœuds du modèle (Stoner et al., 2020).

Tableau II.1 : Revue des modèles éléments finis du rachis cervical de la littérature utilisés pour l'évaluation de traitements (Partie 1)

Auteurs	Segment Géométrie	Vertèbre			Cartilage	IVD		Uncovertébral	Ligaments	Muscles	Moelle épinière	Validation	Evaluation traitement	
		Cortical	Spongieux	Arc post		NP	AF						Pathologie / Traitement	Mesures de comparaison
Voo et al 1997 (Voo et al 1997 Kumaresan et al 1997a 1997b Maiman et al 1999)	C4C6 CT (33 yo F) + Cryomicrotome	Coque	Hexa	Hexa	Coque	Hexa	Hexa	-	Câbles non lin.	-	-	FE LB AR Raideur vs in vitro lit.	Facetectomie unilatérale et bilatérale C5C6	ROM opéré Contrainte IVD adjacent
													Laminectomie + Facetectomie C5C6	ROM opéré Contrainte IVD adjacent
													ACDF C4C5/C5C6 Comparaison de 2 procédures et 5 greffons	Raideur Contrainte IVD adjacent
Maurel et al. 1997 (Rousseau et al. 2008)	C3C7 Mesures tridimensionnelles (53 vertèbres)	Hexa	Hexa	Hexa	Hexa	Hexa	Hexa + Câbles	-	Câbles non lin.	-	-	FE LB AR ROM + Courbe vs Expériences et in vitro littérature	TDR C5C6 Comparaison de 3 géométries d'implants	ROM FF Centre de rotation moyen
Goel & Clausen 1998 (Faizan et al 2012a 2012b Bhattacharya et al 2010)	C3C7 CT (68 yo H)	Hexa	Hexa	Hexa	Hexa	Fluide	Hexa + Câbles	Gap	Câbles non lin.	-	-	FE LB AR ROM vs in vitro littérature	TDR C5C6 Forme et sens rotule implant	ROM FF Déformation capsule Contrainte implant
													Double TDR C4C5 C5C6 + Fusion C4C5 + Fusion C4C5 C5C6	ROM, Raideur FF Contraintes plateau
													TDR C5C6 - Usure	Volume, localisation usure
Kumaresan et al 2000, Wheeldon et al 2008 (Choi et al 2020)	C4C7 CT (33 yo H) + Cryomicrotome	Hexa	Hexa	Hexa	Hexa	Fluide	Hexa non lin. + Câbles	Fluide + Membrane	Câbles non lin.	-	-	FE LB AR ROM + Courbes vs in vitro Wheeldon et al 2006	TDR C5C6 Comparaison de 3 prothèses	ROM IDP FF
Natarajan et al 2000	C5C6 CT (33 yo F)	Hexa	Hexa	Hexa	Hexa	Fluide	Hexa + Câbles	-	Câbles non lin.	-	-	FE LB AR ROM vs in vitro lit.	ACDF C5C6 Greffe fusionnée et non fusionnée Influence ostéoporose	ROM Contrainte greffon
Ha et al. 2006	C3C6 CT (69 yo H)	Coque	Hexa	Hexa	Hexa	Hexa	Hexa + Câbles	-	Câbles non lin.	-	-	FE LB AR ROM vs in silico et in vitro littérature	ACDF C4C5 TDR C4C5	ROM FF Force ligament
De Jongh et al 2008	C0-L5 (LifeMOD) C5C6 CT (24yo H)	-	-	-	-	Articulation 6 DOF		-	Câbles non lin.	Spring+ Damper+ Contractile	-	FE LB par muscles ROM IDP vs in vitro littérature	TDR C5C6 - Usure	Volume débris usure
Hussain et al. 2009 2013	C3T1 CT (38 yo F)	Tetra	Tetra	Tetra	Tetra	Tetra	Tetra	-	Câbles non lin.	-	-	FE LB AR ROM vs in vivo et in vitro littérature	ACCF C5C6 Influence angle des vis	ROM Contrainte greffon et vis
													ACCF C5C6 PCCF C5C6 ACCF+PCCF C5C6	ROM adjacent Contrainte IVD adjacent FF

[H, F : Homme, Femme, IVD : Intervertebral Disc, NP : Nucleus Pulposus, FE : Flexion-Extension, LB : Lateral Bending, AR : Axial Rotation, ROM : Range of Motion, ACDF : Anterior Cervical Discectomy and Fusion (Arthrodèse), TDR : Total Disc Replacement (Arthroplastie), FF : Facet Forces]

Tableau II.2 : Revue des modèles éléments finis du rachis cervical de la littérature utilisés pour l'évaluation de traitements (Partie 2)

Auteurs	Segment Géométrie	Vertèbre			Cartilage	IVD		Uncovertébral	Ligaments	Muscles	Moelle épinière	Validation	Evaluation traitement	
		Cortical	Spongieux	Arc post		NP	AF						Pathologie / Traitement	Mesures de comparaison
Kallemeyn et al. 2010 (Tadepalli et al 2011 Kode et al 2014 Gandhi et al 2019 Stoner et al 2020)	C2C7 CT (74 yo H)	Hexa	Hexa	Hexa	-	Fluide	Hexa hyperélast. + Câbles	-	Câbles non lin.	-	-	FE LB AR ROM + Courbe vs in vitro experiments	Laminectomie C3C6 Comparaison de 2 types de Laminoplasties	ROM FF Contrainte IVD adjacent, cortical et instrumentation
													Dégénérescence C5C6 Comparaison ACDF et TDR 2 prothèses	ROM, raideur Contrainte IVD FF
											Hexa hyperélast.	FE Mouvement moelle épinière vs mesures IRM Stoner et al. 2019	Hernie discale Comparaison ACDF ACDF + Laminectomie Laminoplastie en C4C7	ROM Déformations et contraintes moelle épinière
Duan et al. 2011, 2015	C3C7 CT (32 yo H)	Coque	Tetra	Tetra	Coque	Hexa	Hexa	-	Câbles non lin.	-	-	FE LB AR ROM vs in vitro littérature	Laminectomie C4C6 Comparaison de 3 types de fixations postérieures	ROM Contrainte instrumentation
Jung et al. 2013 (Chen et al. 2018)	C3C6 CT	Coque	Hexa	Hexa	-	Fluide	Hexa + câbles	-	Câbles non lin.	-	-	FE LB AR ROM vs in vitro littérature	TDR C4C5 Comparaison de 2 prothèses	ROM Trajectoire CIR Pression IVD FF
													TDR C4C5 3 prothèses 2 courbures rachidiennes	ROM opéré et adjacent Distribution déformations prothèse
Lin et al. 2014	C3C7 CT (55 yo H)	Coque	Tetra	Tetra	Coque	Tetra	Tetra + câbles	-	Câbles non lin.	-	-	FE LB AR ROM vs in vitro littérature	TDR C5C6 Compare 2 types d'implants	ROM Trajectoire CIR FF
Mo et al 2014	C3C7 CT (32 yo H)	Coque	Tetra	Tetra	Coque	Hexa	Hexa + Câbles	-	Câbles non lin.	-	-	FE LB AR ROM et pression IVD vs littérature in vitro	TDR C5C6 3 types d'implants	ROM Pression IVD
Mackiewicz et al 2016	C2C6 CT (24yo H)	Coque	Hexa	Hexa	-	Hexa hyper élast.	Hexa hyperélast. +	-	Câbles non lin.	-	-	FE LB AR	ACDF C4C5 Comparaison de 4 types d'instrumentations	ROM Contrainte IVD adjacent
Yu et al. 2016	C3C7 CT (26 yo H)	Tetra	Tetra	Tetra	Hexa	Hexa	Hexa + Câbles	-	Câbles non lin.	-	-	FE LB AR ROM vs in silico et in vitro littérature	TDR C5C6 2 types de prothèse	ROM Distribution contraintes surface de l'implant
Wu et al. 2017	C3C7 CT (38 yo F)	Tetra	Tetra	Tetra	Tetra	Tetra	Tetra + câbles	-	Câbles non lin.	-	-	FE LB AR ROM vs in vitro littérature	ACDF C4C6 Comparaison de 3 types d'instrumentation	ROM Contrainte instrumentation FF

[H, F : Homme, Femme, IVD : Intervertebral Disc, NP : Nucleus Pulposus, FE : Flexion-Extension, LB : Lateral Bending, AR : Axial Rotation, ROM : Range of Motion, ACDF : Anterior Cervical Discectomy and Fusion (Arthrodèse), TDR : Total Disc Replacement (Arthroplastie), FF : Facet Forces]

Les performances de chaque instrumentation sont généralement évaluées par les mesures d'amplitudes de mouvements (ROM) intersegmentaires et comparées aux valeurs des modèles intacts. Beaucoup d'auteurs s'intéressent également aux contraintes dans les disques adjacents et aux efforts de contact facettaires, puisque la surcharge mécanique serait un potentiel facteur de risque pour l'ASD. Certains étudient aussi les trajectoires du centre de rotation des prothèses discales au cours du mouvement pour analyser leur cohérence avec celle des disques intervertébraux qu'elles remplacent (Jung et al., 2013; Lin et al., 2014; Rousseau et al., 2008). Il n'est pas rare non plus de mesurer les contraintes dans l'instrumentation pour évaluer sa tenue mécanique, mais aussi dans les plateaux vertébraux pour estimer le risque de subsidence des implants.

Cependant, l'obtention de la géométrie vertébrale à partir de CT-scan rend la personnalisation de ces études cliniques difficiles de par le temps de segmentation conséquent, mais aussi de par la position allongée nécessaire à l'acquisition, et ce malgré l'effet que la courbure cervicale peut avoir sur les performances des implants (Chen et al., 2018a). Par ailleurs, mis à part de Jongh et al. (2008) dans leur étude sur l'usure de prothèse discale, aucun de ces modèles ne prend en compte les muscles, en dépit de leur rôle primordial dans la stabilité et la mobilité du rachis cervical. La « follower load » employée par certains n'est par ailleurs pas personnalisée et est finalement plus représentative des conditions d'essais *in vitro* auxquels ils se comparent plutôt que de l'action des muscles et du poids de la tête.

II.1.2 Modèles éléments finis avec muscles

Pour trouver des modèles éléments finis prenant en compte les muscles du rachis cervical, il faut plutôt se tourner du côté des modèles conçus pour des sollicitations dynamiques à haute énergie, tels que des impacts, des chocs automobiles ou des éjections aéronautiques. Le Tableau II.3 détaille ces modèles de la littérature de manière non exhaustive. Ces modèles s'intéressent généralement à la cinématique du segment tête-cou, aux efforts induits et aux lésions qu'ils pourraient engendrer par comparaison aux seuils physiologiques issus d'études *in vitro*. De par la plus grande complexité du segment modélisé et la simplicité des grandeurs d'intérêts, la personnalisation et la modélisation des différentes structures apparaissent moins détaillées que pour les modèles d'évaluation de traitement.

Ainsi, il est plus rare d'y voir une différentiation os cortical/spongieux, et il est même assez commun de représenter les vertèbres par des coques rigides. Similairement, la modélisation des disques intervertébraux est souvent moins complexe, les détails sur la différenciation nucleus et annulus sont plus clairsemés et l'ensemble est parfois représenté par un unique élément ressort-amortisseur dans lequel les ligaments peuvent être inclus (Chancey et al., 2003).

Les géométries osseuses représentées sont quasi-exclusivement issues de sujets représentant le 50e percentile masculin, que ce soit issu de CT-scan ou de modèles/datasets de la littérature. Il en est de

même pour les géométries musculaires venant d'ouvrages anatomiques ou d'IRM d'un sujet. Seul Laville (2011), à l'Institut, a utilisé une géométrie musculosquelettique entièrement personnalisée pour plusieurs sujets à partir de stéréoradiographies et d'images IRMs.

Les muscles sont, de par leur architecture hétérogène et fibreuse, des structures hyperélastiques, viscoélastiques et anisotropes avec une capacité à générer un effort selon leur niveau de contraction. Si une partie des auteurs ne considèrent que leur réponse passive (Ejima et al., 2005; Fréchède et al., 2005; Teo et al., 2007a; Yang et al., 1998), la prise en compte de leur composante active passe unanimement par des éléments unidimensionnels appelés éléments « Hill » comportant des éléments passifs en série et en parallèle d'un élément contractile capable de générer un effort (Figure II.1a). Les muscles sont souvent modélisés en 1D en attribuant des propriétés viscoélastiques et non-linéaires aux composants passifs de l'élément Hill (Brolin et al., 2008; Dibb et al., 2013; Fice et al., 2011; Lee et al., 2004; Nightingale et al., 2016; Östh et al., 2016; Van Der Horst, 2002; Van Lopik & Acar, 2007; Wittek et al., 2001), malgré le développement des approches 3D faisant parcourir des éléments Hill le long d'une matrice passive d'éléments volumiques, à la manière des fibres le long du muscle (Figure II.1b) (Behr et al., 2006; Blemker & Delp, 2005; Böl et al., 2008; Hedenstierna et al., 2008; Johansson et al., 2000; Jolivet et al., 2000; Kojic et al., 1998; Martins et al., 1998; Tang et al., 2009). Ce type de modélisation, utilisé par quelques auteurs pour le rachis cervical (Corrales & Cronin, 2021; Hedenstierna & Halldin, 2008; Laville, 2011; Meyer et al., 2004; Yan et al., 2018), permet une meilleure représentation de la ligne d'action du muscle et, par combinaison avec des éléments de contacts entre les muscles, une prise en compte de l'effet de globulisation durant leur contraction au prix d'un temps de simulation plus conséquent.

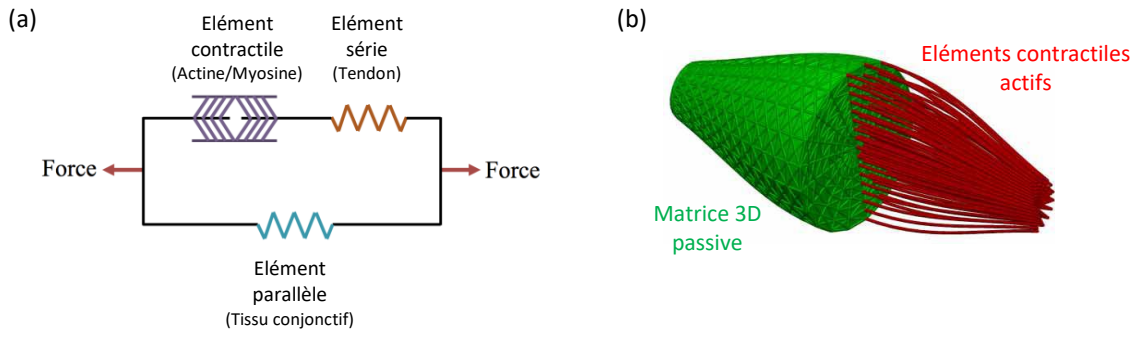


Figure II.1 : (a) Elément Hill (adapté de Battista et al., 2016) (b) Modélisation 3D de muscle actif (adapté de Böl et al., 2008)

Tableau II.3 : Revue des modèles éléments finis du segment tête-cou dans la littérature avec prise en compte de la musculature.

Auteurs	Géométrie	Vertèbre			IVD		Ligaments	Muscles				Validation
		Cortical	Spongieux	Arc post	NP	AF		Géométrie	Activation	Passif	Actif	
De Jager et al 1994 Van der Horst 2002	X-rays (70 yo H)	Coques rigides			Ressort + Amortisseur		Câbles non lin.	Ouvrages anatomiques	Prédéfinie	Ressort non-lin.	Hill	Choc frontal, latéral, arrière
Yang et al 1998	IRM (29 yo H)	Hexa			Hexa		Câbles non lin.	Deng & Goldsmith 1987	Non	Câble non lin.	-	Impact axial Choc arrière
Bertholon 1999 Fréchède et al 2005	50e percentile	Coques rigides			Hexa		Câbles non lin.	Visible Human Scaled	Non	Hexa ortho non lin	-	Choc frontal, latéral, oblique, arrière
Van Ee et al 2000 Chancey et al 2003 Nightingale et al 2016	Visible Human CT (39 yo H)	Coques rigides			Ressort + Amortisseur			IRM 6 H Dissection 6 PMHS	Prédéfinie Min(fatigue)	Ressort non-lin.	Hill	Tension axiale Choc frontal
Dibb et al 2011 2013	50e percentile Adulte et enfant				Poutre non-linéaire viscoélast				Prédéfinie Min(fatigue) ou Max(Fmuscle)			Choc frontal
van Lopik et al 2004 2007ab	Nissan 1984 Panjabi 1992 1993	Coques rigides			Ressort + amortisseur		Ressorts non-lin.	Littérature	Prédéfinie	Ressort non-lin.	Hill	Choc frontal, arrière
Fice et al 2011 Panzer et al 2011	50e percentile	Coques rigides			Hexa viscoelast	Hexa hyperelast + Membranes	Ressort non-linéaires		Prédéfinie	Poutre	Hill	Choc frontal, arrière
Wittek et al 2001 Nitsche et al 1996	Rade 1993	Hexa			Hexa		Câbles non lin.	Ouvrages anatomiques	Prédéfinie	Ressort + Amortisseur	Hill	Choc frontal
Lee et al 2004	50e percentile	Coques rigides			Ressort + Amortisseur		Câbles non lin.	Ouvrages anatomiques	Prédéfinie	Ressort + Amortisseur	Hill	Choc frontal
Brolin et al 2008 Halldin et al. 2000	CT (24 yo H)	Coque	Hexa	Hexa	Hexa	Hexa + Câbles	Câbles non lin.	Ouvrages anatomiques	Prédéfinie	Ressort non-lin.	Hill	Choc frontal, latéral, oblique, arrière, Impact axial
Ejima et al 2005	JAMA 50e percentile CT-scan	Hexa			Hexa		Câbles non lin.	IRM (41 yo H) Recalé	Non	Hexa Viscoélast	-	Choc arrière
Zhang et al 2005 Teo et al 2007	50e percentile MMT (1 cadavre)	Hexa			Hexa		Câbles lin.	Deng & Goldsmith 1987	Non	Ressorts non lin.	-	Choc frontal, latéral, arrière Impact axial
Hedenstierna 2008 Halldin et al 2000	CT (24 yo H)	Hexa viscoelast			Hexa viscoelast		Câbles non lin.	IRM (1 H) Recalé 50e percentile	Prédéfinie	Hexa hyperélast	Hill	Choc frontal, latéral, arrière
Laville 2011	C0T1 EOS (2 F, 4 H)	Hexa	Hexa	Hexa	Hexa	Hexa + Câbles	Câbles non lin.	IRM (2F, 4H) Recalé	Prédéfinie	Hexa	Hill	Compression axiale
Meyer et al 2004 2013	CT (33 yo H)	Coques rigides			Hexa		Câbles non lin.	-	Prédéfinie	Hexa viscoélast	Hill	Choc frontal, latéral, oblique, arrière, Rép. fréquentielle
Howley et al 2014	Visible Human 50e percentile 10 sujets	Hexa	Hexa	Hexa	Hexa	Hexa	Câbles non lin.	50e percentile IRM 10 sujets	Optimisation	Hexa	Hill	-
Yan et al 2018	50e percentile	Hexa + coques					Ressorts	-	Oui	Hexa hyperélast	Hill	Choc frontal et arrière
Putra et al 2019 2021 Östh et al 2016 2017	CT (26 yo F) STL (31 yo F)	Coques	Tetra	Tetra	Hexa	Hexa + Membranes	Membranes	Borst et al 2011 Standring 2008	Contrôle angle tête Contrôle longueur musculaire	Ressorts non-lin.	Hill	Choc arrière
Corrales et al 2021 Correia et al 2020	GHBMC (26 yo H) 50e percentile	-	-	-	-	-	-	GHBMC 50e percentile	Optimisation cinématique tête vs expériences	Hexa hyperélast	Hill	Choc frontal arrière

Les niveaux d'activations utilisés pendant les simulations sont attribués de manière arbitraire dans la plupart des études. Quelques auteurs déterminent au préalable des patterns d'activation selon différents critères d'optimisation comme la minimisation de la fatigue ou la maximisation de l'effort musculaire (Chancey et al., 2003; Dibb et al., 2013), et certains les calculent au cours des simulations en optimisant les longueurs musculaires ou les angles intersegmentaires par rapport à des mesures cinématiques expérimentales (Corrales & Cronin, 2021; Correia et al., 2020; Putra et al., 2019, 2021).

La détermination d’un pattern d’activations musculaires spécifique aux sujets et aux situations représente un problème complexe à multiples solutions dont la résolution passe bien souvent par des modèles dédiés, sur lesquels porte donc la partie suivante.

II.2 Modèles de quantification musculaire du rachis cervical

II.2.1 Calcul d'effort musculaire

Avant de discuter de ces modèles d'activation musculaire, il convient tout d'abord de bien comprendre le calcul de l'effort passant à travers un muscle. Cet effort représente la somme de deux composantes, l'une correspondant à la contribution passive des tissus musculaires F_{Passif} et l'autre à la contribution active issue de la contraction F_{Actif} telles que:

$$F_{Passif} = f_{Lpassif}(L(t)) \quad \text{(Eq. II-1)}$$

$$F_{Actif} = Activation \cdot F_{max} \cdot f_v(v(t)) \cdot f_L(L(t)) \quad \text{(Eq. II-2)}$$

Avec $L(t)$ et $v(t)$ donnant la longueur et la vitesse de raccourcissement du muscle en fonction du temps, F_{max} l'effort maximal que le muscle peut fournir, $f_{Lpassif}$ la loi de comportement passive du muscle et f_v et f_L les lois de comportement actif du muscle.

Les muscles passifs étant des tissus mous, ils n'opposent aucune résistance à un raccourcissement mais offrent une réponse hyperélastique lors d'un allongement de la longueur musculaire, décrite par la relation force-longueur passive $f_{Lpassif}$.

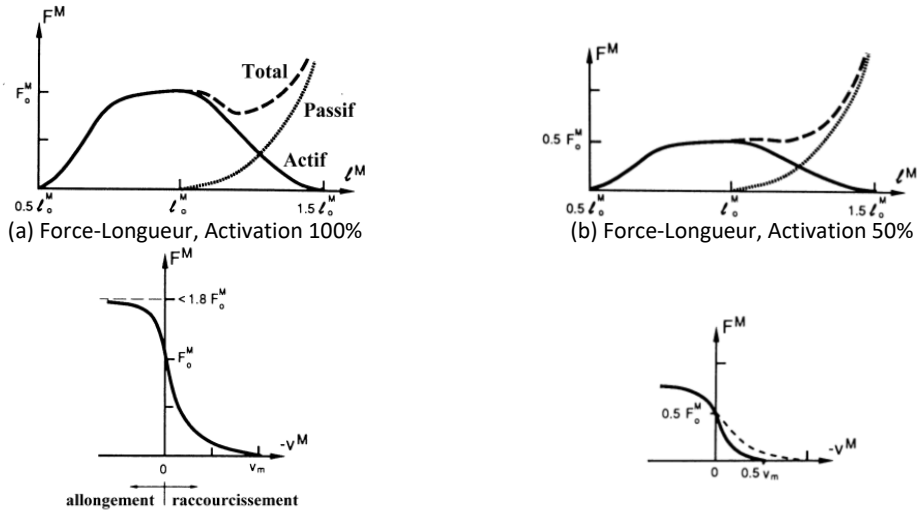
La contribution active du muscle F_{Actif} dépend de plusieurs facteurs. La loi force-longueur active f_L représente le fait que la capacité de génération d'effort est maximale lorsque les longueurs des sarcomères sont optimales, correspondant au compromis entre le recouvrement des filaments de myosines et la longueur de glissement permises aux filaments d'actines maximisant leurs interactions. La loi force-vitesse f_v traduit le fait que ces interactions de filaments ne sont pas instantanées et qu'une vitesse de raccourcissement lente permet de maximiser leur nombre, et donc de maximiser l'effort généré. Ces différentes lois de comportement sont illustrées dans la Figure II.2. L'effort maximal que peut générer le muscle en conditions optimales F_{max} est communément calculé par le produit :

$$F_{max} = \sigma_{max} \cdot PCSA \quad \text{(Eq. II-3)}$$

L'aire de la section physiologique ($PCSA$) est définie comme étant le ratio du volume du muscle sur la longueur moyenne de fibre. Le coefficient σ_{max} correspond à la capacité de génération d'effort par unité de surface, et porte différents noms selon les publications (tension spécifique, intensité musculaire, contrainte maximale admissible, gain musculaire, contrainte isométrique…). Sa valeur dépend du sujet et du muscle considéré, et est comprise entre 30 et 100 N/cm² (McGill & Norman, 1987; Reid & Costigan, 1987; Weis-Fogh et al., 1977).

Enfin, la force générée est associée au niveau d'activation par le processus de recrutement des fibres musculaires au cours de la contraction, commandée par le cerveau selon les sollicitations liées aux mouvements et aux charges externes. Ce sont ces valeurs d'activations que les modèles de quantification cherchent à déterminer.

Par ailleurs, il est important de souligner le rôle de la co-contraction des muscles antagonistes présente dans la majorité des sollicitations. Ces co-activations seraient essentielles à la stabilité du rachis (Choi, 2003) et les négliger pourraient causer une sous-estimation des charges spinales de 45 à 70 % (Granata & Marras, 1999). Des anomalies de cet antagonisme musculaire ont notamment été associées à la cervicalgie (Cheng et al., 2014; Falla et al., 2007).



(a) Force-Longueur, Activation 100%
(b) Force-Longueur, Activation 50%
(c) Force-Vitesse, Activation 100%
(d) Force-Vitesse, Activation 50%

Figure II.2 : Lois Force-Longueur et Force-Vitesse selon le niveau d'activation d'après Zajac (1989)

II.2.2 Approches de quantification d'activités musculaires

D'après le principe fondamental de la dynamique, il y a égalité entre la quantité d'accélération et la somme des forces internes et externes d'un segment, ce qui peut être formulé par un système de 6 équations pour chaque articulation. Si une partie des termes de ce système peut être identifiée par des mesures expérimentales, comme les forces externes, il demeure un trop grand nombre d'inconnues pour pouvoir déterminer une solution unique, en raison de la multiplicité des muscles et l'impossibilité de mesures intra-articulaires. Différents patterns d'activations peuvent satisfaire un même équilibre et répondre à une même sollicitation, c'est ce qu'on appelle le problème de redondance musculaire (Bernstein, 1967). Pour les modèles de quantification appliqués au rachis cervical de la littérature, synthétisés dans le Tableau II.4, on peut identifier trois approches communément utilisées pour résoudre ce problème : les méthodes à partir de mesures EMG, les méthodes d'optimisation et les méthodes hybrides combinant les deux. Une quatrième méthode

développée à l'Institut basée sur une hypothèse de proprioception et servant de fondations aux travaux de cette thèse sera également discutée.

II.2.2.1 Modèles d'activations par mesures EMG

L'électromyographie (EMG) permet de mesurer l'activité électrique des muscles liée à la contraction à l'aide d'électrodes placées dans leur périphérie, le plus souvent sur la peau. Ces mesures se déroulent lors d'essais dédiés au cours desquels les sujets accomplissent une action spécifique pendant que la cinématique et l'activité électrique sont mesurées. Des essais isométriques de contraction volontaire maximale (MVC) sont généralement nécessaires pour calibrer et normaliser les mesures EMG, pour ainsi établir une relation entre EMG et activation. A partir de ces activations peuvent donc être déduite les efforts musculaires générés et les charges intra-articulaires. La validation de ces modèles passe par la comparaison entre le moment développé par les muscles mesurés au cours des essais et celui calculé à partir des acquisitions EMG.

Il n'y a pas de consensus pour établir la loi entre $\frac{EMG}{EMG_{MVC}}$ et le niveau d'activation. La difficulté réside dans le fait qu'il n'est physiquement pas possible de mesurer l'activation musculaire et que les auteurs se retrouvent à mesurer $\frac{F_{muscle}}{F_{max}}$ de l'ensemble du segment. Des études ont été menées pour tenter de décrire plus finement cette relation en répétant les essais isométriques à différents niveaux de contraction, et ont montré que la relation pourraient être affines, bilinéaires ou quadratiques selon les régions du cou et selon les sujets (Lo Martire et al., 2017; Stokes et al., 1987).

Bien que seule l'activité des muscles superficiels puisse être mesurée par des EMG de surface, un des plus grands avantages de cette approche réside dans le fait qu'elle permet de prendre en compte l'activité des muscles antagonistes et donc de quantifier la co-contraction musculaire. Cependant, puisque cette approche ne prend pas en compte l'équilibre mécanique dans le processus de quantification, la différence entre les charges externes et les charges musculaires se répercute implicitement dans le chargement dans l'articulation et les tissus passifs, au risque de dépasser leur seuil physiologique.

II.2.2.2 Modèles d'activations par optimisation

Les approches par optimisation sont les plus communément utilisées pour résoudre le problème de la redondance musculaire. Elles consistent à calculer l'activation des muscles de sorte à satisfaire l'équilibre mécanique tout en minimisant une fonction coût.

Cette fonction exprime le plus souvent une quantité physiologique que le corps chercherait lui-même à minimiser. Ainsi, elle peut représenter des composantes du chargement intervertébral (Moroney et al., 1988a), la fatigue (Bayoglu et al., 2019; Chancey et al., 2003), une combinaison de ces grandeurs

(Fréchède et al., 2019; Helleur et al., 1985), ou encore le coût métabolique de la génération d'efforts (de Bruijn et al., 2016). A l'inverse, dans le cas d'applications dynamiques, l'optimisation se fait sur des paramètres cinématiques pour ajuster la réponse aux mesures expérimentales (Correia et al., 2020; Putra et al., 2019, 2021).

Ces modèles peuvent être validés par comparaison des activations musculaires déterminées par l'optimisation et celles mesurées par EMG (Helleur et al., 1985; Moroney et al., 1988a), par comparaison du moment calculé au moment mesuré dans la littérature (de Bruijn et al., 2016) ou en se comparant aux efforts musculaires et aux charges intra-articulaires d'autres modèles (Fréchède et al., 2019).

En revanche, ces approches par optimisation ne permettent pas de prendre en compte l'activité des muscles antagonistes, résultant en des patterns d'activations physiologiquement peu valides ou éloignés des mesures EMG (Moroney et al., 1988a). De plus, comme montré dans Choi & Vanderby (1999a), les résultats dépendent forcément de l'approche utilisée, mais aussi du choix de la fonction coût.

II.2.2.3 Modèles hybrides d'optimisation assistée par EMG

Les approches hybrides consistent à combiner les approches EMG et les approches d'optimisation. Les activités musculaires déduites à partir des mesures EMG servent de premières estimations qui sont ensuite affinées par optimisation pour mieux satisfaire l'équilibre mécanique. Cette optimisation consiste cette fois à minimiser l'écart entre le moment calculé généré par les muscles et le moment externe mesuré expérimentalement en calculant des gains de correction pour chaque muscle. L'écart entre le moment mesuré et le moment musculaire corrigé est alors évalué pour la validation de la méthode.

Ces approches hybrides permettent de profiter des avantages des deux approches précédentes : la vérification de l'équilibre mécanique grâce à l'optimisation et des patterns d'activations physiologiques avec co-contraction des muscles antagonistes grâce à l'EMG. Les problématiques liées à l'utilisation d'EMG (essais dédiés, relation EMG-activation) restent cependant entières.

II.2.2.4 Modèle proprioceptif

Au cours de la thèse de Van den Abbeele (2018) à l'Institut a été développée une approche basée sur une hypothèse de proprioception : les muscles agissent pour protéger le rachis de charges excessives. Son fonctionnement, son évaluation et ses limites sont décrits en détail dans l'Annexe B. A partir de l'équilibre statique d'une articulation intervertébrale et de l'estimation du chargement externe, on peut déterminer les charges intra-articulaires et les efforts musculaires.

Tableau II.4 : Revue des modèles de quantification d'activations et d'efforts musculaires du rachis cervical

	Auteurs	Seg-ment	Posture/ Cinématique	Mesure Fext	Muscle Géométrie	Eléments passifs	Approche	Section	σmax (N/cm²)	F-L	F-V	Evaluation	Validation
Optimisation	Helleur et al 1985	C0T1	X-ray	Load cell	-	Elém. Indiv.	Min(JL+Fm)	-	80	Non	Non	FE MVC (3 postures)	vs EMG pour 5 sujets
	Moroney et al 1988	C4C5	Marqueur C4 + casque	Masse segment Dynamomètre	Eycleshymer & Shoemaker, 1911	Non	Min (σmax) & min(compression)	sCSA scaled	Optim	Non	Non	Neutre, FE LB AR MVC isom.	vs EMG pour 14 sujets
	Chancey et al 2003 Dibb et al 2013	C0T1	Van Ee et al 2000		IRM C1T4 (5 H) Dissection (6 PMHS)	Groupé	Min(Σ(Fm/Fmax)) Max(Σ(Fm))	PCSA	Inclus dans F-L	Oui	Non	Traction FE dynamique Choc frontal	Localisation lésions Cinématique tête vs expériences
	De Bruijn et al 2016	C0T1	de Jager 1996	-	Borst et al 2011	Elém. Indiv.	Coût métabolique (Praagman2006)	PCSA	70	Oui	Oui	Neutre, FE LB AR MVC	Moment mesuré vs moment calculé T1C7
	Fréchède et al 2019	C0T1	Borst et al 2011	Moroney et al 1988	Borst et al 2011	Non	Min(JL) & Min(Σ(Fm))	PCSA	60	Non	Non	FE isom.	JL et Fm vs Moroney et al 1988 et Van den Abbeele 2018
	Bayoglu et al 2019	C0S1	-	-	Bayoglu et al 2017	Groupé	Fatigue	PCSA	100	Non	Non	Neutre FE LB AR	
	Putra et al 2019, 2021	C0T1	Sato et al 2014	-	Borst et al 2011 Standring 2008	Elém. Indiv.	Contrôle angle tête / Contrôle longueur musculaire vs expériences	PCSA	50	Non	Non	Choc arrière	Cinématique tête vs Sato et al 2014
	Corrales et al 2021	C0T1	NBDL	-	GHBMC	Elém.	Optimisation cinématique	PCSA		Non	Non	Choc frontal	
EMG	Netto et al 2008	C1T4	Caméra	Dynamomètre	IRM C1T4 (5 H)	Non	EMG	PCSA	35	Non	Non	FE (3 postures)	Moment mesuré vs moment calculé
	Huber 2013	C1C7	MoCap	Plateforme	-	Elém. Indiv.	EMG	-	-	Oui	Non	FE LB (3 sujets)	Moment mesuré vs moment calculé
EMG+Optim	Choi 2003 Choi and Vanderby 1999 2000	C4C5	-	Masse segment Transducer	Eycleshymer & Shoemaker, 1911	Non	EMG + Optim	sCSA scaled	35	Non	Non	FE LB AR MVC isom.	Moment mesuré vs moment calculé C4C5
	Barrett et al 2016, 2020	C0T1	Vicon	Load cell	BodyParts3D	Groupé	EMG + Optim Optimisation JL moment vs	PCSA	35	Oui	Oui	FE LB MVC isom.	JL vs Moroney et al 1988 et Snijders et al
	Alizadeh et al 2020	C0T1	MoCap	Load cell	IRM	Elém. Indiv.	EMG + Optim Optimisation JL moment vs expériences	-	Calibré	Oui	Oui	FE LB AR isom. FE LB AR dyn.	Moment mesuré vs moment calculé 10 sujets
Proprioceptif	Van den Abbeele 2018	C4C5	Moroney et al 1988		Eycleshymer & Shoemaker, 1911	Non	Proprioceptif JL < Seuils physio	sCSA	60	Non	Non	FE LB AR MVC isom.	JL et Fm vs Moroney et al 1988
		1 niv.	EOS (6 sujets)	Barycentremétrie	IRM (6 sujets)							Neutre	

[sCSA : Cross-sectional area from slice, PCSA: Physiological Cross-sectional area, JL: Joint Load, Fm: Force muscle, Fmax: Force muscle maximale, Fext : Charges extenes, F-L: Relation Force-Longueur, F-V : Relation Force-Vitesse, FE : Flexion-Extension, LB : Lateral Bending, AR : Axial Rotation, isom. : Essai isométrique, MVC: Maximal Voluntary Contraction]

Pour chaque composante de chargement, une fonction de régulation est calculée comme le ratio de la charge intervertébrale sur le seuil physiologique de l'articulation. Les muscles permettant alors de mieux contrecarrer cette charge sont alors appelés à se contracter, et donc à réguler cette fonction. Ainsi, l'activation des muscles est calculée de manière itérative jusqu'à obtenir des efforts et des moments intra-articulaires respectant les seuils physiologiques. Cette approche prend par ailleurs en compte les co-contractions antagonistes, en les calculant à partir des activations agonistes par une loi décrite par Zhou et al. (1996).

Ce modèle a été évalué par rapport à des modèles de la littérature en essais isométriques, en utilisant une géométrie identique. De par son approche statique et itérative, il ne nécessite pas d'essai cinématique ou de mesure EMG pour obtenir des patterns d'activations physiologiques. La géométrie musculosquelettique est personnalisée à partir d'images médicales. Il a par ailleurs été appliqué en position neutre sous charge gravitationnelle estimée par barycentremétrie à partir de stéréoradiographies. Néanmoins, il ne permet de ne prendre en compte l'équilibre que d'un seul niveau intervertébral et nécessite la segmentation d'images IRM pour la personnalisation musculaire.

II.2.2.5 Personnalisation de la géométrie et des paramètres

La personnalisation géométrique des muscles est essentielle puisque les efforts calculés en dépendent directement et sont ainsi très sensibles aux valeurs de PCSA (Vasavada et al., 1998). En outre, Vasavada et al. (2018) a montré que les différences de morphologie, mais aussi de posture et du rachis influençaient grandement les estimations de bras de levier de chaque muscle, de leurs contributions mécaniques, et donc les résultats des modèles de quantification. Malgré cela, les géométries utilisées dans les modèles présentés sont rarement sujet-spécifiques. La plupart utilisent des muscles issus de la littérature, représentant le 50e percentile ou issus de sujets post-mortem (Barrett, 2016; Bayoglu et al., 2019; Corrales & Cronin, 2021; Fréchède et al., 2019; Moroney et al., 1988a; Putra et al., 2019), mais certains emploient des images IRM pour mieux représenter la musculature de leurs sujets (Alizadeh et al., 2020a; Chancey et al., 2003; Netto et al., 2008). Si la majorité des auteurs utilisent bien la PCSA pour calculer l'effort musculaire, quelques auteurs utilisent malgré tout l'aire de la section dans une coupe donnée (Choi, 2003; Moroney et al., 1988a; Van den Abbeele, 2018). Il faut d'ailleurs noter que les auteurs utilisant des muscles sujet-spécifiques ont besoin de la longueur de fibres pour déterminer la PCSA, et doivent aussi se reposer sur des mesures cadavériques (Borst et al., 2011; Kamibayashi & Richmond, 1998; Van Ee et al., 2000).

La contribution des tissus passifs est souvent négligée (Choi, 2003; Fréchède et al., 2019; Moroney et al., 1988a; Netto et al., 2008), ou alors leurs comportements sont modélisés par un unique élément, représentant les ligaments et le disque (Bayoglu et al., 2019; Chancey et al., 2003). D'après Dibb

(2011), ces représentations simplifiées ont un effet considérable sur les estimations de la cinématique et des charges intervertébrales.

Rares sont les auteurs prenant en compte les relations Force-Longueur (Chancey et al., 2003; Huber, 2013) et Force-Vitesse (Alizadeh et al., 2020a; Barrett, 2016; de Bruijn et al., 2016). Lorsqu'elles le sont, les mêmes lois sont appliquées à tous les sujets, négligeant les différences dues à l'âge (Thelen, 2003) et de longueurs optimales de sarcomères selon les individus (Lieber et al., 1994; Walker & Schrodt, 1974).

La valeur de contrainte admissible σ_{max} est le plus souvent fixée entre 30 et 100 N/cm² (McGill & Norman, 1987) et est alors supposée identique à tous les muscles et tous les sujets, mais elle peut aussi être déterminée par optimisation. Elle faisait notamment partie de la fonction coût utilisée dans le modèle de Moroney et al. (1988a). Alizadeh et al. (2020a) ont directement optimisé des gains exprimés sous la forme de $\frac{\sigma_{max}}{EMG_{MVC}}$ au moment des essais de calibration EMG (Dufour et al., 2013).

II.2.2.6 Données d'entrée et compatibilité clinique

La grande majorité des modèles de quantification présentés nécessite des mesures expérimentales en entrée. Bien que de nombreux auteurs utilisent des résultats d'essais venant d'autres publications (Chancey et al., 2003; Corrales & Cronin, 2021; de Bruijn et al., 2016; Fréchède et al., 2019; Putra et al., 2019; Van den Abbeele, 2018), des examens et des essais dédiés sont nécessaires pour obtenir la posture, les efforts, la cinématique et les EMG spécifiques à chaque sujet durant chaque tâche.

Bien que des examens EMG soient parfois utilisés pour le diagnostic de pathologies neuromusculaires, leurs acquisitions pour le calcul d'efforts musculaires sont particulièrement contraignantes puisqu'elles requièrent une calibration impliquant souvent des essais de MVC. Ces derniers sont sensibles à la posture (Mirka, 1991), peuvent causer des douleurs pendant l'exercice (Keller et al., 1999) et pourraient même exposer les sujets à des lésions (Battié et al., 1989; Zeh et al., 1986), ce qui représente des risques d'autant plus difficiles à justifier pour des patients. Même si la méthode proposée par Dufour et al. (2013) permet d'éviter de passer par des MVC pour la calibration, de multiples mesures à différents niveaux de sollicitation restent nécessaires à la description de la relation EMG-activation. De plus, il est recommandé que les acquisitions et le traitement des EMG soient réalisés par du personnel expérimenté. Le positionnement des électrodes doit être précis pour éviter les zones tendineuses et d'innervation musculaire où l'activité électrique est la plus basse (Farina et al., 2004a; Queisser et al., 1994) ainsi que le phénomène de « cross-talking » où l'acquisition est perturbée par l'activité des muscles voisins (Farina et al., 2004b; Mesin, 2020). De plus, les EMG sont des signaux électriques de faibles amplitudes, sensibles aux bruits et aux artefacts, nécessitant un traitement méticuleux pour être exploités (Rose, 2011; Rota, 2013).

Les autres grandeurs expérimentales d'entrées requièrent quant à elles des outils de mesure peu communs en clinique : des cellules de charge ou des plateformes pour mesurer le chargement mécanique externe et des systèmes optoélectroniques pour quantifier la cinématique du mouvement.

La nécessité de ces essais expérimentaux et l'importance des données sujet-spécifiques rendent l'utilisation de la plupart de ces modèles difficile à envisager en routine clinique pour l'évaluation de patients et de traitements.

Le modèle présenté par Van den Abbeele (2018) avec une méthode basée sur la proprioception apparaît le plus compatible pour une application de ce type, en utilisant exclusivement de l'imagerie médicale. La géométrie musculaire est basée sur des images IRM tandis que les stéréoradiographies permettent de personnaliser le rachis et la posture des sujets, mais aussi le chargement mécanique par l'approche barycentremétrique (Amabile, 2016; Heidsieck et al., 2021; Steffen et al., 2010). En revanche, il présente deux limites principales pour une étude clinique.

La première est qu'il ne considère l'équilibre que d'une seule articulation intervertébrale à la fois. Les efforts musculaires déterminés à un niveau ne sont donc pas cohérents avec ceux déterminés à un autre. En plus d'être physiologiquement discutable, cette restriction est d'autant plus contraignante pour une évaluation clinique puisque des complications postopératoires, telles que l'ASD, peuvent subvenir aux niveaux adjacents à la chirurgie. Leur étude nécessite donc une prise en compte de plusieurs niveaux à la fois.

La seconde limitation concerne l'obtention de géométries musculaires sujet-spécifiques. La segmentation des images IRM est un processus fastidieux qui requière un temps considérable, incompatible avec le rythme d'une routine clinique. L'évaluation de méthodes simplifiées de personnalisation peut donc aider à progresser vers une utilisation clinique, pour autant que les approximations induites soient acceptables.

II.3 Synthèse et objectifs du projet

Bien que des facteurs de risques aient pu être identifiés, il reste des lacunes dans la compréhension des mécanismes de dégénérescence et d'émergence de complications suite aux traitements sur le rachis cervical. La modélisation numérique représente un outil précieux permettant l'analyse de divers paramètres mais aussi une personnalisation des propriétés géométriques, posturales et mécaniques. Son application a déjà et peut encore aider à approfondir la compréhension de ces mécanismes.

Nous avons pu voir que la méthode des éléments finis a contribué à l'évaluation de traitements et à l'identification de différences biomécaniques entre les chirurgies les plus souvent utilisées. En revanche, les modèles s'intéressant aux problématiques cliniques ne prennent que rarement en compte la musculature et les différences interindividuelles, sachant que ce sont des facteurs qui peuvent fortement influencer le comportement biomécanique (Cazzola et al., 2017; Laville, 2011; Maurel, Skalli, Lavaste, 1997; Vasavada et al., 2018). Si la combinaison d'éléments passifs et d'éléments Hill permettent bien de modéliser la contribution musculaire dans la réponse biomécanique du rachis, les activations qui leur sont attribuées sont bien souvent arbitrairement prédéfinies, et ce en dépit de l'importance d'une représentation biofidèle des conditions aux limites (Dibb et al., 2013).

Le calcul d'un pattern d'activations musculaires physiologiquement représentatif représente un problème auquel il n'y a pas de solution unique, comme le reflètent les différentes approches des modèles de quantification d'efforts musculaires. Globalement, les approches d'optimisations proposent des solutions mécaniquement viables, tandis que les approches EMG permettent d'obtenir des activations physiologiquement représentatives, et la combinaison de ces approches apparaît comme la plus pertinente. Par contre, en plus des difficultés inhérentes à l'exploitation de mesures EMG pour déterminer des efforts musculaires, toutes ces approches requièrent des données expérimentales de chargement mécanique et de quantification cinématique pour estimer les efforts développés. Leur acquisition nécessite dès lors des essais dédiés et des outils de mesure spécifiques, peu communs et difficiles à implémenter en routine clinique.

La volonté du programme de chaire BiomecAM a toujours été de développer des outils compatibles à une utilisation clinique, facilitant ainsi les acquisitions, les échanges avec le personnel médical et la vérification de leur pertinence dans l'évaluation des patients. C'est pourquoi notre attention se tourne vers le modèle proprioceptif présenté par Van den Abbeele (2018) qui propose de déterminer des efforts musculaires respectant les seuils physiologiques, satisfaisant l'équilibre mécanique avec prise en compte de l'antagonisme, et ce, exclusivement à partir d'images médicales. Son application en statique permet d'éviter des essais cinématiques, tandis que la personnalisation géométrique ne

requiert que des données d'imageries médicales. De plus, l'approche barycentremétrique (Amabile, 2016; Steffen et al., 2010) permet de déterminer un chargement gravitationnel sujet-spécifique seulement à partir de stéréoradiographies. Cependant, ce modèle ne prend en compte l'équilibre que d'un seul niveau vertébral et nécessite un traitement IRM conséquent pour la personnalisation musculaire, rendant l'application et l'interprétation clinique difficiles.

Enfin, on peut également remarquer que malgré le développement de ces outils d'analyse personnalisée, ils n'ont été que trop rarement appliqués sur des cohortes suffisamment grandes pour tirer des résultats statistiquement pertinents, ou même pour l'évaluation individuelle de patients.

Ainsi, l'objectif de cette thèse est double :

- Estimer la pertinence clinique des résultats des outils de modélisation musculosquelettique personnalisée du rachis cervical, malgré les fortes hypothèses et les données d'entrée limitées aux images médicales.
- Contribuer au développement de ces outils, en gardant la compatibilité avec une utilisation clinique en priorité.

La Partie III va tout d'abord s'intéresser à la pertinence clinique du chargement gravitationnel du rachis cervical inférieur que l'on peut directement déduire de stéréoradiographies par l'approche barycentremétrique, à la fois pour des sujets sains et pour des patients avant et après opération. Elle permettra notamment d'obtenir un chargement externe personnalisé, nécessaire à la partie suivante.

La Partie IV s'intéressera spécifiquement à la quantification des efforts musculaires et des charges intervertébrales par le modèle proprioceptif en trois sous-parties. La première portera sur son adaptation pour une prise en compte de l'équilibre de plusieurs niveaux. La seconde traitera de son application aux patients pré et postopératoire et abordera les différences de chargements observées suite à la chirurgie. Ensuite, dans l'effort de réduire le temps de traitement des images IRM, la troisième étape analysera les effets de différentes approches de personnalisation de géométrie musculaire sur les résultats du modèle proprioceptif et sur l'évaluation biomécanique des patients.

Finalement, la Partie V traitera de la réduction du modèle éléments finis sujet-spécifique du rachis cervical (Laville et al., 2009) pour le rendre plus compatible avec une application clinique et faciliter son couplage avec un modèle de quantification musculaire, qui permettrait de personnaliser entièrement les conditions aux limites utilisées dans les simulations.

Partie III : Etude barycentremétrique du rachis cervical pour sujets asymptomatiques et patients pré et postopératoires

Dans l'effort de déterminer un chargement articulaire sujet-spécifique du rachis cervical, il est tout d'abord nécessaire de déterminer les charges externes qui s'appliquent sur le sujet. La plupart des auteurs emploient des mesures de forces au cours d'essais à l'effort pour ensuite appliquer un modèle de quantification musculaire et ainsi pouvoir remonter au chargement articulaire. Cependant, ces essais nécessitent du temps et demeurent peu communs en clinique pour l'évaluation de patients. Il faut donc une méthode pour obtenir un chargement externe qui soit implémentable en routine clinique.

L'approche barycentremétrique proposée par Amabile *et al.* (2015, 2016) permet d'estimer l'action mécanique de la gravité le long de la colonne en utilisant exclusivement des modèles 3D du rachis et de l'enveloppe corporelle reconstruits à partir de radiographies biplanes (Humbert et al., 2009; Nérot et al., 2015; Rousseau et al., 2007). Le chapitre suivant présente l'application de cette méthode au rachis cervical de sujets sains et de patients en pré et postopératoire. La base de données des sujets sains a été constituée rétrospectivement par Heidsieck et al. (2021) à partir de différentes études menées à l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak. Les images médicales des patients ont été collectées auprès de l'Hôpital Pellegrin de Bordeaux et de l'Hôpital privé Francheville de Périgueux.

Ce travail a été réalisé en collaboration avec le Dr. Maxime Huneidi dans le cadre de son master de recherche. Mon apport dans cette étude a consisté à la reconstruction du rachis et de l'enveloppe des patients à partir de leurs stéréoradiographies, le traitement de ces données, ainsi qu'à l'analyse et la discussion des résultats. Cette étude fait l'objet d'une publication acceptée dans *Clinical Biomechanics* titrée "*Personalised gravitational loading of the cervical spine from biplanar X-rays for asymptomatic and clinical subjects in neutral standing position*", reproduite ci-dessous.

III.1 Introduction

Neck pain has been identified as one of the three most common musculoskeletal disorders (Trinh et al., 2006) and as the fourth leading cause for disability in the US (Murray et al., 2013). Its annual prevalence has been reported to range between 15 and 50% (Binder, 2008; Fejer et al., 2006; Fernández-De-Las-Peñas et al., 2011; Hogg-Johnson et al., 2009) and, with the soaring ubiquity of portable electronics and changes in lifestyle, is expected to keep rising (Côté et al., 2008; Vasavada et

al., 2015). It entails major societal and economic expenses in both direct (Dieleman et al., 2016) and indirect costs (Côté et al., 2009).

Surgery as a treatment to alleviate neck pain has been on a rising trend (Marquez-Lara et al., 2014; Wang et al., 2009). While anterior cervical discectomy and fusion (ACDF) appears to be the gold standard, total disc replacement (TDR) has become a motion-preserving alternative. Complications following surgery, such as adjacent segment disease (ASD), have been reported for both though (Bevevino & Hilibrand, 2016; Bible & Kang, 2016; Kong et al., 2016).

The burden neck pain represents to patients' quality of life and expenses makes it crucial to further prevention. Though some risk factors have been identified, including muscular dysfunction (Alpayci et al., 2016; Cheng et al., 2014; Falla et al., 2007; Fernández-de-las-Peñas et al., 2008) and sagittal posture (Lau et al., 2010) for neck pain and spine curvature for ASD (Katsuura et al., 2001; Xiong et al., 2020), a deeper understanding of cervical spine biomechanics and degeneration is still needed.

Numerical modelling can be a precious tool in that regard for assessing the influence of geometry, loading, for implant design and patient evaluation. While advancements have been made towards personalised geometry (John et al., 2019; Laville et al., 2009; Nikkhoo et al., 2019) and numerical implant evaluation (Gandhi et al., 2019; Mackiewicz et al., 2016; Rousseau et al., 2008), obtaining subject-specific loading remains challenging. Musculoskeletal models can actually yield personalised spinal loading but they require exertion trials including external loading and other measurements, such as motion capture and EMG (Alizadeh et al., 2020a; Moroney et al., 1988a; Mortensen et al., 2018). This experimental pre-requisite makes them difficult to implement into a clinical setting.

Recent developments of low-dose biplanar X-ray full-body acquisitions (Dubousset et al., 2010) in standing position with associated 3D reconstructions (Rousseau et al. 2007; Humbert et al. 2009; Nérot et al. 2015) allows subject-specific postural analysis in clinical routine. Particularly, reconstruction of the external envelope associated with density models allows an estimation of mass and the centre of mass of each body segment (Amabile et al., 2016). Computation of the barycentre of the body segment above a given joint allows estimation of the gravitational load taking into account subject-specific posture (Amabile et al., 2015). The clinical relevance of this barycentremetric approach has been assessed in the study of idiopathic scoliosis (Thenard et al., 2019).

Using a similar approach, the present study deals with obtaining subject-specific gravitational loading of the cervical spine from biplanar X-rays for both asymptomatic and clinical subjects. Decomposition of the resulting load should help quantify significant differences between age groups and between healthy/clinical subjects, providing insight regarding the mechanical effects of age, pathology and treatment.

III.2 Material and Methods

III.2.1 Populations

The control population was constituted from data of 118 healthy subjects (57 females, 61 males) of mean age 42.0 y.o. (SD: 11.5) acquired during previous studies (Heidsieck et al., 2021). Clinical exams were performed to ensure that the subjects presented no symptomatic lower limb nor spine pathology that could affect the spinal alignment and patient with a frontal Cobb angle over 20° were excluded.

The clinical population was made up of 46 patients (29 females, 16 males) of mean age 51.4 y.o. (SD: 11.5) experiencing neck pain and treated by surgery. Thirteen underwent TDR, including four with a CP-ESP prosthesis (FH Orthopedics) and nine using a Baguera prosthesis (SpineArt SA, Geneva, Switzerland), and the remaining 33 underwent ACDF. Their data were collected pre and post-surgery (follow-up ranged from 6 weeks to 2 months) in routine clinical practice.

Data acquisition was performed after subjects' written consent and approval by an ethics committee (Comité de Protection des Personnes CPP N° 2010/113, N° 06036 for control population, and N° 2014/89 for patients).

Populations under study were sorted into three age groups: younger than 40 y.o, between 40 and 60 y.o. and over 60 y.o., which will be referred to as G1, G2 and G3 respectively. Further details on the populations are available in Tableau III.1.

Tableau III.1: Control and clinical populations

	Control	Clinical					
Age group	$N_{subjects}$	$N_{subjects}$	Surgery	Surgery level			
				C3C4	C4C5	C5C6	C6C7
G1 < 40 y.o.	65	5	1 ACDF			1	
			4 TDR			2	2
G2 40-60 y.o.	27	33	24 ACDF	1	3	13	7
			9 TDR			4	5
G3 > 60 y.o.	26	8	8 ACDF			6	2
			0 TDR				

ACDF: Anterior Cervical Discectomy and Fusion; TDR: Total Disc Replacement

III.2.2 3D reconstructions and barycentremetry

Each subject underwent biplanar X-rays in free standing position (Steffen et al., 2010) acquired using an EOS system (EOS imaging SA., Paris, France). This allowed 3D reconstructions of the spine from C1 to L5 (Rousseau et al. 2007; Humbert et al. 2009) and of the body envelope from head to toe using a validated semi-automatic method (Nérot et al., 2015), briefly reminded hereafter. Manual positioning

of a few anatomical landmarks allowed morphing of a reference average template (either male or female). The resulting initial model was then retroprojected on each X-Rays and manually adjusted to fit the subject's contours.

From the 3D model of the spine, a plane was assessed at four intervertebral disc (IVD) levels (C3C4, C4C5, C5C6, C6C7) using the adjacent endplates, and a local frame was computed for each based on the vertebral frames as defined by Rousseau et al. (2007). Details of the method and the evaluation of its reproducibility are available in Annexe C.

The IVD planes were used to intersect the model of the body envelope. For each of them, the volume of everything above it was computed. Combined with a generic uniform density model for the head and neck (Dempster & Gaughran, 1967), body segment mass and barycentre were estimated; yielding the mechanical loading on each IVD due to gravity (Figure III.1a).

Said gravitational loading was decomposed from the local IVD frame (Figure III.1b) into force components: posteroanterior shear (Fx), mediolateral shear (Fy) and compression (Fz) and moment components: mediolateral (Mx), flexion-extension (My) and axial torsion (Mz). Posteroanterior and mediolateral moment arms from the disc centre to the centre of mass were measured, as well as the disc tilt angle with regards to the horizontal plane.

A reproducibility study (20 subjects, 2 operators, 2 times per operator) yielded standard deviations of uncertainty on IVD plane orientation of 1.3°, 1.6° and 1.5° in the frontal, sagittal and axial planes respectively. These uncertainties were used as random errors in a Monte-Carlo analysis repeated 2000 times for a healthy subject to quantify its impact on the components of the gravitational force.

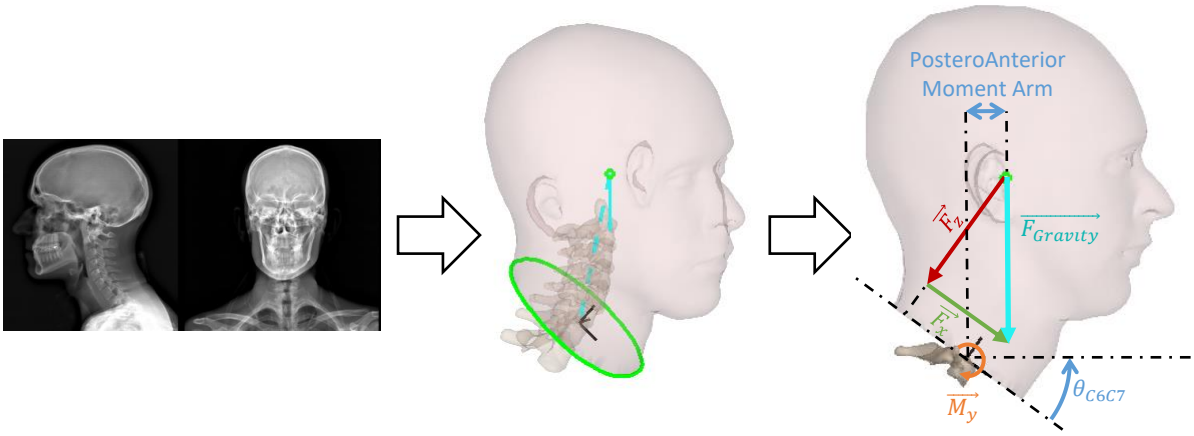


Figure III.1: (a) 3D reconstruction of the spine and body envelope from stereoradiographs (b) Sagittal illustration of the decomposition of the gravity force in the local C6C7 IVD frame.

III.2.3 Analysis and statistical tests

A linear correlation study was carried out for the asymptomatic populations to assess the influence of age, weight and height on head-neck mass, C6C7 disc angulation and posteroanterior and mediolateral moment arms to the disc centre.

Statistical tests were performed for each component of mechanical loading at the C6C7 level to compare groups G1, G2, G3 of the asymptomatic population; as well as between the G2 groups of the control and clinical populations pre and post-surgery. Distribution normality was evaluated using a Shapiro-Wilk test. Then, comparisons between groups were made via either ANOVA or Kruskal-Wallis test (depending on normality) followed by a post hoc analysis using the Tukey-Kramer method. Additionally, paired comparisons for each components at C6C7 between pre and post-surgery were performed using either paired t-tests or Wilcoxon signed-rank tests (depending on normality).

Finally, at each IVD level, normality and subnormality corridors were defined for each component based on the means and standard deviations (SD) from each group of the control population (median and interquartile range for non-normal distributions). Patients' results were considered normal if they were less than 1*SD away from the control mean value, subnormal if less than 2*SD away, and abnormal beyond. This analysis was performed at the C6C7 IVD and at the level upper-adjacent to the operated IVD.

Every significant difference and observation on load components from either statistical or corridor analysis was complemented with a similar analysis comparing moment arms and IVD tilt angle.

III.3 Results

Reconstruction of the cervical spine and the body envelope took 15 to 20 min per subject, and the associated loading was computed in a matter of seconds. Following the sensitivity analysis, the uncertainty on the C6C7 disc plane orientation yielded 95% confidence intervals lesser than 0.1 N for all three force components projected from the body segment weight.

As results regarding mediolateral and torsion moments were less than 0.5 Nm and that the associated analyses showed no significant difference between groups, the following results will focus on the other components.

III.3.1 Comparing asymptomatic subjects

Average mass of the head-neck segment above C6C7 of healthy subjects was 5.0 (SD: 0.7) kg. It was correlated with subjects' height (R^2=0.59, p=8.3 10^{-8}) and total body mass (R^2=0.57, p=2.5 10^{-21}), but not age (Figure III.2a). Regarding C6C7 sagittal tilt angle, only a low correlation with subject's age was found (R^2=0.2, p =5.7 10^{-7}) (Figure III.2b). G1 had a significantly lower sagittal tilt than G2 and G3 (p=0.028 and 2.5 10^{-6} respectively.) Average tilt angles were 19.5° (SD: 7.7), 24.4° (SD: 8.3) and 29.6° (SD: 8.8) for G1, G2 and G3 respectively. Posteroanterior and mediolateral moment arms were not correlated to age, total mass or height, and were on average of 23 (SD: 14) mm and 2.7 (SD: 8) mm respectively.

All components of the loading at C6C7 were normally distributed for the control G1 and G3 groups. For the control G2 group, only the compression and mediolateral moment components were not normally distributed (p=0.03 and 0.04 respectively). Variance analysis (Figure III.3) showed that control G1 had significantly lower posteroanterior shear than control G2 and G3 (p=0.034 and $7.32 \cdot 10^{-4}$ respectively) as well as significantly higher compression than control G3 (p=0.006).

The mean and SD values of each component at each IVD, which were instrumental in defining normality corridors, are available in Tableau III.2.

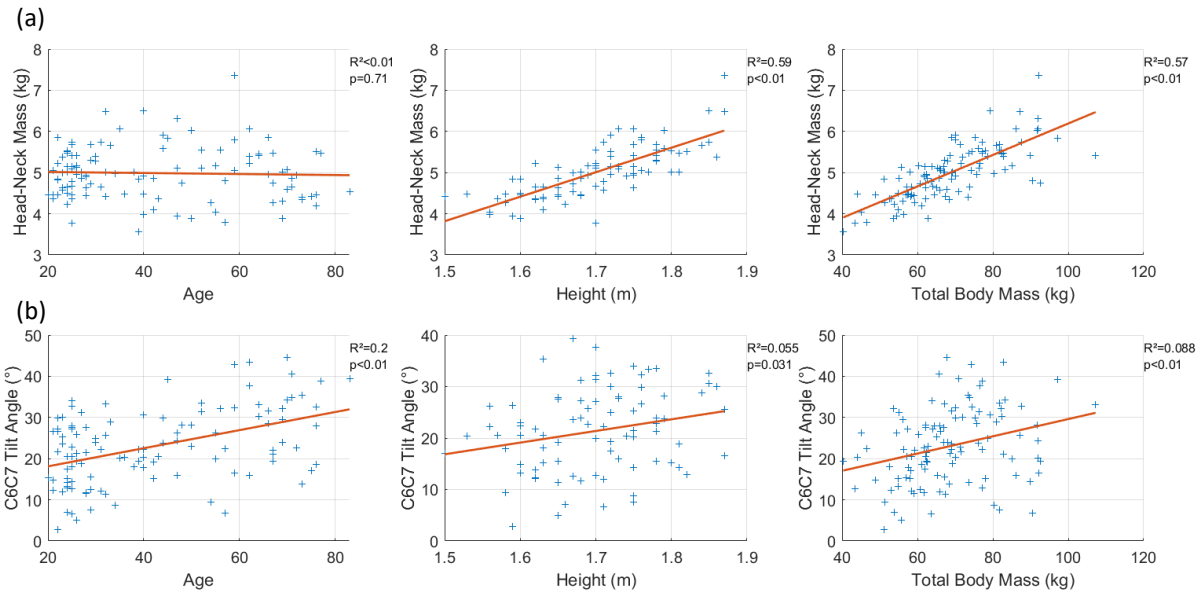


Figure III.2 : Correlation study of the head-neck mass (a) and the C6C7 tilt angle (b) with subjects' age, height and total body mass. Tilt angle is measured positive clockwise to horizontal, illustrated as ϑ_{C6C7} in Figure III.1b.

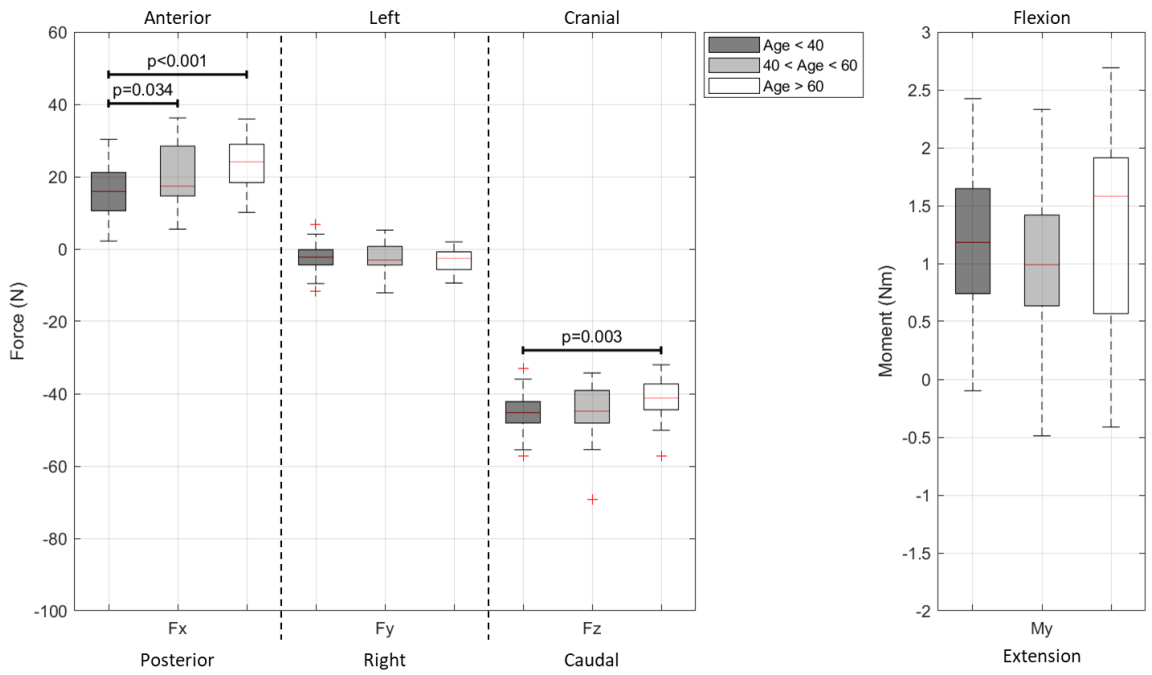


Figure III.3 : Distribution of the components of the gravitational loading at C6C7 for asymptomatic subjects. Shear and compression components are on the left-hand side, flexion-extension moment component on the right-hand side. Horizontal bars indicate significant differences.

Tableau III.2 : Mean (SD) values of each component of the gravitational load for asymptomatic subjects of different age groups at each IVD level

Level	Age group	Posteroanterior shear Fx (N)	Mediolateral shear Fy (N)	Compression Fz (N)	Flexion-Extension moment My (Nm)
C3C4	< 40 y.o.	18,5 (5,3)	-1,5 (3,0)	-37,9 (4,3)	0,67 (0,46)
	40-60 y.o.	18,0 (4,3)	-1,1 (3,4)	-39,5 (7,6)	0,47 (0,39)
	> 60 y.o.	19,2 (6,5)	-2,1 (3,7)	-37,1 (4,9)	0,66 (0,56)
C4C5	< 40 y.o.	18,1 (5,5)	-1,8 (3,5)	-40,4 (5,4)	0,84 (0,51)
	40-60 y.o.	18,5 (7,1)	-1,6 (3,9)	-41,0 (11)	0,61 (0,49)
	> 60 y.o.	20,0 (6,8)	-2,5 (3,5)	-38,8 (4,8)	0,83 (0,66)
C5C6	< 40 y.o.	**17,2 (6,1)***	-2,1 (3,6)	**-43,0 (4,7)***	0,97 (0,58)
	40-60 y.o.	20,0 (7,5)	-1,7 (4,2)	-42,6 (9,2)	0,78 (0,54)
	> 60 y.o.	**22,8 (7,3)***	-3,0 (3,4)	**-39,1 (5,4)***	1,0 (0,74)
C6C7	< 40 y.o.	**16,2 (6,8)*,****	-2,4 (3,6)	**-45,5 (4,7)***	1,1 (0,65)
	40-60 y.o.	**20,5 (8,3)****	-2,3 (4,2)	-44,8 (9)	1,0 (0,64)
	> 60 y.o.	**23,4 (7,1)***	-3,0 (3,2)	**-41,2 (5,7)***	1,3 (0,84)

Numbers in bold indicate the significantly different groups, with associated p values: *0.02 ≤ p ≤ 0.05 **p ≤ 0.005

III.3.2 Comparing control, pre and post-surgery

III.3.2.1 Statistical analysis at C6C7 for subjects between 40 and 60 y.o.

Components of C6C7 loading for control-G2 were normally distributed except in compression (p=0.031), mediolateral moment (p=0.039) and in torsion (p=0.35). For preoperative-G2, only the flexion-extension moment was not (p=0.067). Finally, for postoperative-G2 only the compression (p=0.010) and torsion (p=0.0031) components were not normally distributed.

Group comparisons (Figure III.4) found mediolateral shear was significantly closer to zero in the preoperative than in the control group (p=0.026). This observation was confirmed by a significantly higher frontal tilt angle for control than for preop subjects (p=0.022). Furthermore, the paired analysis highlighted a significantly lower posteroanterior shear ($p=1.31 \cdot 10^{-4}$) before surgery than after. Similarly, preoperative sagittal tilt angle was found significantly lower than post-surgery ($p=4.53 \cdot 10^{-5}$).

III.3.2.2 Corridor analysis

Tableau III.3 shows the evolution of the number of clinical subjects with weight components within the normality and subnormality corridors in pre and postoperative at C6C7 and at the level upper-adjacent to the surgery.

At C6C7, except in mediolateral shear, consistently more subjects were considered normal after surgery. Similarly, regarding individual patients changing corridors, up to three more of them got closer to normality than those that got further from it for posteroanterior shear, compression and flexion-moment.

At the upper level adjacent to the operation, a few more subjects got further from normality regarding effort components. Regarding the flexion-extension moment, 14 subjects (30% of the population) changed corridors towards normality, over three times as many as those that got further away from it. Anteroposterior moment arm of that level followed the same trend, with 13 subjects getting closer to normality.

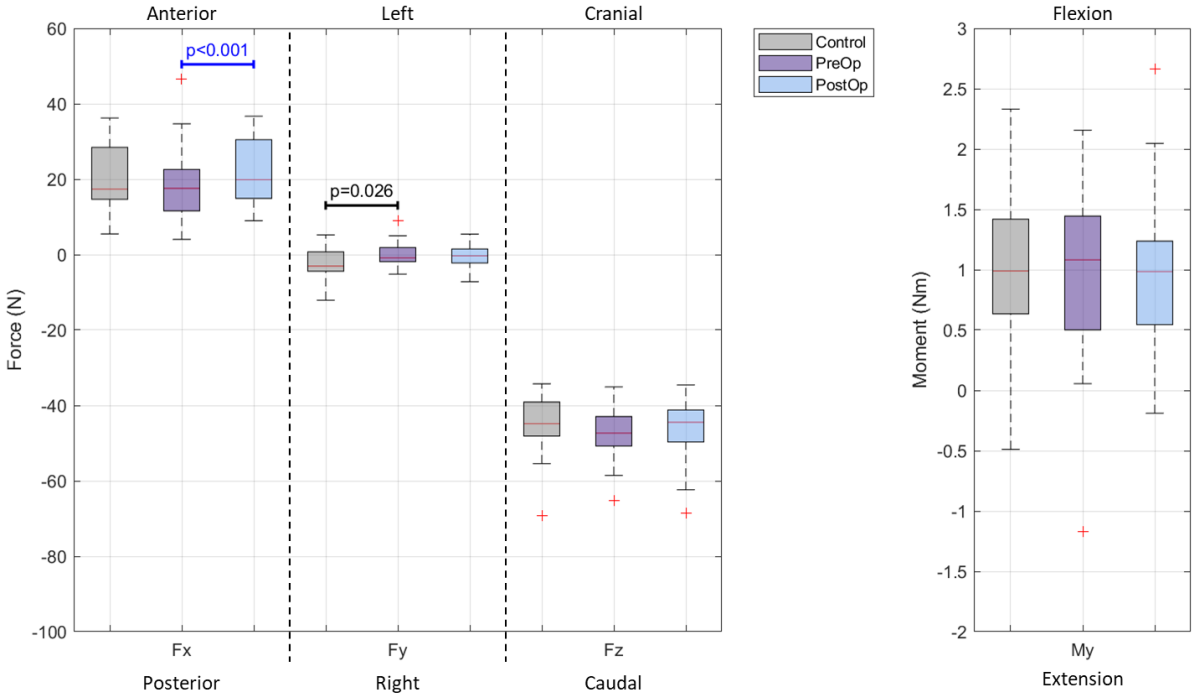


Figure III.4 : Distribution of the components of the gravitational loading at C6C7 for asymptomatic, pre and postoperative subjects. Shear and compression components are on the left-hand side, flexion-extension moment component on the right-hand side. Black and blue horizontal bars indicate significant differences from variance and paired analysis respectively.

Tableau III.3 : Evolution of the gravitational load components following surgery with regards to the corridors from control subjects at C6C7 and at the level upper-adjacent to the operated IVD.

		Posteroanterior shear Fx (N)			Mediolateral shear Fy (N)			Compression Fz (N)			Flexion-Extension moment My (Nm)		
		N_{norm}	N_{sub}	N_a	N_{norm}	N_{sub}	N_a	N_{norm}	N_{sub}	N_a	N_{norm}	N_{sub}	N_a
C6C7	PreOp	25	20	1	35	9	2	34	9	3	29	13	1
	PostOp	27	18	1	32	14	0	36	7	3	32	16	1
	Evolution	$N^+ = 10$	$N^- = 8$		$N^+ = 5$	$N^- = 7$		$N^+ = 3$	$N^- = 1$		$N^+ = 10$	$N^- = 7$	
		N_{norm}	N_{sub}	N_a	N_{norm}	N_{sub}	N_a	N_{norm}	N_{sub}	N_a	N_{norm}	N_{sub}	N_a
Upper-adjacent	PreOp	26	14	5	36	8	1	35	9	1	25	19	1
	PostOp	24	18	3	34	10	1	33	11	1	37	6	2
	Evolution	$N^+ = 8$	$N^- = 9$		$N^+ = 5$	$N^- = 7$		$N^+ = 5$	$N^- = 6$		$N^+ = 14$	$N^- = 4$	

N_{norm}, N_{sub} and N_a correspond to numbers of subjects that are considered normal, subnormal or abnormal respectively
N^+ (respectively N^-) correspond to number of subjects changing corridor by getting closer (respectively further) to the mean value of the control group.

III.4 Discussion

This present work aimed at developing a method to compute personalised mechanical loading of the cervical spine from medical images. From biplanar radiographs, the mass of the head-neck segment, moment arms and gravitational loading in standing position were quantified at multiple IVD levels for both asymptomatic and clinical subjects pre and postoperative. The method used was fast, only required medical images and reconstruction time could be cut down further using automation (Gajny et al., 2019). The robustness of the method was verified with respect to the uncertainties associated with spine reconstruction.

While the presented approach yields subject-specific gravitational loadings of the cervical spine in neutral standing position, as it does not account for muscular response, it provides an incomplete spinal loading. For instance, though the external compression from this barycentremetric approach may correspond to 75% of the actual intervertebral joint compression assessed with a proprioception-based muscle model (Van den Abbeele et al., 2018), it appears to represent less than 50% of the joint compression from other models (Barrett et al., 2020; Bayoglu et al., 2019; Moroney et al., 1988a). As such, the resulting loading from the present method should be used as input to employ muscle force quantification models.

III.4.1 Asymptomatic subjects

The mass of the head-neck segment of asymptomatic subjects above the C6C7 disc level estimated in this study are consistent with the values reported in the literature (Clauser et al., 1969; Dempster & Gaughran, 1967; Yoganandan et al., 2009). Its correlation with subject weight and height could be explained by the slight increase in segment volume related to these two variables.

Correlation and statistical analyses showed a significant increase of the tilt angle of C6C7, i.e. the IVD becomes more vertical, with age. This observation is consistent with studies on the effect of age on cervical alignment in asymptomatic subjects, reporting changes in lordosis (Gore et al., 1986; Klinich et al., 2004; Liu et al., 2019) and an increase in thoracic kyphosis (Boyle et al., 2002). Cervical spine tissue degeneration is also very common, with up to 81% of healthy subjects showing signs of it within 10 years (Okada et al., 2009) without experiencing symptoms, and has been associated with postural changes (Gore et al., 1986). No such observation could be made regarding the moment arms.

The present study quantifies the influence of this change in alignment on the gravitational loading of C6C7 and shows a significant increase in posterior-anterior shear and a significant decrease in compression between G1 and G3. This observation reflects C6C7 becoming more vertical with age, which tends to align the local posterior-anterior direction of the IVD with that of gravity. Though the

increase in shear may be rather small - from 16.2 (SD 6.8) N to 23.4 (SD 7.1) N – it may indicate a less economical posture for aging subjects, requiring a higher muscular response and making them more susceptible to fatigue.

III.4.2 Control and clinical subjects

Statistical comparisons performed for subjects between 40 and 60 y.o. mainly revealed a significant difference between asymptomatic and preoperative subjects in mediolateral shear stress at C6C7. This difference was not apparent for postoperative patients, which was consistent with the frontal tilt of the disc getting closer to control values after surgery. The paired analysis showed the C6C7 became significantly more vertical, thus significantly increasing the posterior-anterior shear component between pre and postoperative. Studying the evolution of patients with regards to the normality corridors from the control group mainly showed improvement for the flexion-extension moment at the IVD upper-adjacent to the operated level, stemming from a change in gravitational moment arm.

However, these observations are limited by the absence of evaluation of the evolution of pain for the patients, as well as by the very short postoperative follow-up. Studies with much longer postoperative follow-ups have demonstrated changes in cervical alignment in both arthrodesis (Hyun et al., 2017; Lan et al., 2019) and arthroplasty (Guérin et al., 2012; Kim et al., 2008; Wang et al., 2021). Some of these changes have been identified as risk factors for complications such as ASD (Katsuura et al., 2001; Xiong et al., 2020) and pseudarthrosis (Choi et al., 2017).

Another limitation of this study is the small number of patients. Although there were 33 patients treated with arthrodesis, only a dozen underwent an arthroplasty. Further longitudinal studies performed on a larger population could investigate the gravitational loads not only at the upper adjacent level but also at the operated and lower adjacent level, both for non fusion and for fusion techniques. This would increase our understanding on how gravitational forces analysis, in relation with subject specific posture, can impact the clinical outcome.

III.5 Conclusion

In this article was described a method to obtain personalised external loading of the cervical spine in neutral standing position and its decomposition in local IVD frames using biplanar X-rays exclusively. Comparisons between populations yielded significantly different loadings among asymptomatic subjects as well as pre and postoperative patients in posterior-anterior shear and compression. The present method should be easier to implement in a clinical setting than exertion trials and provide necessary inputs to muscle force quantification models and actual joint load assessment for patient evaluation.

Dans cette partie, nous avons obtenu le chargement gravitationnel personnalisé du rachis cervical à partir de radiographies biplans. Nous avons notamment pu observer des changements posturaux qui seraient responsables de différences significatives chez des patients souffrant de cervicalgie avant et après chirurgie au niveau C6C7, mais aussi un chargement plus proche de celui des sujets sains au niveau sus-jacent à l'opération. Ce chargement gravitationnel correspond à un chargement externe nécessaire à l'application d'un modèle de quantification musculaire. La partie suivante s'intéressera donc aux résultats que l'on peut obtenir à partir du modèle proprioceptif, et ainsi étudier l'influence de la chirurgie, des changements de posture et de chargement associés sur les efforts musculaires et aux charges intra-articulaires.

Partie IV : Quantification des efforts musculaires et du chargement intra-articulaire

La prévention des douleurs et de la dégénérescence du rachis cervical représente un enjeu social et économique clé dont l'étiologie est encore méconnue. La surcharge mécanique et un comportement musculaire anormal y seraient associés (Alpayci et al., 2016; Cheng et al., 2014; Falla et al., 2007; Fernández-de-las-Peñas et al., 2008). La quantification des efforts intervertébraux et des forces musculaires semble pouvoir aider à approfondir notre compréhension du rachis cervical et de sa dégénérescence.

Avant de s'intéresser à la quantification musculaire sur les patients de l'étude précédente, cette partie abordera tout d'abord les modifications apportées au modèle proprioceptif notamment pour une prise en compte de plusieurs niveaux, qui permettra l'étude des niveaux adjacents à une opération. Elle traitera ensuite de son application sur les patients dans le cadre d'une évaluation clinique pour quantifier l'évolution des charges intervertébrales et musculaires suite à la chirurgie. Enfin, nous nous intéresserons à l'influence de différentes approches de personnalisation de la géométrie musculaire sur les résultats et les évolutions cliniques que l'on peut en tirer.

IV.1 Adaptation du modèle proprioceptif à une application multi-niveaux

Le modèle proprioceptif à un niveau cervical (Van den Abbeele et al., 2018) est un modèle qui part de l'hypothèse que l'activité des muscles intervient pour protéger l'intégrité du rachis des charges intervertébrales excessives. A partir des sollicitations mécaniques externes et de l'anatomie du sujet, il permet de quantifier les efforts musculaires de sorte que le chargement intra-articulaire respecte des seuils physiologiques. Son fonctionnement détaillé est disponible en Annexe B.

En revanche, l'une des limitations de ce modèle est qu'il ne prend en compte l'équilibre que d'une seule articulation et la géométrie locale associée. En conséquence, bien que cette approche parvienne à donner un résultat à n'importe quel niveau, la réponse musculaire trouvée suite à une application en C5C6 ne sera pas nécessairement cohérente avec celle trouvée en C6C7 par exemple. En plus d'être difficilement justifiable d'un point de vue physiologique, cette limite est d'autant plus contraignante pour l'évaluation d'un patient suite à une chirurgie puisque des changements mécaniques et des complications peuvent subvenir aux niveaux adjacents.

Plus spécifiquement, si on applique ce modèle aux quatre articulations C3C4, C4C5, C5C6 et C6C7, l'équilibre mécanique de chacune est toujours assuré par l'égalité des efforts externes avec les efforts

internes (i.e. articulaires, musculaires et passifs). Ces équilibres se traduisent en 4 systèmes de 6 équations, chacun résolu par une boucle de régulation basée sur la même hypothèse fondamentale : la réponse musculaire protège l'intégrité du rachis. Le problème se situe dans le fait que chaque système se retrouve alors avec son propre jeu de $N_{muscles}$ activations musculaires, ce qui revient à avoir un système de 24 équations et $4 \cdot N_{muscles}$ variables à réguler.

C'est dans le but de réduire et de résoudre ce système de 24 équations avec seulement $N_{muscles}$ variables à réguler que des modifications ont été apportées au modèle proprioceptif, en faisant l'hypothèse de l'uniformité des activations et efforts musculaires à chaque niveau vertébral. L'approche de ces modifications était conservatrice, minimisant les nouvelles hypothèses, les changements de la boucle de régulation et des inputs, et permet d'étendre l'application du modèle proprioceptif au rachis cervical inférieur de C3 à C7.

Par la suite, nous noterons les indices nv allant de 1 à 4 correspondant aux niveaux intervertébraux des articulations prises en compte (de C3C4 à C6C7) et i allant de 1 à 6, correspondant aux composantes de chargement (efforts et moments dans les 3 directions locales).

IV.1.1 Modifications apportées

Les modifications apportées à la boucle de régulation sont illustrées en bleu dans la Figure IV.1.

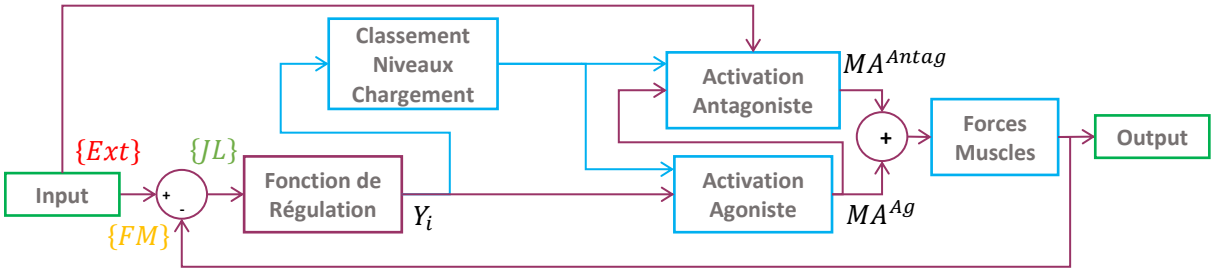


Figure IV.1 : Modifications de la boucle de régulation du modèle proprioceptif pour une application multi-niveaux

IV.1.1.1 Classement des niveaux selon leur chargement

Similairement au modèle original, est définie une fonction de régulation $Y_{i,nv}$ modélisant l'appel progressif à l'action musculaire lorsque le chargement articulaire se rapproche ou dépasse le seuil physiologique. Elle est donc calculée pour chacune des 24 équations à partir du ratio entre les charges intervertébrales $JL_{i,nv}$ et les seuils physiologiques TH_i avec un gain α :

$$Y_{i,nv} = \alpha \cdot \left(\frac{JL_{i,nv}}{TH_i}\right)^3 \qquad \text{(Eq. IV-1)}$$

Le modèle mono-niveau part directement de cette fonction de régulation pour calculer l'excitation des muscles à partir de leur géométrie locale et arriver à leur activation. C'est ici qu'apparaît la discordance d'activations entre les niveaux. En effet, l'effort articulaire JL étant différent d'un niveau

à l'autre, la fonction de régulation l'est également. Il en est de même pour la géométrie locale de chaque muscle, qui change en termes de section, de bras de levier et de direction de la ligne d'action.

En respectant l'hypothèse de protection du rachis, on suppose alors que les niveaux intervertébraux les plus sollicités guideront l'appel à régulation et l'activation des muscles. On cherche alors à associer des coefficients de pondération $\{\beta_a < \beta_b < \beta_c < \beta_d\}$ à chaque articulation selon son niveau de chargement. Pour obtenir ce dernier, on compare les sommes des valeurs absolues des fonctions de régulation de l'articulation, ce qui revient à comparer entre chaque niveau :

$$\sum_{i=1}^{6} \left| \frac{JL_{i,nv}}{TH_i} \right| \qquad \text{(Eq. IV-2)}$$

Ainsi le niveau le plus chargé se verra attribué le coefficient β_d et le moins chargé β_a.

IV.1.1.2 Calcul des activations musculaires

On calcule alors l'excitation ME_j du muscle j par moyenne pondérée de son appel à activation à chaque niveau :

$$ME_j = \frac{1}{\sum \beta_{nv}} \sum_{nv=1}^{4} \beta_{nv} \cdot ME_{j,nv} \qquad \text{(Eq. IV-3)}$$

Avec $ME_{j,nv}$ l'excitation que calculerait le modèle original pour le muscle j au niveau nv (Eq. B-3)(Eq. B-4). On détermine ensuite l'activation du muscle comme dans le modèle d'origine, en modélisant le recrutement progressif des fibres par une sigmoïde positive (Figure B.3)(Eq. B-5).

Similairement, on calcule l'activation antagoniste ${MA_j}^{Antag}$ par moyenne pondérée des activations antagonistes que déterminerait le modèle mono-niveau.

$${MA_j}^{Antag} = \frac{1}{\sum \beta_{nv}} \sum_{nv=1}^{4} \beta_{nv} \cdot {MA_{j,nv}}^{Antag} \qquad \text{(Eq. IV-4)}$$

Avec ${MA_{j,nv}}^{Antag}$ l'activation antagoniste mono-niveau du muscle j (Eq. B-7) dépendant de l'activation agoniste des autres muscles, de la géométrie musculaire locale, et d'un facteur de co-contraction antagoniste calculé à partir du chargement externe selon Zhou et al. (1996) (Figure B.4).

Cette fois encore, l'activation totale MA_j du muscle j est obtenue en sommant ses activations agoniste et antagoniste.

IV.1.1.3 Calcul de l'effort musculaire et du chargement intervertébral

Le calcul de l'effort musculaire dans le modèle mono-niveau dépend de la géométrie locale du muscle et de son activation. Pour respecter l'hypothèse d'unicité de l'effort le long des muscles sans nécessiter de donnée supplémentaire, il a été choisi de calculer l'effort musculaire F_{M_j} comme suit :

$$F_{M_j} = MA_j \cdot \sigma_{max} \cdot CSA_{max,j} \quad \text{(Eq. IV-5)}$$

Avec $CSA_{max,j}$ l'aire de la section du muscle j la plus grande sur les 4 niveaux et σ_{max} la contrainte maximale admissible, encore fixée à 60 N/cm².

Enfin, comme dans le modèle original, à partir de ces efforts musculaires, des géométries locales (lignes d'action, bras de levier) à chaque niveau et du chargement externe, on peut déterminer les charges intra-articulaires au niveaux C3C4, C4C5, C5C6 et C6C7, en réitérant la boucle de régulation jusqu'à ce que celles-ci respectent les seuils physiologiques fixés.

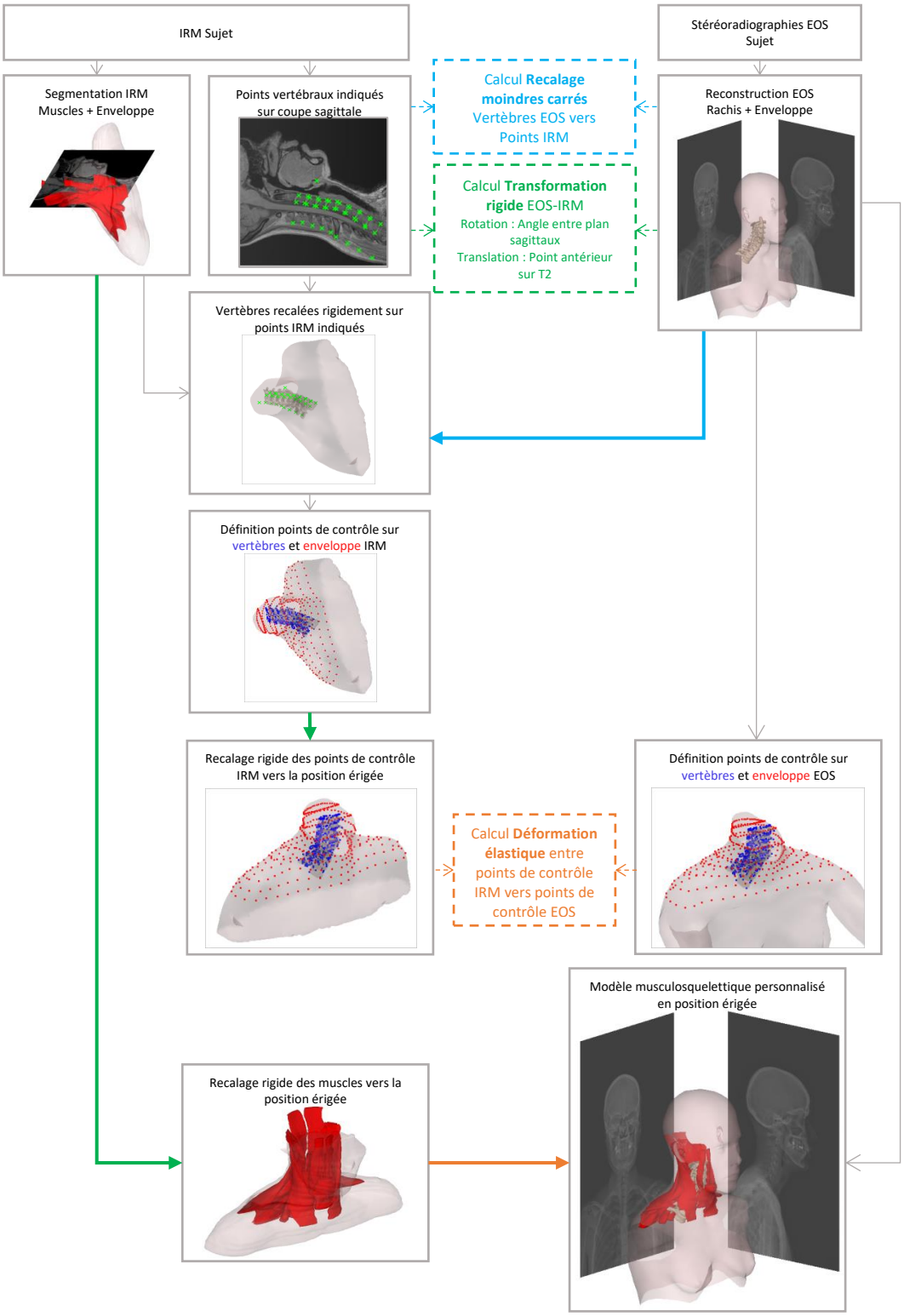
IV.1.2 Evaluation préliminaire

Une évaluation similaire à celle décrite dans (Van den Abbeele et al., 2018) n'est pas possible pour le modèle multi-niveaux puisqu'il nécessite plus de données en entrée : la géométrie musculaire et le chargement externe dans le référentiel local à chacun des 4 niveaux. Il a donc été choisi d'appliquer le modèle multi-niveaux à une cohorte de sujets sains de sorte à pouvoir obtenir les données géométriques nécessaires, et d'analyser les résultats en position neutre et en efforts isométriques simulés. Ceux-ci ont été comparés à des modèles de la littérature, de géométries différentes, soumis à des conditions similaires.

IV.1.2.1 Sujets et géométrie musculosquelettique personnalisée

La cohorte d'évaluation était constituée de six sujets asymptomatiques (28 ± 4 ans, 69.7 ± 9.6 kg, 2F/4M) qui ont déjà permis l'étude de Van den Abbeele (2018). Des radiographies biplanes, acquises en position érigée à l'aide d'un système EOS (EOS Imaging SA, Paris, France), ont permis la reconstruction 3D du rachis cervical C0-T3 (Humbert et al., 2009; Lansade, 2009; Rousseau et al., 2007) et de l'enveloppe corporelle (Nérot et al., 2015). Les images IRM de l'ensemble tête-cou, acquises en position allongée avec un système Philips Achieva 1.5 T (Philips Medical Systems, Koninklijke Philips N.V. Amsterdam, Pays-Bas), ont quant à elles servi pour l'obtention d'une modélisation de 21 muscles de la colonne (Jolivet et al., 2009; Li et al., 2014) et de l'enveloppe externe.

Pour obtenir la géométrie musculaire en position érigée, a été utilisée la méthode de krigeage (Trochu, 1993). Cette procédure, illustrée dans la Figure IV.2, repose sur des points de contrôle anatomiques indiqués sur les vertèbres et l'enveloppe corporelle des reconstructions EOS et IRM. Après un recalage rigide des points vertèbres IRM sur leurs homologues EOS, on calcule la matrice de transformation qui permet la déformation de l'ensemble des points de contrôle IRM vers les points de contrôle EOS. Cette transformation est ensuite appliquée aux reconstructions musculaires issues de l'IRM, et on obtient ainsi la musculature cervicale du sujet en position érigée.



Les calculs des recalages et des déformations sont représentés en couleur et en pointillés. L'application de la transformation associée est représentée par des flèches de la couleur correspondante.

Figure IV.2 : Procédure d'obtention du modèle musculosquelettique personnalisé en position érigée à partir des images IRM et radiographiques

La ligne d'action de chaque muscle est calculée en faisant passer une spline par le centre de 20 sections axiales du muscle (Figure IV.3a). Des plans intervertébraux et des repères locaux aux niveaux C3C4, C4C5, C5C6 et C6C7 sont alors calculés à partir des reconstructions et des repères vertébraux (Rousseau et al., 2007). Leur construction est détaillée en Annexe C. Ces plans servent alors à couper les muscles (Figure IV.3b), et on obtient ainsi la section, le bras de levier par rapport au centre du disque et la direction locale de la ligne d'action de tous les muscles à chaque niveau intervertébral (Figure IV.3c).

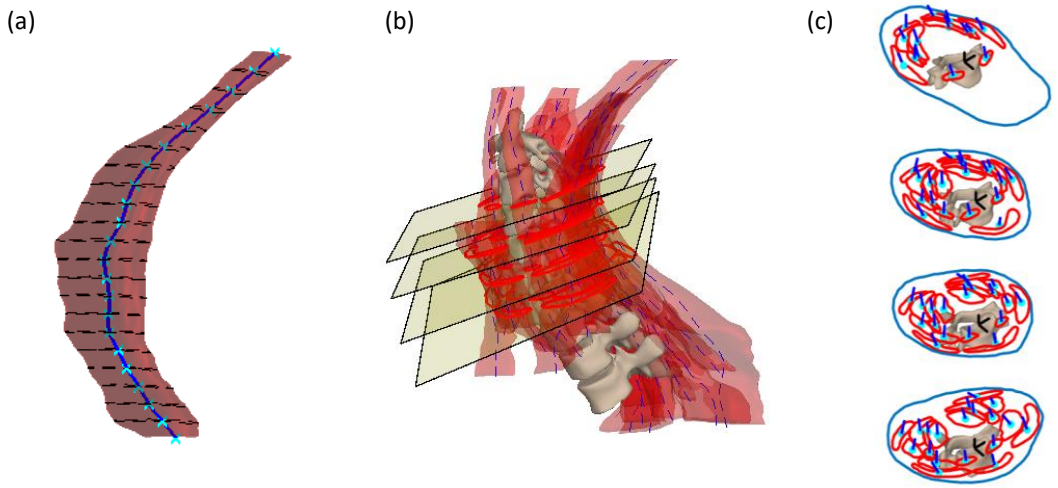


Figure IV.3 : Obtention de la géométrie musculaire locale aux 4 niveaux (a) Estimation de la ligne neutre d'un muscle (b) Intersection des muscles par les 4 plans intervertébraux (c) Géométries locales

IV.1.2.2 Chargement externe personnalisé et évaluation du modèle

Pour chaque sujet, le chargement des quatre niveaux dû à la gravité a été déterminé à partir des reconstructions du rachis cervical et de l'enveloppe corporelle avec l'approche barycentremétrique présentée dans la Partie III. Les géométries et chargements gravitationnels ont alors servi d'entrées aux modèles mono-niveau et multi-niveaux pour l'évaluation en position neutre érigée. Les chargements intra-articulaires résultants ont été comparés aux résultats de Barrett et al. (2020), Bayoglu et al. (2019) et Moroney et al. (1988a). Les efforts musculaires n'ont pu être comparés qu'à ceux de Moroney et al. (1988a).

Les sujets n'ayant pas passé d'essais d'efforts isométriques, ces derniers ont été simulés en appliquant les moments purs au niveau C4C5 rapportés par Moroney et al. (1988a) : 25.9 Nm, -10.4 Nm, 12.8 Nm, et -8.5 Nm pour l'extension, la flexion, l'inclinaison latérale gauche et la rotation axiale gauche respectivement. Le chargement induit aux autres niveaux a été déduit par statique appliquée aux reconstructions du rachis de chaque sujet. De manière analogue, les efforts intra-articulaires et les efforts musculaires résultant des modèles mono-niveau et multi-niveaux ont été comparés à ceux rapportés dans Choi & Vanderby (1999b), Fréchède et al. (2019) et Moroney et al. (1988a).

Une évaluation de la robustesse du modèle multi-niveaux a également été menée sur un unique sujet par une analyse Monte-Carlo de manière similaire à celle employée pour le modèle original (Van den Abbeele et al., 2018). Une erreur aléatoire allant jusque ± 7.5° a été appliquée sur les lignes d'actions musculaires locales aux quatre niveaux pour étudier son effet sur les résultats de 1500 simulations du modèle multi-niveaux en position neutre et en torsion isométrique.

IV.1.2.3 Résultats et comparaison aux modèles de la littérature

Les modifications apportées permettent bien de respecter l'hypothèse d'unicité de l'effort le long du muscle. La Figure IV.4 montre une comparaison des efforts musculaires du groupe hyoïde déterminés par les modèles proprioceptifs mono et multi-niveaux pour un même sujet dans le cas d'une flexion isométrique simulée.

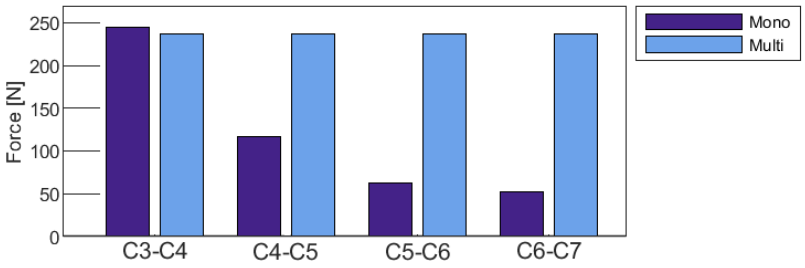


Figure IV.4: Unicité de l'amplitude de l'effort musculaire du groupe hyoïde lors d'une flexion isométrique simulée pour un sujet.

Evaluation en position neutre

La comparaison des résultats des modèles mono et multi-niveaux avec la littérature en position érigée neutre est illustrée dans la Figure IV.5. Les patterns d'efforts musculaires déterminés par les modèles proprioceptifs présentent des similarités avec ceux rapportés par Moroney et al. (1988a), mais dans de moins grandes amplitudes. Cette différence d'amplitudes se retrouvent dans l'estimation des efforts intra-articulaires, avec un cisaillement AP et une compression inférieures aux charges rapportées dans la littérature. On peut par ailleurs noter les différences d'approches utilisés par les modèles de la littérature. Le modèle par optimisation de Moroney et al. (1988a) ne prend en compte que le niveau C4C5 avec une géométrie standard mise à l'échelle pour 14 volontaires, et détermine un cisaillement légèrement postérieur en position neutre. Bayoglu et al. (2019) utilisent une optimisation sur un rachis entier de C0 à S1 représentant un unique sujet cadavérique et observent un cisaillement AP minimal au niveau C3C4 et une augmentation de la compression caudalement. Barrett et al. (2020) guident l'optimisation sur un modèle moyen de C0-T1 avec les mesures EMG de 8 sujets, et rapportent un cisaillement antérieur quasi-constant de 13 N en moyenne sur tout le rachis cervical. Les résultats des modèles proprioceptifs semblent être cohérents avec ces derniers, avec un

cisaillement AP relativement constant à chaque niveau, mais plus grand que ceux rapportés par Barrett et al. (2020).

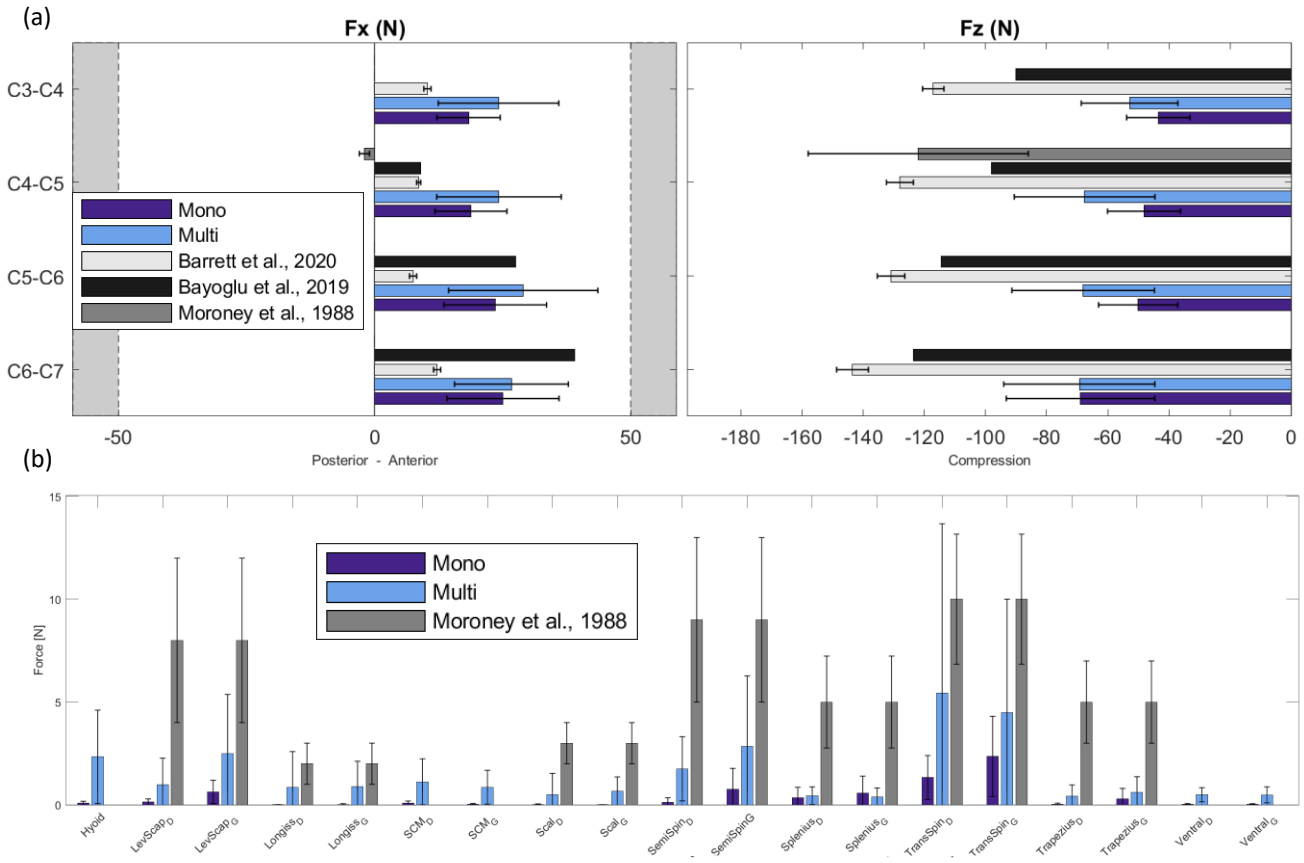


Figure IV.5: Evaluation en position érigée neutre en (a) Efforts de cisaillement antéro-postérieur et de compression (b) Efforts musculaires

Evaluations en efforts isométriques simulés

Les évaluations des efforts intra-articulaires déterminés par les modèles proprioceptifs avec ceux de la littérature en efforts isométriques simulés sont illustrés Figure IV.6. Les compressions estimées par les modèles proprioceptifs sont globalement supérieures à celles rapportées par Fréchède et al. (2019), mais restent en moyenne inférieure au seuil physiologique fixé et à celles rapportées par Choi & Vanderby (1999b) et Moroney et al. (1988a).

Le cisaillement antéro-postérieur déterminé par les modèles proprioceptifs dépasse régulièrement le seuil physiologique fixé à 50 N. Si ceci était prévisible en extension, car déjà observé dans le cadre de l'évaluation du modèle mono-niveau (Van den Abbeele et al., 2018), ce dépassement est également observé sous les autres sollicitations aussi bien en mono-niveau qu'en multi-niveaux, ce qui souligne ici l'influence de la géométrie musculaire personnalisée. Il faut par ailleurs noter que, malgré ce dépassement, le cisaillement AP déterminé est similaire à ceux rapportés dans Moroney et al. (1988) et Choi & Vanderby (1999) au niveau C4C5 en flexion, mais est bien plus grand que ces derniers sous les autres sollicitations.

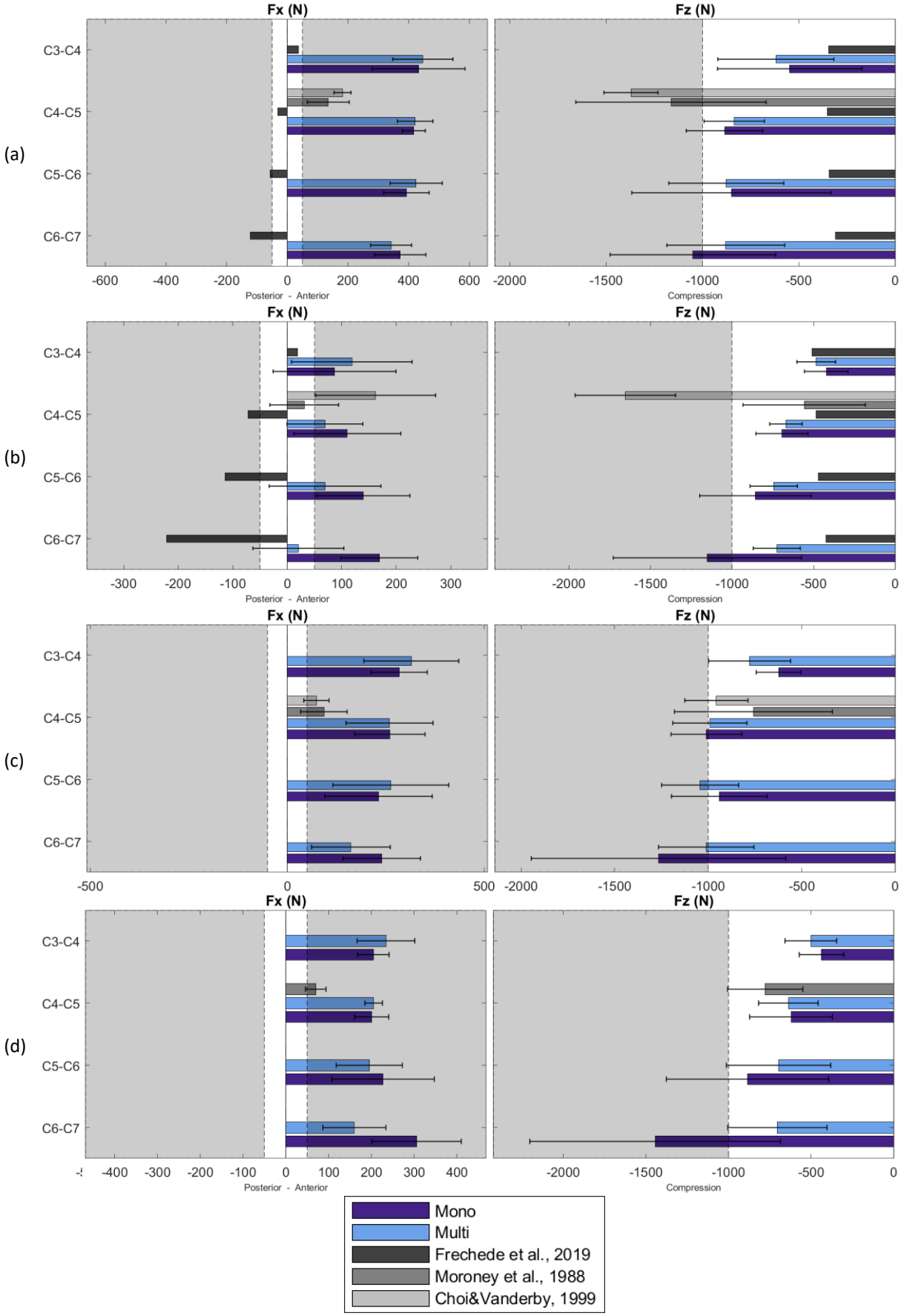


Figure IV.6 : Evaluation du cisaillement antéro-postérieur et compression issus des modèles proprioceptifs avec ceux des modèles de la littérature en (a) extension (b) flexion (c) inclinaison latérale (d) torsion

Pour la comparaison à plusieurs niveaux, Fréchède et al. (2019), utilisant une optimisation avec la géométrie C0-T1 d'un sujet cadavérique (Borst et al., 2011), rapportent des changements de signe du cisaillement en fonction du niveau intervertébral en flexion et en extension, avec notamment un cisaillement postérieur de C4 à C7. Avec les modèles proprioceptifs, des changements de signes ou opposés sont obtenus pour certains sujets en flexion (Figure IV.7) mais pas en extension. Ces observations semblent souligner l'importance de la prise en compte du rachis cervical complet et l'influence de la personnalisation géométrique.

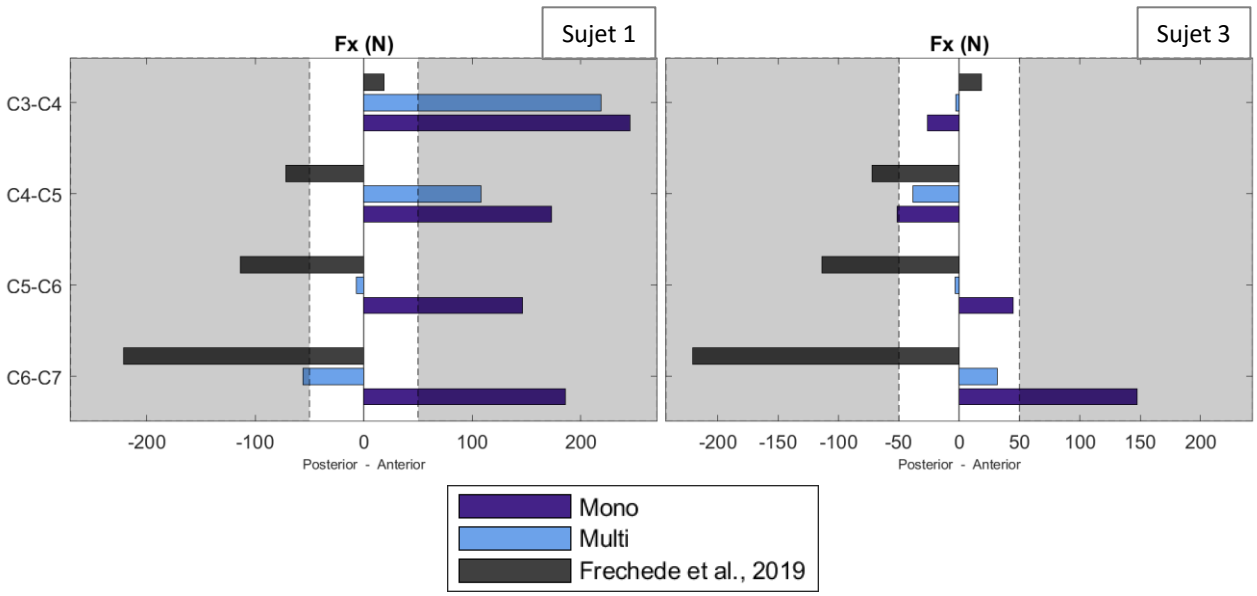


Figure IV.7: Cisaillements antéro-postérieur en flexion isométrique pour les sujets 1 et 3 comparés à Fréchède et al. (2019). Le sujet 1 présente une tendance similaire à Fréchède et al. (2019) en multiniveaux, avec une postériorisation du cisaillement en C5C6 et C6C7 tandis que le sujet 4 présente une tendance inverse.

La Figure IV.8 montre la comparaison des patterns d'efforts musculaires des modèles proprioceptifs avec ceux de la littérature. Les patterns d'activations sont globalement similaires à ceux rapportés dans la littérature, mais majoritairement dans des amplitudes plus faibles. On remarque par ailleurs des activations de muscles antagonistes, tels que le groupe hyoïde et les sternocléidomastoïdiens en extension (Figure IV.8a), les scapula levators et splenius en flexion (Figure IV.8b), que l'on retrouve seulement dans les résultats du modèle assisté par EMG de Choi & Vanderby (2000). Cette observation semble indiquer une validité physiologique des patterns d'activations déterminés par les modèles proprioceptifs. La prise en compte de ces efforts antagonistes est essentielle car ils contribuent à la stabilité du rachis cervical (Choi, 2003) et les négliger peut mener à une sous-estimation des charges dans la colonne (Granata & Marras, 1999).

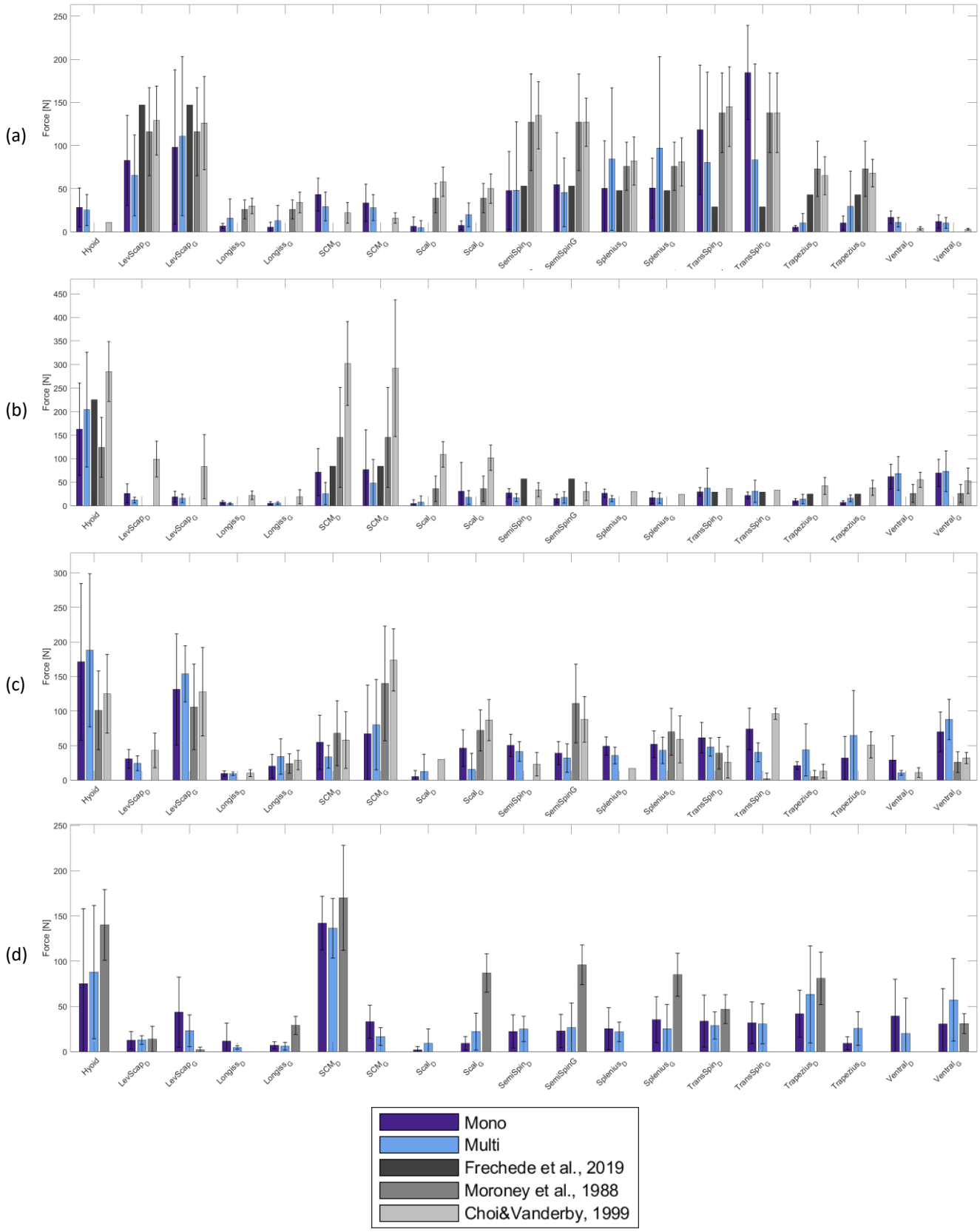


Figure IV.8 : Evaluation des efforts musculaires issus des modèles proprioceptifs avec ceux des modèles de la littérature en (a) extension (b) flexion (c) inclinaison latérale (d) rotation axiale

Evaluation de la robustesse du modèle

La dispersion des résultats des 1500 simulations avec une erreur aléatoire appliquée sur l'orientation des muscles est disponibles dans le Tableau IV.1. L'écart-type des résultats du multi-niveaux est globalement supérieure mais du même ordre de grandeur que celui du mono-niveau.

Tableau IV.1 : Ecart-types des chargements intervertébraux de l'analyse Monte-Carlo sur l'orientation des lignes musculaires

Modèle	Sollicitation	Cisaillement AP (N)	Cisaillement ML (N)	Compression (N)	Moment LB (Nm)	Moment FE (Nm)	Moment torsion (Nm)
Mononiveau*	Torsion isom.	1.3	1.3	9.1	0.04	0.04	0.02
Multiniveau	Torsion isom.	2.66	2.38	7.85	0.10	0.10	0.08
Multiniveau	Neutre	2.41	0.92	4.93	0.06	0.06	0.07

*Issu de Van den Abbeele et al. (2018)
Les valeurs pour le multi-niveaux correspondent à la moyenne quadratique des écarts-types des 4 niveaux

IV.1.3 Discussion

L'objectif de cette étude était d'adapter le modèle proprioceptif de régulation musculaire à une application au rachis cervical inférieur entier de sorte à vérifier la cohérence de l'effort généré le long de chaque muscle. En prenant en compte l'équilibre mécanique de chaque articulation, en ajoutant l'hypothèse que les niveaux les plus sollicités guident l'activation des muscles et en homogénéisant le calcul de l'effort résultant, le modèle multi-niveaux parvient bien à obtenir un effort uniforme à chaque niveau intervertébral. Si cette approche a l'avantage d'être simple et de ne nécessiter aucune donnée supplémentaire par rapport au modèle d'origine, elle présente des limites multiples.

L'hypothèse d'unicité de l'effort le long du muscle peut être discutée par le fait que la charge devrait être distribuée à travers les différentes insertions et origines. A notre connaissance, seuls Alizadeh et al. (2020b) proposent un modèle où l'effort évolue le long du muscle, incrémenté à chaque origine et décrémenté à chaque insertion. La prise en compte de ces points anatomiques devrait contribuer à une réponse plus physiologique du modèle présenté, mais nécessiterait d'indiquer des points supplémentaires sur les radiographies, comme le sternum et la scapula.

Par ailleurs, le calcul de l'effort musculaire à partir de l'activation a été homogénéisé en utilisant seulement CSA_{max} la section maximale du muscle parmi les coupes intervertébrales prises en compte, et en la multipliant par σ_{max} la contrainte maximale admissible fixée à 60 N/cm². Bien que cette section soit communément utilisée (Moroney et al. 1988; Choi & Vanderby 1999), en théorie cet effort se calcule à partir de la section physiologique (PCSA) perpendiculaire à l'orientation des fibres musculaires (Lieber, 1992), difficile à obtenir *in vivo*. Certains auteurs (Barrett et al., 2020; de Bruijn et al., 2016; Fréchède et al., 2019) utilisent des données anatomiques publiées (Borst et al., 2011; Kamibayashi & Richmond, 1998) éventuellement mises à l'échelle, et d'autres utilisent des mesures sur sujets cadavériques (Bayoglu et al., 2019). La contrainte maximale admissible est connue comme

étant entre 30 et 100 N/cm² (McGill & Norman, 1987) et elle varie selon les sujets et les muscles considérés. Si certains auteurs sont parvenus à personnaliser ce paramètre à l'aide d'essais d'efforts avec EMG pour calibrer leur modèle (Alizadeh et al., 2020b; Dufour et al., 2013; Theado et al., 2007), ces essais restent difficiles à implémenter en clinique, et nombre de publications utilisent encore une approche similaire à la nôtre en lui attribuant une valeur fixe (Barrett et al., 2020; Choi, 2003; de Bruijn et al., 2016; Fréchède et al., 2019).

L'adaptation du modèle au multi-niveaux ayant été faite de manière conservative, en minimisant les changements apportés, les limitations du modèle d'origine sont toujours présentes. La non prise en compte de la réaction des tissus passifs constitue encore une limite et peut contribuer au dépassement des seuils physiologiques durant les simulations d'essais isométriques.

Par ailleurs, ce dépassement des seuils imposés est à nuancer par le fait que ces seuils ont été fixés à des valeurs inférieures aux limites de rupture d'études *in vitro*. Cette minoration des seuils est justifiée par l'hypothèse que le rôle des muscles est de protéger le rachis du patient avant tout, et donc que les muscles s'activent dès lors que les seuils physiologiques sont atteints. En outre, l'étude de sensibilité sur le modèle mono-niveau (Van den Abbeele et al., 2018) a montré qu'augmenter ces valeurs de seuils n'avait que peu d'impact sur ses résultats. Le modèle proprioceptif bénéficierait néanmoins d'une évaluation plus poussée, qui nécessiterait des acquisitions radiographiques, IRM, EMG et d'efforts isométriques durant des expérimentations dédiées.

D'autre part, les modifications apportées ne prennent pas en compte l'équilibre du rachis cervical supérieur car les groupes musculaires considérés restent les mêmes que ceux considérés dans Li et al. (2014), ce qui peut expliquer les différences observées lors de l'évaluation du modèle avec la littérature. Par ailleurs, contrairement aux groupements musculaires des autres études, celle présentée ici ne prend pas en compte le platysma et ne différencie pas les faisceaux droit et gauche des muscles hyoïdiens. Si les résultats en position neutre sont similaires à ceux rapportés dans Barrett et al. (2020), ils ne le sont pas toujours avec ceux issus de Bayoglu et al. (2019) et Fréchède et al. (2019), qui modélisaient tous le rachis cervical entier. La reconstruction personnalisée des vertèbres du rachis cervical supérieur est possible à partir de stéréoradiographies (Lansade, 2009), mais celle de la musculature associée, notamment les muscles sous-occipitaux, est difficile à partir d'images IRM en raison de leurs petites tailles et il faudra probablement se tourner vers des géométries plus génériques pour étendre cette approche.

L'analyse de robustesse montre que le modèle multi-niveaux serait légèrement plus sensible aux erreurs sur les orientations musculaires que le modèle original. Il faut malgré tout rappeler que la

géométrie du sujet est différente entre les deux modèles. Par ailleurs, cette analyse ne prend pas en compte les erreurs affectant les sections musculaires et la position de leurs centroïdes.

Le modèle proprioceptif de régulation a donc été adapté à une application au rachis cervical inférieur entier et permet d'obtenir les chargements intra-articulaires et musculaires à partir de stéréoradiographies et d'images IRM. Il a pu être évalué en position érigée neutre, avec un chargement et une géométrie personnalisées pour 6 sujets sains, et ses résultats sont physiologiquement pertinents et cohérents avec des modèles de la littérature. Cette adaptation permet donc l'évaluation clinique des patients en s'intéressant au chargement mécanique sur plusieurs niveaux vertébraux.

IV.2 Evaluation clinique par quantification des charges intervertébrales et des efforts musculaires pré et postopératoires

Dans la Partie III, nous avons pu obtenir le chargement gravitationnel du rachis cervical chez des patients et observé son évolution liée au changement postural suite à la chirurgie, notamment au niveau sus-jacent à l'opération. Après avoir adapté le modèle proprioceptif à une application en multi-niveaux, nous pouvons maintenant nous intéresser au changement induit sur le chargement intervertébral et la réponse musculaire.

IV.2.1 Matériel et Méthodes

IV.2.1.1 Quantification musculaire pré et postopératoire

Pour pouvoir utiliser le modèle proprioceptif de quantification musculaire, il est nécessaire de définir en entrées un torseur d'actions mécaniques externes ainsi que de décrire la section des muscles à chaque niveau intervertébral. Parmi la cohorte clinique de la Partie III, les données de 15 patients (8 H, 7 F, 51.3 SD : 10.5 ans) ont pu être intégrées à cette étude. En plus des stéréoradiographies acquises en pré et postopératoire (délai de 6 semaines à 2 mois), ces patients ont aussi passé une IRM préopératoire. Le détail de cette population est donné en Tableau IV.2.

Tableau IV.2 : Détails des patients ayant passé une IRM préopératoire

Age group	$N_{subjects}$	Surgery	Surgery level			
			C3C4	C4C5	C5C6	C6C7
G1 < 40 y.o.	2	0 ACDF				
		2 TDR			2	
G2 40-60 y.o.	10	5 ACDF	1	1	3	
		5 TDR			1	4
G3 > 60 y.o.	3	3 ACDF			2	1
		0 TDR				

ACDF: Anterior Cervical Discectomy and Fusion; TDR: Total Disc Replacement

Des reconstructions de 21 groupes musculaires cervicaux ainsi que de l'enveloppe corporelle ont été obtenues en position allongée par segmentation de ces images IRM (Jolivet et al., 2008; Li et al., 2014). Les reconstructions du rachis cervical et de l'enveloppe corporelle en position érigée sont encore une fois obtenues à partir des stéréoradiographies (Humbert et al., 2009; Nérot et al., 2015; Rousseau et al., 2007). Par la méthode de krigeage (Trochu, 1993), les muscles segmentés sont transférés de la position allongée à debout. On obtient ainsi des modèles musculo-squelettiques personnalisés en position debout dans les configurations pré et postopératoire pour chaque patient. L'intersection de chaque plan intervertébral avec les reconstructions musculaires permet alors de décrire la géométrie

musculaire à chaque niveau en termes de section, direction locale et de bras de levier. Le détail de cette approche est décrite plus haut dans la Partie IV.1.2.1.

L'étude barycentremétrique de la Partie III permet d'obtenir le torseur d'action mécanique de la gravité à chaque niveau intervertébral en pré et en postopératoire. Le modèle proprioceptif de quantification musculaire multi-niveaux a alors été utilisé pour évaluer les charges intra-articulaires et les efforts musculaires en position érigée neutre pour chaque patient avant et après opération. L'entièreté de ce processus est schématisé dans la Figure IV.9.

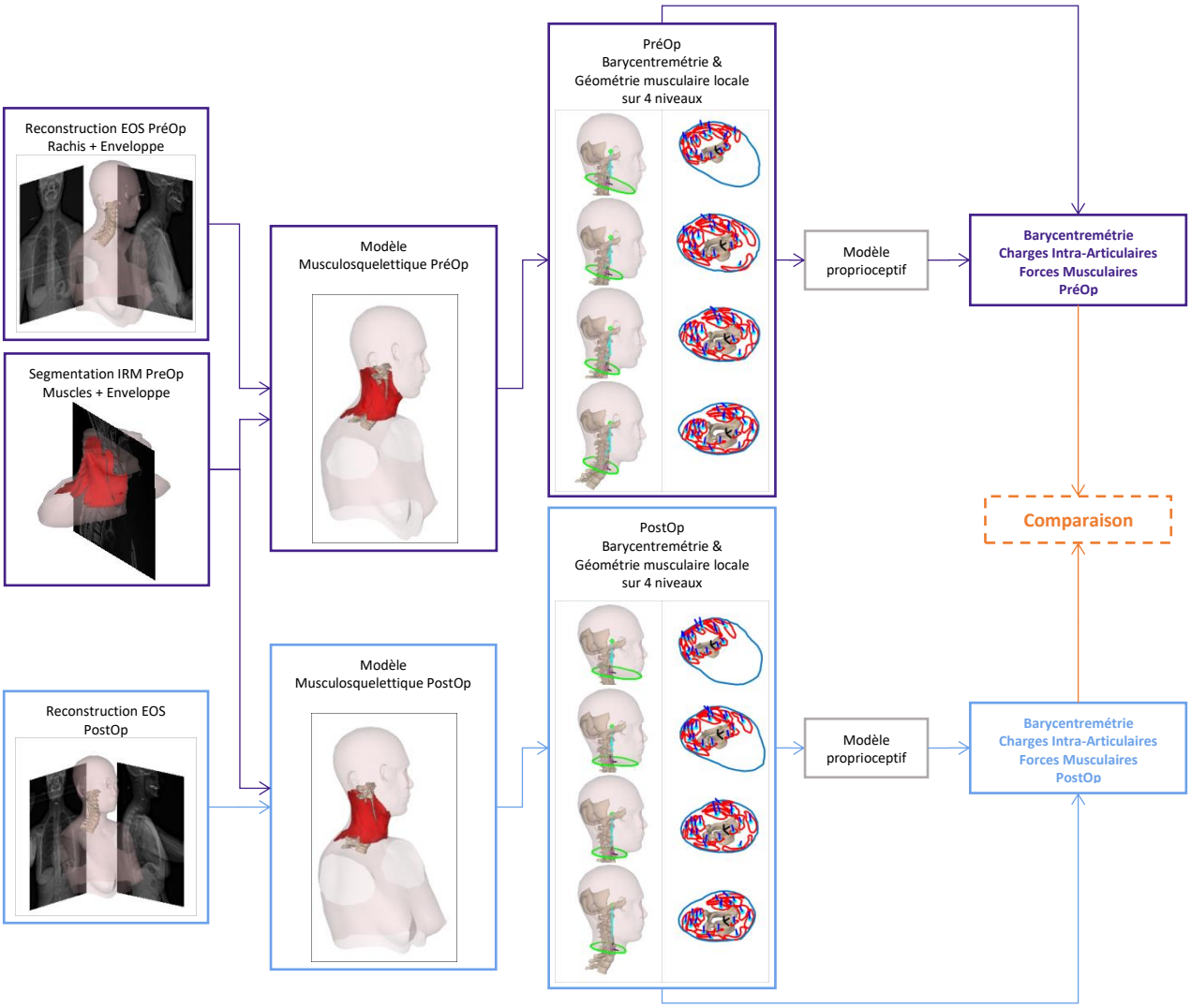


Figure IV.9 : Quantification des charges intra-articulaires et forces musculaires pré et postopératoires

IV.2.1.2 Comparaison pré et postopératoire

Les configurations pré et postopératoires ont été comparées en termes de composantes du torseur intra-articulaire (cisaillement postéro-antérieur, médio-latéral, compression et moment d'inclinaison latérale, de flexion-extension et de torsion axiale) et de somme totale des efforts musculaires résultants de l'application du modèle proprioceptif.

Le nombre de sujets étant assez faible pour cette étude, il a été choisi d'utiliser un test des rangs signés de Wilcoxon pour réaliser la comparaison appariée pré-postop de chaque grandeur. Nous avons aussi étudié la différence entre les valeurs pré et postopératoires de chacune de ces grandeurs, ainsi que le nombre de sujets pour lesquels ces grandeurs ont diminué.

IV.2.2 Résultats préliminaires

Les différences les plus pertinentes observées étaient en termes de cisaillement postéro-antérieur, compression et moment de flexion-extension. Ainsi, les résultats présentés se concentreront sur ces composantes.

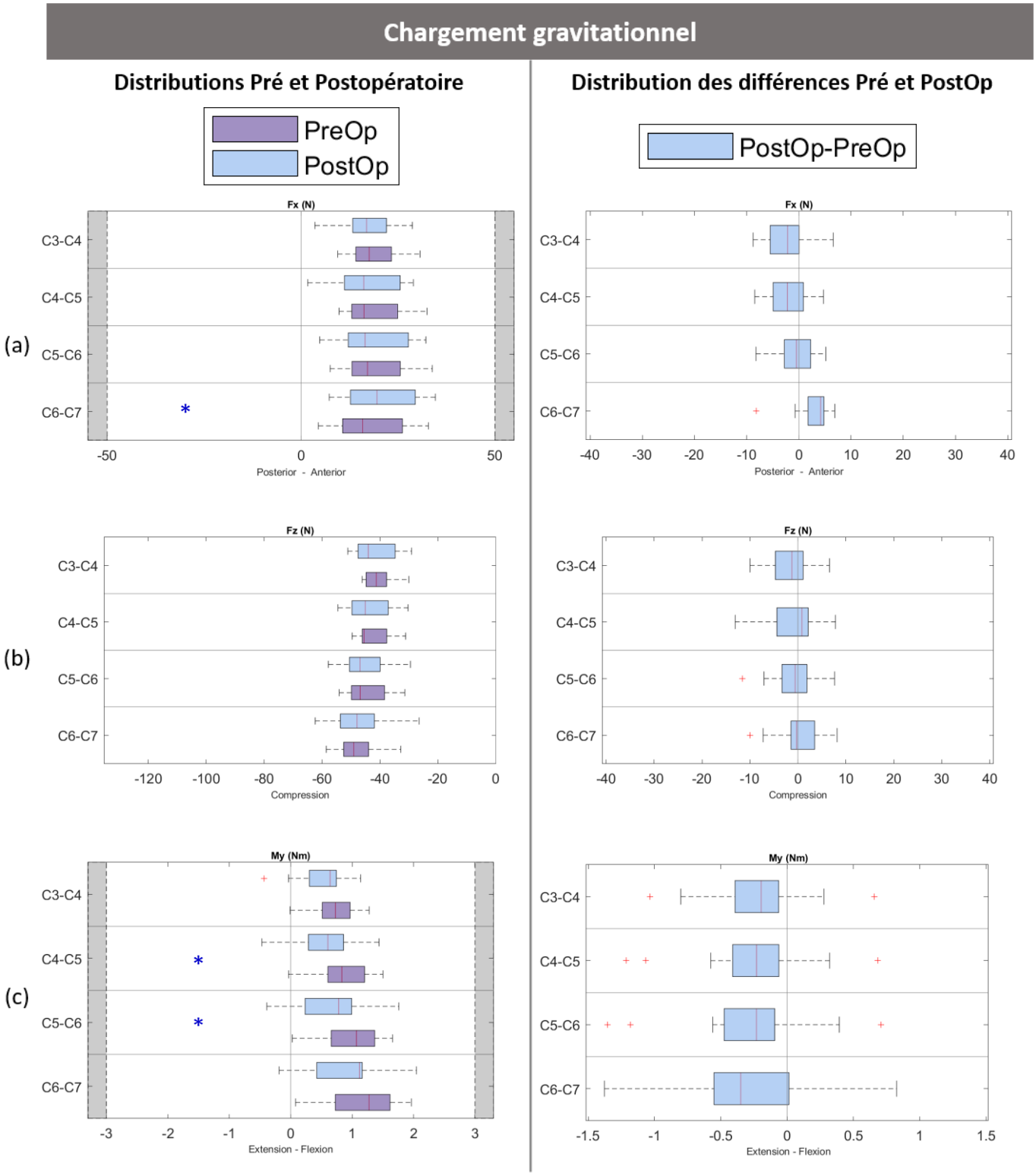
IV.2.2.1 Comparaison du chargement gravitationnel

La Figure IV.10 et le Tableau IV.3 illustrent les distributions des composantes du chargement externe issu de l'approche barycentremétrique. La comparaison appariée montre une diminution significative du cisaillement externe AP au niveau sus-jacent à l'opération (p=0.049) et du moment externe de FE aux niveaux C4C5 (p=0.048) et C5C6 (p=0.048). Une diminution de ces grandeurs est observée chez la majorité des sujets (73-80% de la cohorte). Une proportion similaire de la cohorte présente aussi une diminution du cisaillement AP en C3C4 et C4C5, ainsi que du moment de FE aux niveaux C3C4 et sus-jacent à l'opération. Par ailleurs, on obtient aussi une augmentation significative du cisaillement AP en C6C7 (p=0.012) avec une augmentation chez 13 patients (87% de la cohorte). Pas de tendance ne semble se dégager pour l'évolution de la compression gravitationnelle.

Tableau IV.3 : Différences des composantes du chargement gravitationnel pré et postopératoire.

Level		Posteroanterior shear Fx (N)	Compression |Fz| (N)	Flexion-Extension moment My (Nm)
C3C4	N diminution	11	7	12
	Mediane (Min / Max)	-1.87 (-8.8 / +6.6)	1.23 (-6.6 / +10.0)	-0.21 (-1.0 / +0.7)
C4C5	N diminution	11	8	**12**
	Mediane (Min / Max)	-1.91 (-8.5 / +4.7)	1.21 (-7.8 / +13.1)	**-0.25 (-1.2 / +0.7)**
C5C6	N diminution	8	6	**12**
	Mediane (Min / Max)	-0.32 (-8.2 / +5.2)	0.82 (-7.6 / +11.6)	**-0.28 (-1.4 / +0.7)**
C6C7	N diminution	**2**	6	10
	Mediane (Min / Max)	**3.01 (-8.2 / +6.9)**	-0.34 (-8.2 / +10.0)	-0.25 (-1.4 / +0.8)
Sus-jacent	N diminution	**11**	7	11
	Mediane (Min / Max)	**-2.35 (-8.5 / +4.2)**	1.24 (-7.6 / +11.6)	-0.27 (-1.4 / +0.7)

N diminution donne le nombre de sujets à avoir eu une réduction de cette composante suite à l'opération.
En gras les données associées aux différences significatives issues du test de rangs signés de Wilcoxon.



* Différences significatives suite au test apparié de Wilcoxon

Figure IV.10 : Distribution des composantes du chargement dû à la gravité en (a) cisaillement AP, (b) compression et (c) moment FE.

IV.2.2.2 Comparaison du chargement intra-articulaire et des efforts musculaires

La Figure IV.11 et le Tableau IV.4 illustrent les distributions des composantes du chargement intra-articulaire déterminé par le modèle proprioceptif.

En termes d'effort, seule l'augmentation du cisaillement AP intra-articulaire en C6C7 était significative (p=0.015), avec une augmentation chez 12 sujets (80% de la cohorte). En revanche, une diminution de ce cisaillement est observée à tous les autres niveaux d'étude chez une majorité des sujets (60-67%). De plus, 53 à 60% des patients voient aussi leur compression intra-articulaire diminuer après chirurgie.

Par ailleurs, la comparaison appariée montre aussi une diminution significative du moment intra-articulaire de FE aux niveaux C3C4 (p=0.026), C4C5 (p=0.022), C5C6 (p=0.015) et au niveau sus-jacent à l'opération (p=0.017), avec une diminution observée chez la plupart des sujets (73-87%). Une diminution est aussi observée au niveau C6C7 chez 60% des patients.

Les résultats en termes d'efforts musculaires sont illustrées Figure IV.12. Bien que non significatives, les différences d'effort total avaient pour médiane -3.1 N et allaient de -40 N à +24 N. Une diminution de cet effort était observable chez 8 patients (53% de la cohorte).

Tableau IV.4 : Différences des composantes du chargement intra-articulaire pré et postopératoire.

Level		Posteroanterior shear Fx (N)	Compression |Fz| (N)	Flexion-Extension moment My (Nm)
C3C4	N diminution	9	8	**11**
	Mediane (Min / Max)	-3.27 (-15.6 / +11.1)	2.10 (-25.9 / +24.3)	**-0.22 (-1.1 / +0.3)**
C4C5	N diminution	9	9	**12**
	Mediane (Min / Max)	-3.46 (-15.0 / +12.3)	-2.1 (-31.4 / +25.5)	**-0.17 (-0.5/ +0.4)**
C5C6	N diminution	10	8	**13**
	Mediane (Min / Max)	-1.16 (-12.9 / +10.5)	-2.4 (-34.6 / +25.8)	**-0.19 (-0.7 / +0.4)**
C6C7	N diminution	**3**	9	9
	Mediane (Min / Max)	**+4.27 (-9.7 / +16.2)**	-4.1 (-37.1 / +26.6)	-0.13 (-0.6 / +0.6)
Sus-jacent	N diminution	9	8	**12**
	Mediane (Min / Max)	-3.46 (-15.0 / +12.3)	-2.0 (-34.6 / +25.8)	**-0.18 (-0.7 / +0.4)**

N diminution donne le nombre de sujets à avoir eu une réduction de cette composante suite à l'opération.
En gras les données associées aux différences significatives issues du test de rangs signés de Wilcoxon.

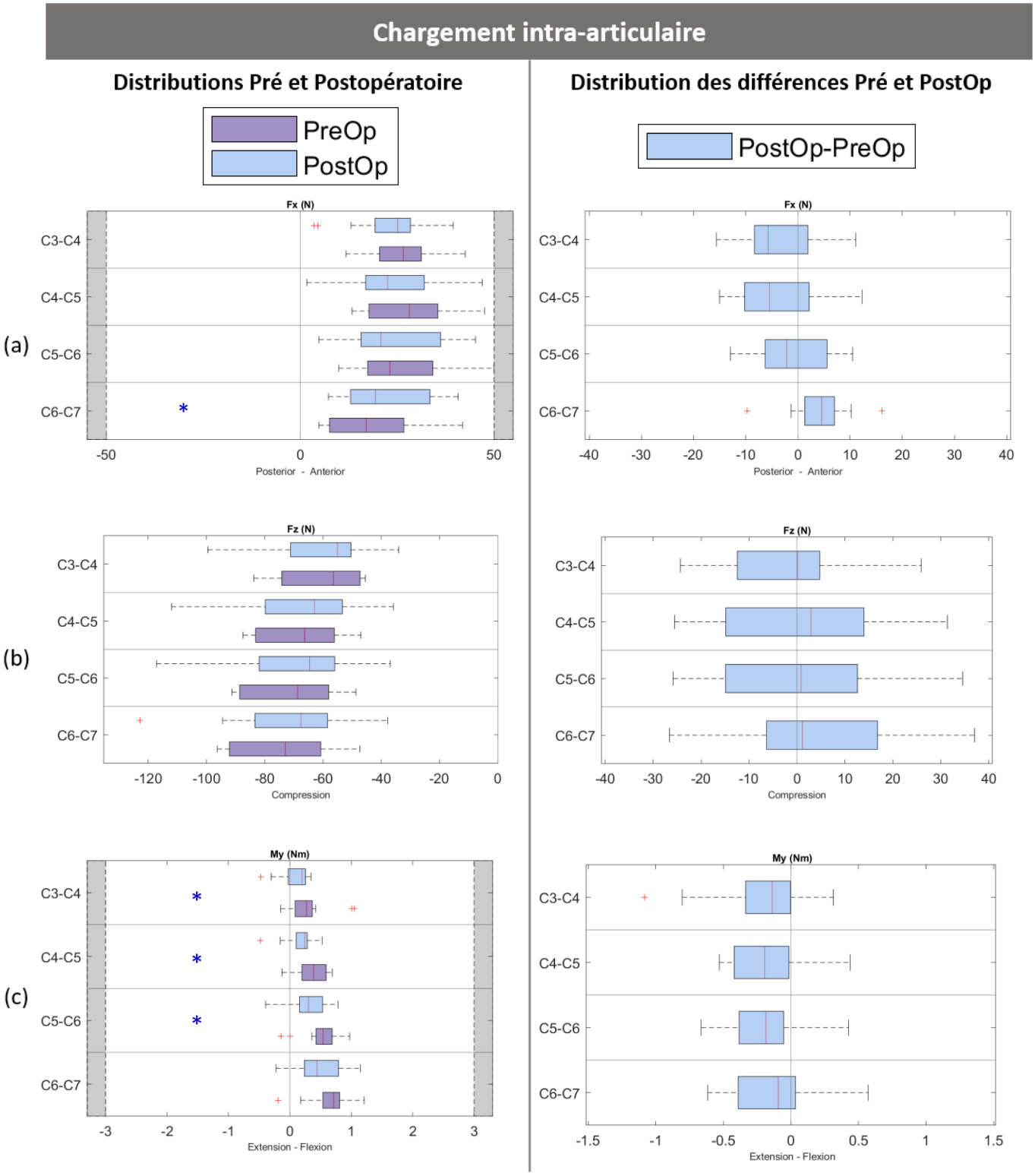


Figure IV.11 : Distribution des composantes du chargement intra-articulaire en (a) cisaillement AP, (b) compression et (c) moment FE.

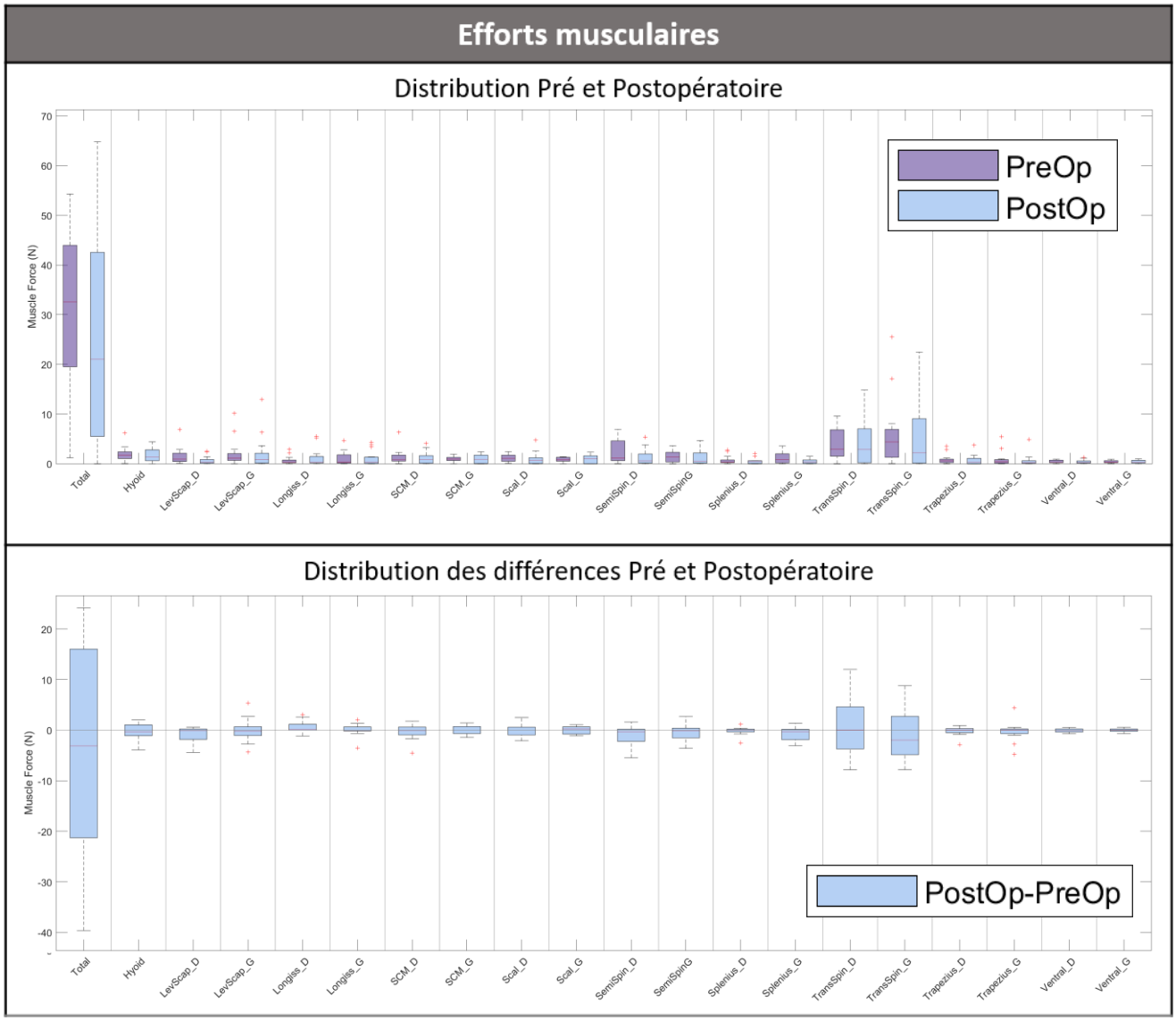


Figure IV.12 : Distribution des efforts musculaires et de leurs différences avant et après opération

IV.2.3 Discussion

L'objectif de cette étude était de quantifier les chargements intra-articulaires et les efforts musculaires dans le rachis cervical suite à une opération chirurgicale et d'étudier l'évolution des patients. A partir d'images médicales ont pu être reconstruits des modèles musculo-squelettiques personnalisés de chaque sujet avant et après arthrodèse ou arthroplastie cervicale. Ces modèles ont alors servi à déterminer l'action gravitationnelle à chaque niveau intervertébral en position érigée neutre via l'approche barycentremétrique, ainsi que les chargements articulaires et musculaires via le modèle proprioceptif. Cette étude est, à notre connaissance, la seule à évaluer l'influence de la chirurgie sur le chargement rachidien et les efforts musculaires en position neutre érigée.

L'augmentation significative du cisaillement AP gravitationnel obtenue en C6C7 était attendue suite aux résultats de la Partie III et était associée à la verticalisation du disque après chirurgie. En contraste,

le cisaillement AP induit par la gravité diminue aux niveaux supérieurs, significativement même au niveau sus-jacent à l'opération. Suivant un raisonnement analogue, ces observations traduiraient une horizontalisation de ces niveaux. Enfin, il a été trouvé que le moment de flexion diminuait significativement en C4C5 et C5C6, indiquant une réduction du bras de levier du centre de gravité de la tête aux centres articulaires. Ces changements dans les composantes de l'action gravitationnelle étant exclusivement dus aux changements posturaux, la verticalisation du niveau le plus bas, l'horizontalisation des niveaux supérieurs ainsi que la réduction des bras de levier semblent montrer une augmentation de la lordose cervicale et une diminution du SVA cervical. L'approche barycentremétrique quantifie d'un point de vue biomécanique ces évolutions d'alignement après chirurgie. La comparaison avec la littérature est difficile puisqu'aucune étude *in* vivo n'a mesuré ces changements, mis à part des études en éléments finis (Gandhi et al., 2019; Maiman et al., 1999) et une étude cadavérique (Eck et al., 2002), sur un unique sujet durant le mouvement.

Les résultats du modèle proprioceptif montrent quant à eux que l'action des muscles a tendance à réduire les moments de flexion intervertébraux au risque d'augmenter le cisaillement AP et la compression articulaires. La comparaison pré et postopératoire montre par ailleurs que ces moments de flexion sont significativement réduits après chirurgie, sans changement significatif de l'effort musculaire total. En revanche, nous avons pu observer une grande dispersion de l'évolution de cet effort musculaire total estimé selon le sujet, allant de l'équivalent de -4 kg à +2.4 kg en position neutre après chirurgie. La réduction des moments de flexion-extension à la plupart des niveaux et chez la majorité des sujets malgré la disparité de l'évolution de l'effort musculaire semble indiquer une posture postopératoire plus économique, mais pas systématique pour tous les sujets.

Cependant, il n'y a pas eu de retour sur l'évolution de la douleur cervicale ou de la fatigue des patients, ce qui ne nous permet pas d'évaluer la validité de nos observations. Il faut par ailleurs rappeler que le modèle proprioceptif ne prend pas en compte les contributions passives des muscles et des autres tissus. Ces dernières sont donc incluses dans le chargement intervertébral déterminé. De plus, le délai postopératoire est ici particulièrement court, sachant que les études de suivi cliniques rapportent des délais d'au moins 2 ans. Un délai plus long aurait pu montrer des différences d'une plus grande amplitude et surtout aurait permis d'analyser le lien entre le chargement rachidien avec les éventuelles complications chirurgicales et de possiblement mieux comprendre leur émergence. Le suivi longitudinal des patients inclus dans cette étude est prévu. Cette étude est aussi limitée par le faible nombre de patients inclus. Une cohorte plus grande permettrait de renforcer la validité des résultats et d'affiner l'analyse en comparant les patients traités par arthrodèse et ceux traités par arthroplastie.

En utilisant l'approche barycentremétrique avec le modèle proprioceptif, nous avons pu quantifier le chargement rachidien et l'apport musculaire en position neutre érigée avant et après une chirurgie cervicale uniquement à partir d'images médicales. Bien qu'une cohorte plus grande et un délai postopératoire plus long permettraient des analyses plus fines et pourraient contribuer à une meilleure compréhension des complications mécaniques postopératoires, des différences significatives ont pu être observées dans le chargement intervertébral et semblent indiquer un alignement postural plus économique chez la plupart des patients.

De plus, la méthode présentée n'utilisant que des images médicales, elle pourrait être envisagée comme outil d'évaluation des patients. En revanche, le temps de traitement pour l'obtention d'un modèle musculosquelettique personnalisé à partir de ces images la rend difficile implémenter en clinique. La reconstruction du rachis cervical et de l'enveloppe corporelle à partir des radiographies biplanes peut se faire en l'espace de 20 min et des travaux d'automatisation sont en cours pour les accélérer davantage (Gajny et al., 2019). En revanche, la segmentation des muscles à partir des IRMs prend quant à elle plusieurs heures. La partie suivante va donc s'intéresser à différentes méthodes de personnalisation de la géométrie musculaire et leur influence sur les résultats du modèle proprioceptif.

IV.3 Influence de différentes approches de personnalisation dans la quantification du chargement intervertébral

En utilisant le modèle proprioceptif et l'approche barycentremétrique, il est possible de déterminer le chargement intervertébral et musculaire personnalisé pour chaque patient exclusivement à partir d'images médicales et d'étudier leur évolution après chirurgie. Cependant les reconstructions réalisées à partir d'images IRM, nécessaires à la personnalisation de la géométrie musculaire, nécessitent un temps de segmentation conséquent et rendent donc cette méthode difficile à implémenter en routine clinique.

Face à cette problématique, l'équipe a développé une approche qui permettrait de s'épargner la segmentation IRM en personnalisant les modèles musculosquelettiques à partir d'une déformation élastique d'un template considérant des points de contrôle uniquement issus de stéréoradiographies (Dubois et al., 2016). Pour le rachis cervical, Van den Abbeele (2018) a utilisé les modèles personnalisés de 6 sujets sains pour le calcul d'un modèle moyen, servant de template générique, qui est ensuite déformé sur la reconstruction du rachis d'un sujet, à partir de points anatomiques sur les vertèbres et sur l'enveloppe corporelle. On peut ainsi obtenir une reconstruction personnalisée des muscles du rachis en ayant seulement ce template générique et les stéréoradiographies d'un sujet. Il a ensuite comparé les résultats du modèle proprioceptif en C6C7 venant des muscles segmentés et ceux venant des muscles génériques déformés. Enfin, il a observé qu'une personnalisation supplémentaire à l'aide de contours indiqués manuellement sur une coupe IRM pouvait améliorer sensiblement les résultats, et que l'ajout d'une seconde coupe n'apportait qu'un gain mineur. Cependant le nombre de sujets était limité et seuls des sujets asymptomatiques étaient considérés. Par ailleurs, les patients sont susceptibles d'avoir une altération des géométries musculaires difficile à capturer seulement à partir des données du squelette et de l'enveloppe externe.

Ainsi, l'objectif de cette partie est d'utiliser les différents degrés de personnalisation permis par ces approches et d'évaluer leur influence sur les résultats du modèle proprioceptif multi-niveaux de la partie IV.1. Nous nous intéresserons notamment à son intérêt et sa pertinence pour l'évaluation des patients menée dans la partie IV.2.

IV.3.1 Matériel et Méthodes

IV.3.1.1 Sujets et génération des modèles entièrement personnalisés

La cohorte de cette étude était constituée des 6 sujets asymptomatiques (28 ± 4 ans, 2F/4M) et des 15 patients (51 ± 10.ans, 7F/8M) avant et après chirurgie déjà présentés dans les parties IV.1.2 et IV.2 respectivement. Comme décrit précédemment, un modèle musculosquelettique a pu être généré

pour chaque sujet, avec rachis et enveloppe personnalisée par reconstruction sur stéréoradiographies et muscles personnalisés par segmentation d'images IRM. Cette procédure a déjà été illustrée dans la Figure IV.2. Ces 36 modèles issus du traitement de jeux de données complets seront appelés modèles *Full DataSet* (FDS).

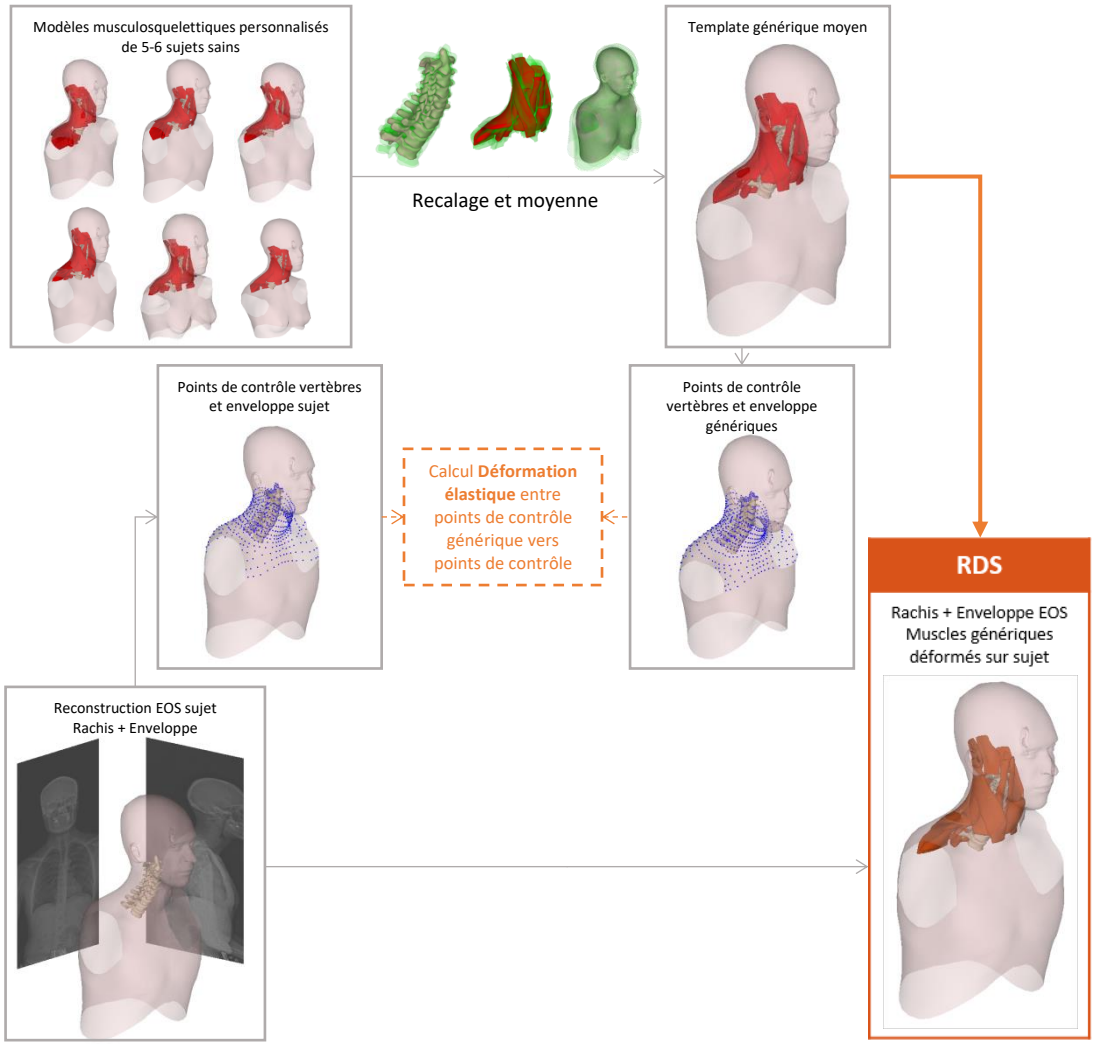
IV.3.1.2 Modèle générique moyen et déformation sur un Reduced DataSet

La génération de modèle générique moyen repose uniquement sur les modèles FDS des sujets sains comme décrit dans Van den Abbeele (2018). Tout d'abord, ces modèles sont repositionnés sur la géométrie d'un même sujet de référence par recalage rigide entre leurs vertèbres respectives. Les reconstructions issues de stéréoradiographies (vertèbres et enveloppe corporelle) ont déjà des maillages similaires, et une procédure de déformation itérative (Moshfeghi et al., 1994) est appliquée pour qu'il en soit de même pour les muscles issus de l'IRM. On obtient alors les modèles FDS de chaque sujet contrôle avec une même topologie de maillage, permettant le calcul d'une géométrie générique moyenne.

Ce modèle générique peut alors servir de template à déformer sur les données radiographiques de n'importe quel sujet pour approximer sa musculature, comme illustré Figure IV.13. Cette déformation élastique (Trochu, 1993) repose cette fois sur des points de contrôle anatomiques (983 sur le rachis, 487 sur l'enveloppe) indiqués à la fois sur le template générique et sur les reconstructions stéréoradiographiques du sujet d'étude. Cette approche permet alors d'obtenir un modèle musculosquelettique personnalisé du sujet à partir d'un jeu de données réduit (template générique et radiographies biplanes) que l'on appellera modèle *Reduced DataSet* (RDS).

Le template à déformer pour la génération des modèles RDS des patients (pré et postop) était obtenu en moyennant les modèles FDS des 6 sujets asymptomatiques.

Les templates utilisés pour les sujets contrôles ont été obtenus par une approche « leave-one-out » : le modèle RDS d'un sujet contrôle est obtenu en déformant la moyenne des modèles FDS des 5 autres sujets sains.



Les calculs des recalages et des déformations sont représentés en couleur et en pointillés. L'application de la transformation associée est représentée par des flèches de la couleur correspondante.

Figure IV.13 : Génération du modèle RDS à partir d'un template générique et de la stéréoradiographie d'un sujet

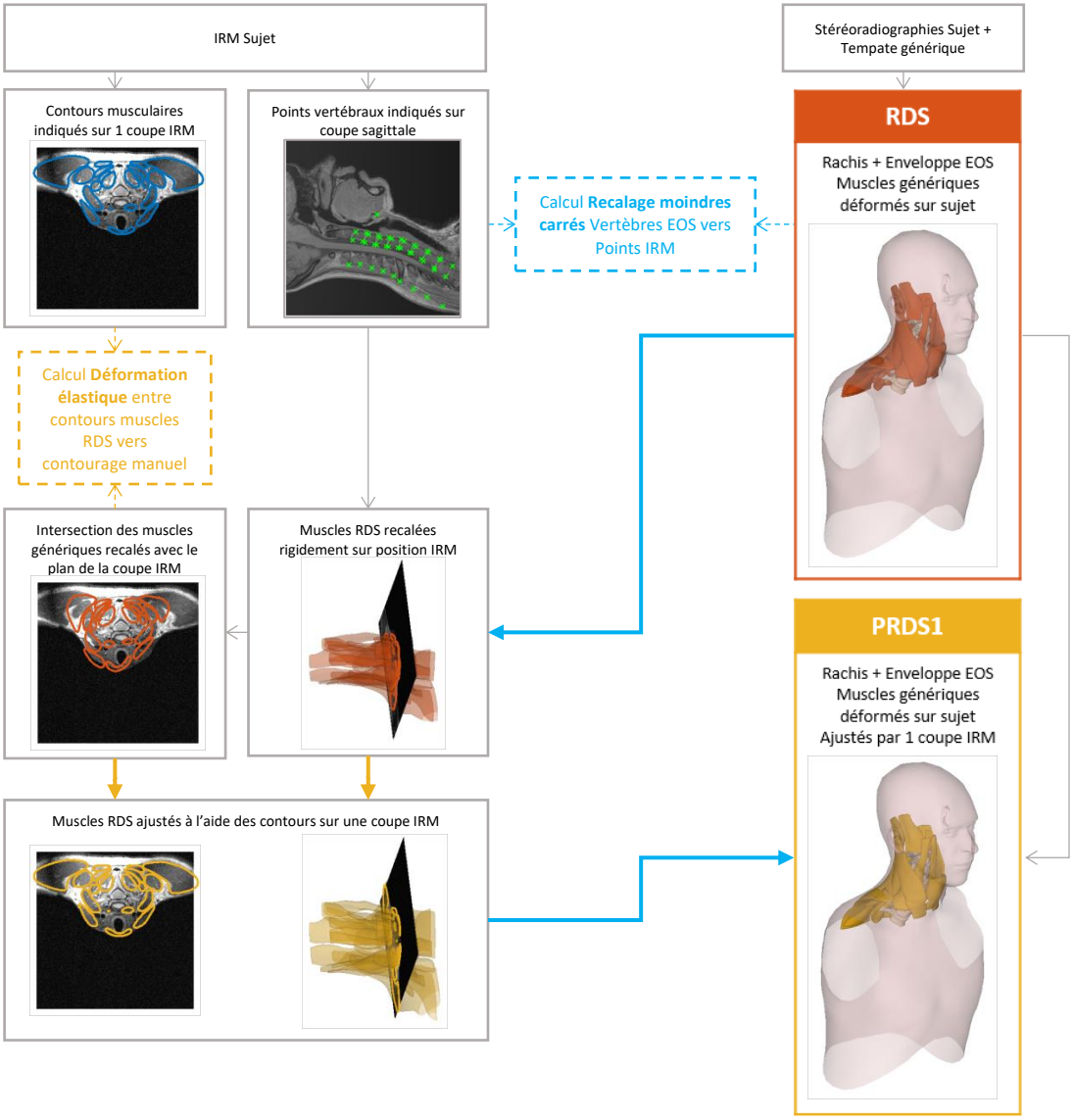
IV.3.1.3 Ajout de coupes IRM d'un Partially Reduced DataSet

Pour une personnalisation plus poussée du modèle RDS, on utilise un premier jeu de contours musculaires segmentés manuellement sur des coupes IRM individuelles en suivant la procédure illustrée Figure IV.14. Le modèle RDS est intersecté par ces mêmes coupes IRM pour obtenir un second jeu de contours musculaires. On calcule alors la transformation élastique permettant de faire correspondre les contours intersectés avec les contours segmentés manuellement et on l'applique au modèle RDS entier pour le personnaliser davantage. On obtient ainsi un autre modèle personnalisé, cette fois à partir d'un jeu de données partiellement réduit (template générique, radiographies biplanes et 1 à 4 coupes IRM) que l'on appellera modèle *Partially Reduced DataSet* (PRDS1 à 4 selon le nombre de coupes).

Les coupes IRM individuelles servant à la personnalisation additionnelle ont été choisies de sorte à ce qu'elles soient proches de disques intervertébraux explicités le Tableau IV.5.

Tableau IV.5 : Localisation des coupes IRM utilisées pour la génération des différents modèles PRDS

	PRDS1	PRDS2	PRDS3	PRDS4
C3C4				x
C4C5		x	x	x
C5C6			x	x
C6C7	x	x	x	x



Les calculs des recalages et des déformations sont représentés en couleur et en pointillés. L'application de la transformation associée est représentée par des flèches de la couleur correspondante.

Figure IV.14 : Génération du modèle PRDS1 par déformation locale des muscles du RDS à l'aide des contours manuels indiqués sur une coupe IRM

IV.3.1.4 Comparaison des résultats du modèle proprioceptif

Pour chaque sujet et chacun des 6 modèles (FDS, RDS, PRDS1-4) a pu être utilisé le modèle proprioceptif multi-niveaux en position neutre érigée. Le chargement externe était obtenu par l'approche barycentremétrique (Partie III). C'est donc 36 simulations réalisées pour la cohorte asymptomatique et 180 simulations pour la cohorte clinique, pré et postopératoire confondus.

Les résultats de simulations obtenus avec les géométries approchées ont alors été comparés à ceux issus du modèle FDS pour chaque sujet en termes de chargement intra-articulaire et d'efforts musculaires. Pour chaque grandeur, la concordance des résultats des modèles (P)RDS et ceux du modèle FDS a été évaluée graphiquement par la méthode de Bland et Altman. Celle-ci passe par le tracé des différences moyennes et l'estimation des limites de concordances par le calcul moyenne ± 1.96*écart-type.

L'identification des différences pré-post opératoires est délicate car, comme nous l'avons vu dans la partie IV.2, ces différences sont de faible amplitude et variables d'un sujet à l'autre. Nous nous sommes malgré tout intéressés aux évolutions qualitatives de chaque patient avec les modèles partiellement réduits (P)RDS avec une à 4 coupes IRM et les avons comparées à celles calculée avec le modèle FDS. Pour chaque grandeur d'intérêt, nous avons donc vérifié la concordance des modèles (P)RDS avec l'augmentation ou la diminution postopératoire obtenue avec le FDS.

IV.3.2 Résultats

IV.3.2.1 Temps de génération des modèles

Les reconstructions du rachis cervical et de l'enveloppe corporelle à partir des radiographies biplanes prenaient entre 15 et 20 min. La segmentation des 21 groupes musculaires considérés prenait autour de 10 min pour chaque coupe, résultant en un temps de segmentation IRM complète d'au moins 3h pour chaque sujet. Les différentes procédures de recalages et de déformations prenaient une à deux minutes au total. Ainsi, la génération d'un modèle complet FDS prenait au moins 3h15 alors que celle des modèles à dataset réduit RDS et PRDS1-4 prenait entre 20 min et 1h selon le nombre de coupes IRM considérées.

IV.3.2.2 Comparaison des résultats des (Partially) Reduced Dataset à ceux du Full Dataset

Les résultats des comparaison par la méthode Bland-Altman sont synthétisés dans le Tableau IV.6 et illustrés dans la Figure IV.15.

Tableau IV.6 : Comparaison des prédictions du modèle proprioceptif multi-niveaux issus des géométries (P)RDS par rapport à celles issus du FDS pour l'ensemble des niveaux et la totalité des sujets – Bland-Altman

		Cisaillement AP (N)	Compression (N)	Moment FE (Nm)
FDS	Moyenne	24.7 ± 1.9	-67.7 ± 3.0	0.3 ± 0.1
RDS-FDS	Biais ± LC	-1.4 ± 9.3	6.0 ± 21.9	0.06 ± 0.44
PRDS1-FDS	Biais ± LC	-0.4 ± 9.8	5.3 ± 22.6	0.03 ± 0.50
PRDS2-FDS	Biais ± LC	-0.4 ± 9.6	2.8 ± 21.2	0.01 ± 0.48
PRDS3-FDS	Biais ± LC	-0.2 ± 9.0	2.0 ± 21.5	0.03 ± 0.47
PRDS4-FDS	Biais ± LC	-0.4 ± 8.3	1.0 ± 22.0	0.02 ± 0.47
Robustesse FDS*	Incertitude mesure	4.72	9.66	0.11

Les valeurs Biais ± LC correspondent à la moyenne des différences avec le FDS et ± 1.96*écart-type, représentant les Limites de Concordances
Les valeurs rapportées viennent de la comparaison pour les 36 sujets et les 4 niveaux donc 144 comparaisons
*Pour rappel, l'évaluation de la robustesse s'est faite par une analyse Monte-Carlo avec une erreur aléatoire de ± 7.5° sur l'orientation des muscles sur les 4 niveaux. Les valeurs rapportées correspondent à 1.96*SD représentant l'intervalle de confiance à 95% des mesures

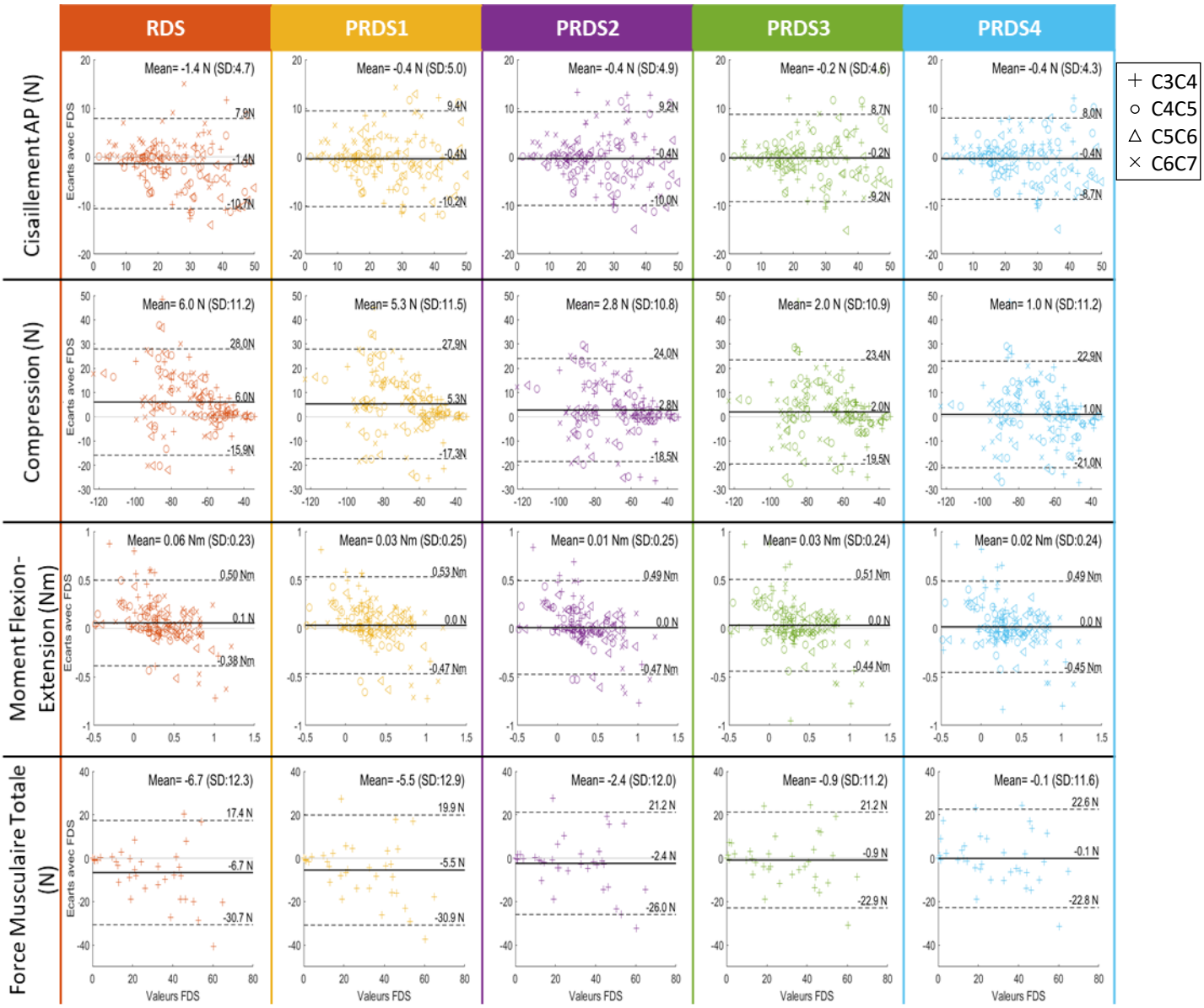


Figure IV.15 : Tracé des différences (P)RDS-FDS des charges intervertébrales par rapport aux valeurs du FDS en cisaillement antéropostérieur, compression et moment de flexion-extension sur les 4 niveaux pour les 36 sujets

L'ajout de coupe IRM permet de réduire les différences moyennes avec le FDS, mais ne semble avoir qu'un effet marginal sur la dispersion de ces différences. Par exemple, le RDS a tendance à sous-estimer l'effort musculaire total de 6.7 N, mais seulement de 0.1 N pour le PRDS4, mais les limites de concordance restent autour de ± 23 N.

IV.3.2.3 Performances pour l'identification des changements pré-post opératoires

Il y avait concordance avec le FDS sur l'évolution qualitative de toutes les grandeurs d'intérêt pour seulement 2 sujets avec les modèles (P)RDS. Il y avait concordance pour un troisième sujet pour le modèle PRDS1 et PRDS4.

IV.3.3 Discussion

Si la quantification des charges intervertébrales par le modèle proprioceptif sur une cohorte clinique a permis de mettre en évidence des différences significatives postopératoires (Partie IV.2), une étude sur une cohorte bien plus grande est nécessaire pour confirmer la validité de ces observations. L'utilisation de ce modèle proprioceptif en routine clinique faciliterait grandement cette étude plus large mais est rendue difficile par le temps de segmentation des images IRM, nécessaires à l'obtention de la géométrie musculaire personnalisée. C'est dans le but de limiter ce temps de traitement qu'a été développée une approche basée sur la déformation d'une modélisation musculaire générique obtenue à partir de modèles musculosquelettiques de sujets sains, éventuellement ajustée par quelques coupes IRM (Van den Abbeele, 2018). L'objectif de cette étude était donc d'évaluer l'influence de cette approche accélérée sur les résultats issus du modèle proprioceptif, ainsi que sur l'évaluation clinique que l'on peut en tirer.

L'utilisation d'une musculature générique déformée sur la géométrie ostéoarticulaire de chaque sujet permet de réduire le temps de génération de modèles musculosquelettiques personnalisés de 70 à 90 % par rapport à une musculature segmentée. Cette réduction significative du temps de traitement rendrait la quantification d'efforts musculaires plus compatible à une implémentation clinique pour l'évaluation de patients. Elle faciliterait également son application à de larges populations pour mieux étudier les différences entre sujets sains et patients et les émergences de complications postopératoires. Par ailleurs, la génération de ces modèles pourrait être accélérée davantage par l'automatisation des reconstructions à partir des stéréoradiographies du rachis (Gajny et al., 2019) et possiblement de l'enveloppe corporelle.

La personnalisation de la géométrie musculaire se fait assez rarement dans le cadre de la quantification des charges intervertébrales (Alizadeh et al., 2020a; Netto et al., 2008). La plupart utilisent des musculatures décrites dans la littérature mises à l'échelle (Barrett et al., 2020; de Bruijn

et al., 2016; Fréchède et al., 2019; Moroney et al., 1988a) ou extraites de sujets post-mortem individuels (Bayoglu et al., 2019). A notre connaissance, la présente étude est la première à évaluer les erreurs sur les résultats de quantification liées à une musculature générique par rapport à une musculature segmentée.

En comparant la moyenne et les limites de concordances des différences entre les résultats des modèles *Reduced DataSet* à ceux venant des modèles *Full DataSet*, nous avons pu voir que l'ajout de coupes IRM permettait de réduire le biais de ces approches simplifiées, mais pas leurs dispersions. Cependant, si on se réfère à l'étude de robustesse menée dans l'évaluation préliminaire du modèle proprioceptif (Partie IV.1.2) dont les résultats sont rappelés dans le Tableau IV.6, on peut voir que les écarts des valeurs (P)RDS par rapport aux modèles FDS sont légèrement plus élevées que les incertitudes de mesures, tout en étant du même ordre de grandeur, et ceci pour le modèle RDS, basé uniquement sur les acquisitions EOS.

Ainsi, selon la précision nécessaire à l'évaluation d'un sujet, l'utilisation des approches à « dataset réduit » peut suffire. Néanmoins, au vu de ces valeurs de dispersions et des petites amplitudes des évolutions postopératoires que nous avons observées dans la partie IV.2, ces approches ne permettent pas d'évaluer ces évolutions, même qualitativement. Il apparaît donc encore nécessaire d'utiliser un « dataset complet », et donc une segmentation entière des images IRM, pour le suivi longitudinal d'un même sujet.

Il est important de reconnaître les limites de l'approche utilisée dans cette étude. Tout d'abord, les prédictions issues de la géométrie segmentée ont servi de références pour comparer celles venant des muscles génériques. Cette géométrie de référence a d'abord été segmentée sur des images IRM acquises en position allongée puis transférée en position debout. Une validation de ce processus nécessiterait l'acquisition d'IRM verticales, une technologie qui demeure rare et coûteuse. De plus, les prédictions comparées ici sont issues de simulations en position neutre érigée et portent donc sur des charges intra-articulaires et forces musculaires de faibles amplitudes. Leur validation exhaustive nécessiterait des mesures expérimentales EMG et d'efforts par des modalités invasives, et leurs faibles amplitudes les rend d'autant plus difficiles à évaluer par EMG surfaciques. Les erreurs seraient possiblement plus grandes dans le cas de chargements externes plus importants, ce que l'on pourrait trouver dans d'autres positions et pendant l'exercice d'une tâche. Par ailleurs l'estimé des incertitudes pour le FDS n'a pris en compte que les incertitudes sur l'orientation des lignes d'actions musculaires. Une analyse de reproductibilité intra et inter observateur aurait été plus pertinente, mais le temps de reconstruction pour le FDS a été le facteur limitant. Enfin, l'exploration de l'intérêt clinique d'une telle approche repose ici sur une cohorte clinique de 15 patients avec un délai postopératoire très court de seulement 6 semaines à 2 mois.

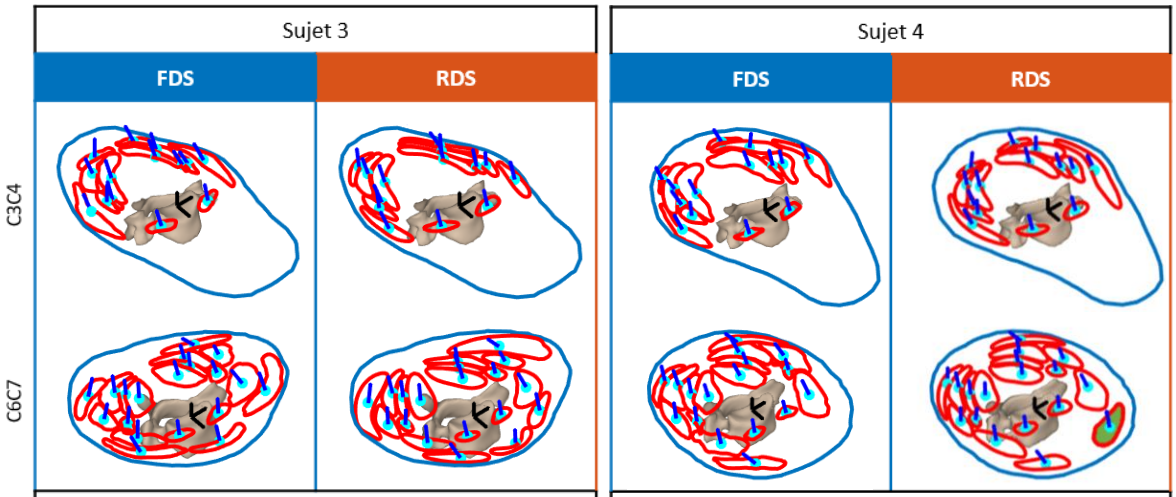
Néanmoins, la réduction significative du temps de génération de modèle et les performances de ces approches simplifiées ouvrent la voie à l'exploitation de la quantification du chargement rachidien et musculaire en routine clinique pour évaluer le « statut biomécanique » de patients.

Les paragraphes suivants discutent plus spécifiquement des résultats de certains sujets en particulier pour apporter des éléments de compréhension supplémentaires sur les dispersions observées et ainsi amener des pistes d'amélioration qui permettraient d'envisager ces approches *Reduced Dataset* pour étudier l'évolution de ce « statut » pour un suivi longitudinal.

IV.3.3.1 Déformation de muscles génériques sur un rachis sujet-spécifique

La Figure IV.16 compare la géométrie FDS et RDS du sujet 3, pour lequel les différences de prédictions sont assez faibles, ainsi que du sujet 4, où ces différences sont plus conséquentes. Pour ce dernier, on observe que les bras de levier musculaires (distances des centroïdes musculaires au centre articulaire) du RDS sont globalement plus faibles que ceux du FDS au niveau C3C4.

Les templates génériques déformés pour l'obtention des modèles RDS étant basés sur un faible nombre de sujets sains, il est peu probable qu'ils représentent toutes les variabilités de formes pertinentes. Une cohorte plus grande pour la génération de ces templates pourrait améliorer leurs performances.



Ecart relatif max du modèle proprioceptif	
Cisaillement AP	3,3%
Compression	3,3%
Moment FE	23%
Effort muscle total	14%

Ecart relatif max du modèle proprioceptif	
Cisaillement AP	24%
Compression	22%
Moment FE	117%
Effort muscle total	40%

Figure IV.16 : Comparaison des géométries musculaires du FDS et du RDS et des erreurs relatives maximales du modèle proprioceptif pour les sujets 3 et 4

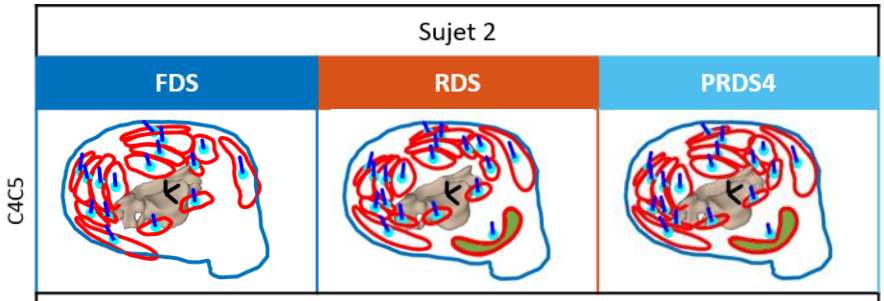
Par ailleurs, pour le sujet 4, on peut voir que l'intersection du plan intervertébral C6C7 donne une section musculaire pour le SCM gauche pour la géométrie générique (en vert), mais pas pour la

géométrie segmentée. Pour rappel, ce procédé est illustré Figure IV.3. La définition des origines et insertions et leur prise en compte dans le calcul de géométrie musculaire locale permettrait d'éviter ces incohérences et d'établir une liste des muscles présents à chaque niveau pour rendre ce procédé plus robuste.

En comparaison, la géométrie RDS du sujet 3 présente des bras de levier similaires à ceux de la géométrie FDS, et le calcul des sections musculaires ne montre pas ce type d'incohérence. Ces observations pourraient expliquer les plus grandes différences observées pour le sujet 4 que pour le sujet 3, et donc la grande disparité observée sur toute la cohorte. Une analyse quantifiant les différences géométriques (bras de levier, sections) entre le FDS et le RDS permettrait de déterminer plus finement l'impact de celles-ci sur les résultats du modèle proprioceptif.

IV.3.3.2 Influence de l'ajout de coupes IRM

La personnalisation supplémentaire à l'aide de quelques coupes IRM semble avoir des effets variables selon les sujets. Pour certains sujets, tels que le Sujet 2 dont la comparaison des résultats est illustrée Figure IV.17, l'ajout de données IRM rapproche sensiblement les résultats de la géométrie approchée de ceux de la géométrie segmentée, faisant notamment passer l'écart relatif maximal en cisaillement de 27 % à 8 %. On peut par ailleurs remarquer qu'ici encore, l'intersection des muscles du RDS donne une coupe du groupe musculaire sous-hyoïdien au niveau C4C5 que l'on ne retrouve pas pour le FDS (en vert sur la Figure IV.17). Bien que cette incohérence ne soit pas résolue par l'ajout de coupes IRM, les erreurs associées semblent malgré tout être réduites.



Ecart relatif max du modèle proprioceptif		
Cisaillement AP	27,0%	8,2%
Compression	16,7%	11,1%
Moment FE	268%	154%
Effort muscle total	85%	42%

Figure IV.17 : Géométrie musculaire locale au niveau C4C5 du FDS, du RDS et du PRDS4 et différences de prédictions du modèle proprioceptif pour le sujet 2

Pour d'autres sujets, l'ajout de coupes IRM semble augmenter l'écart avec les résultats issus du FDS, comme pour le sujet 3 illustré dans la Figure IV.18. Pour celui-ci, la personnalisation additionnelle sur le SCM droit (en jaune) rapproche le centre de sa section de celui obtenu sur la géométrie segmentée,

ajustant ainsi son bras de levier, mais semble écraser sa section. La section du groupe transversospinalis gauche (en rose) semble s'approcher légèrement de celle du FDS pour le PRDS2, mais finit complètement écrasée lors de l'ajout de la 4e coupe. Enfin, si on porte notre attention sur la section du groupe musculaire hyoïdien (en vert), bien que sa forme ressemble fortement à celle du FDS avec l'ajout de coupes IRM, sa ligne d'action (indiquée par la flèche bleue) apparaît bien différente, plus différente encore que celle du RDS. Ici, les déformations supplémentaires ont donc tendance à éloigner la géométrie générique de la géométrie segmentée, ce qui expliquerait l'augmentation des erreurs relatives pour ce sujet suite à l'ajout des coupes.

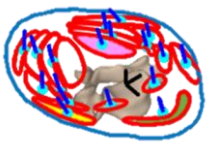
	Sujet 3			
	FDS	RDS	PRDS2	PRDS4
C4C5				
	Ecart relatif max du modèle proprioceptif			
	Cisaillement AP	3,3%	8,4%	17,1%
	Compression	3,3%	2,3%	11,8%
	Moment FE	23%	35%	62%
	Effort muscle total	14%	7,5%	31%

Figure IV.18 : Géométrie musculaire locale au niveau C4C5 du FDS, RDS et PRDS4 du sujet 3

Il apparaît donc que la déformation élastique de contours sur ces quelques coupes, se fait parfois au détriment de la cohérence de leurs lignes d'action, qui sont pourtant cruciales pour une quantification précise (Vasavada et al., 2008). L'application des déformations supplémentaires sur les centroïdes des sections plutôt que sur les contours musculaires, ainsi que la prise en compte des insertions et origines musculaires pourraient limiter les distorsions et mieux préserver la ligne d'action des muscles. Cette méthode se rapprocherait alors de l'utilisation de via-points, communément employés dans la littérature pour obtenir des lignes d'action plus physiologiques (Suderman et al., 2012; Suderman & Vasavada, 2012, 2017).

Par ailleurs, une étude plus approfondie sur le choix des coupes utilisées pour la personnalisation additionnelle permettrait potentiellement de mieux optimiser les performances de cette approche.

IV.3.4 Conclusion

Cette étude avait pour objectif d'explorer l'intérêt de géométries musculaires génériques pour la quantification d'efforts musculaires et de charges intervertébrales du rachis cervical dans un contexte clinique. L'utilisation de ces géométries génériques permet de réduire significativement le temps de

traitement des données IRM, accélérant ainsi la génération de modèles personnalisées, et est donc plus facile à implémenter dans une routine clinique. Selon la précision voulue, la déformation du template générique peut suffire pour l'estimation des charges intervertébrales avec le modèle proprioceptif. Ainsi, il serait possible de déterminer le chargement rachidien et musculaire seulement à partir des stéréoradiographies et de ce template générique en s'affranchissant de la segmentation IRM.

L'analyse de variation au cours du suivi longitudinal d'un même patient montre que, en particulier dans un cadre de recherche, la segmentation complète d'images IRM resterait à privilégier car ces variations peuvent être de faible amplitude. Ces recherches basées sur l'analyse *Full Dataset* combinant EOS et IRM, permettront aussi d'augmenter les bases de données, et les templates associés. Ceci, combiné à l'amélioration de la méthode de personnalisation, notamment en prenant en compte les insertions musculaires lors des déformations et les centroïdes comme points de contrôle, pourrait permettre progressivement d'améliorer les méthodes RDS pour une utilisation plus précise et plus large.

IV.4 Synthèse de la Partie IV

Le recours à la chirurgie pour traiter les cervicalgies a augmenté au fil des années (Marawar et al., 2010; Marquez-Lara et al., 2014). Les complications mécaniques postopératoires associées peuvent se présenter sous différentes formes telles que l'ASD, la pseudarthrose ou encore l'ossification hétérotopique et ne sont pas rares. Au moins 20 % des patients souffriraient d'ASD après une arthrodèse dans les 10 ans après l'opération (Hilibrand et al., 1999; Lee et al., 2015). Bien que de potentiels facteurs de risques aient pu être identifiés, tels que les changements de courbure (Choi et al., 2017; Katsuura et al., 2001; Xiong et al., 2020), il reste encore un manque de connaissances sur leurs émergences.

La quantification des efforts musculaires et du chargement intervertébral pourrait être un outil pertinent pour l'évaluation clinique de patients et pourrait contribuer à une meilleure compréhension de ces mécanismes de dégénérescence et de complications. Bien que cette quantification demeure difficile en raison du problème de redondance musculaire (Bernstein, 1967), les modèles de la littérature proposent de le résoudre par différentes approches, allant de l'optimisation, l'EMG ou une combinaison des deux. Cependant, ces modèles nécessitent des mesures difficiles à mettre en place en clinique, tels que des mesures d'efforts et d'acquisitions cinématiques. Le modèle proprioceptif, supposant que les muscles interviennent pour protéger le rachis de charges excessives (Van den Abbeele et al., 2018), apparaît comme une alternative intéressante, permettant de s'affranchir de ces mesures et d'obtenir cette quantification musculaire uniquement à partir d'images médicales.

Ce modèle a tout d'abord été adapté pour prendre en compte l'équilibre mécanique de tous les niveaux du rachis cervical inférieur. Les modifications ont été apportées en faisant l'hypothèse de l'unicité de l'effort le long du muscle et que les niveaux les plus chargés guidaient leur activation. Ce modèle a été évalué par rapport à d'autres modèles de la littérature, mais bénéficierait d'une validation plus poussée avec des mesures expérimentales d'efforts et EMG durant des essais isométriques.

En personnalisant le rachis et les muscles à partir de stéréoradiographies et d'IRM, ce modèle multi-niveaux a pu être appliqué à 15 patients avant et après opération du rachis cervical et a ainsi permis de quantifier les évolutions de chargement intervertébral et d'efforts musculaires. L'approche barycentremétrique a montré dans la Partie III des changements significatifs de la posture et du chargement gravitationnel en position neutre. Les résultats du modèle proprioceptif montrent que ces changements induisent chez la plupart des sujets une réduction des chargements intervertébraux, notamment en moment de flexion-extension, mais aussi une réduction des efforts musculaires, indicatifs d'une posture plus économique. Cette approche nécessite cependant un temps de

segmentation conséquent pour personnaliser les muscles, ce qui est peu compatible à une utilisation en routine clinique.

Dans le but de réduire ce temps de traitement, la troisième sous-partie s'est intéressée à différentes méthodes de personnalisation de la géométrie musculaire et a évalué leur influence sur les résultats du modèle proprioceptif. La déformation d'un modèle générique sur la géométrie osseuse de chaque sujet, possiblement en ajoutant des contours sur quelques coupes IRM, a permis de réduire significativement ce temps de personnalisation musculaire. Si ces approches simplifiées semblent insuffisantes pour le suivi longitudinal d'un patient, elles apparaissent néanmoins pertinentes pour analyser le « statut » biomécanique du patient en ne s'appuyant que sur des acquisitions de routine. Nous avons pu estimer des patterns d'activations musculaires, des chargements gravitationnels et intra-articulaires à l'aide du modèle proprioceptif, ce qui ouvre la voie à l'intégration de données quantitatives, même encore préliminaires, dans l'analyse biomécanique et clinique d'un alignement postural plus ou moins économique.

Le couplage avec un modèle en éléments finis offrirait un intérêt double : déterminer la distribution des charges intervertébrales à travers les différentes structures de l'articulation (facettes, disques, ligaments) et ainsi évaluer la contribution des éléments passifs, mais aussi d'obtenir une modélisation éléments finis dont les conditions de chargement seraient physiologiquement représentatives, nécessaires à sa biofidélité (Dibb et al., 2013). Cependant le coût numérique du modèle en éléments finis avec activation des muscles volumiques s'avère être particulièrement élevé, et la partie suivante va donc s'intéresser à sa réduction préalable.

Partie V : Réduction de modèle en éléments finis du rachis cervical inférieur

V.1 Contexte

Les premiers modèles paramétrés du rachis cervical développés à l'IBHGC (Maurel, Skalli, Lavaste, 1997) ont permis de mettre en évidence l'influence des variations géométriques interindividuelles, l'importance de la modélisation personnalisée et ont ainsi ouvert la voie au développement d'un modèle en éléments finis sujet-spécifique paramétré à partir d'images médicales (Laville, 2011). Les multiples paramètres de l'ossature sont tirées de reconstructions 3D issues de radiographies biplans (Humbert et al., 2009; Lansade, 2009) et permettent alors le calcul de primitives géométriques sur lesquelles repose la génération du maillage en éléments finis. Les muscles sont reconstruits à partir d'images IRM et sont modélisés par des éléments hexaédriques dans lesquels sont intégrés des câbles contractiles, représentant les fibres musculaires, donnant ainsi un comportement global anisotrope non-linéaire et permettant la simulation d'activation musculaire (Jolivet et al., 2000) et l'effet de globulisation au cours de leur contraction. Ce modèle musculo-squelettique personnalisé a alors pu être utilisé dans le cadre d'une analyse préliminaire du rachis en compression dynamique et d'observer l'influence des muscles avec une activation arbitrairement fixée. Un couplage avec le modèle de quantification d'efforts musculaires permettrait alors de personnaliser ces activations, et donc les conditions de chargement. Des efforts de développement sont cependant nécessaires pour y parvenir. De plus, les simulations prennent un temps considérable, de l'ordre de 24 heures pour les modèles complets avec activation. Une réduction de modèle apparaîtrait donc bénéfique pour faciliter le développement du couplage avec la quantification musculaire ainsi que pour envisager une application en clinique.

En parallèle a été développée une modélisation paramétrée, personnalisée et simplifiée du rachis thoraco-lombaire dans le cadre de l'étude de déformations scoliotiques (Descrimes, 1995; Portier et al., 1993). Cette approche modélise les différents éléments des vertèbres et les disques intervertébraux par des poutres dont les paramètres géométriques sont également obtenus à partir de stéréoradiographies. Cette démarche a alors permis la simulation sujet-spécifique et la caractérisation de différents traitements chirurgicaux de la scoliose (Lafage et al., 2004; Lafon-Jalby, 2006; Vergari et al., 2015, 2021).

Ainsi l'objectif de cette étude est de procéder à la réduction d'un modèle personnalisée du rachis cervical inférieur décrit par Laville (2011), que l'on qualifiera de « modèle détaillé », en s'inspirant de l'approche utilisée pour le modèle thoraco-lombaire dans le cadre de l'étude de la scoliose.

V.2 Matériel et Méthodes

V.2.1 Réduction du modèle détaillé

Tous les nœuds utilisés dans le modèle réduit correspondent soit à des nœuds du modèle détaillé, soit à des points calculés à partir de ces derniers.

V.2.1.1 Vertèbres

Un schéma de la modélisation des vertèbres est disponible dans la Figure 1. 13 poutres et 11 nœuds sont utilisés pour modéliser la vertèbre, un 12e nœud situé à l'avant du plateau supérieur est utilisé pour orienter les éléments. Le modèle détaillé différencie les propriétés mécaniques de l'os cortical (12 000 MPa) et de l'os spongieux (100 MPa) du corps vertébral, ainsi le module de la poutre du corps vertébral a été fixé à 500 MPa. Le module des autres régions est identique au modèle détaillé à 6 000 MPa. Les paramètres géométriques des différentes poutres sont calculés à partir du modèle détaillé, comme explicité dans le Tableau V.1.

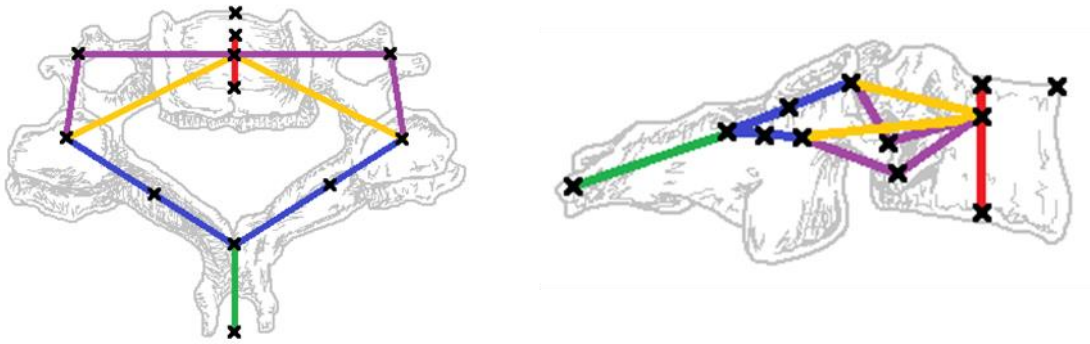


Figure V.1 : Schéma de la modélisation d'une vertèbre cervicale par des éléments poutres vue de dessus et de profil

Tableau V.1 : Propriétés mécaniques et géométriques des régions anatomiques de vertèbres cervicales modélisées par des éléments poutres

Partie anatomique	Propriétés géométriques	Propriétés mécaniques
Corps vertébral	Section elliptique tronquée (Portier, 1991) $Aire = 0.842 \cdot A_{cv} \cdot B_{cv}$ $I_x = 0.05856 \cdot {A_{cv}}^3 \cdot B_{cv}$ $I_y = 0.05716 \cdot A_{cv} \cdot {B_{cv}}^3$	$E = 500\ MPa$ $\nu = 0.3$
Pédicules	Section elliptique $Aire = \pi \cdot A_{ped} \cdot B_{ped}$ $I_x = \pi \cdot {A_{ped}}^3 \cdot B_{ped}/64$ $I_y = \pi \cdot A_{ped} \cdot {B_{ped}}^3/64$	$E = 6000\ MPa$ $\nu = 0.3$
Apophyse transverse	Section rectangulaire $Aire = b \cdot h$ $I_x = h^3 \cdot b/12$ $I_y = b^3 \cdot h/12$	
Lames	//	
Apophyse épineuse	//	

// indique le même calcul, mais avec des mesures spécifiques à la région
A_{cv} et B_{cv}, A_{ped} et B_{ped} les axes de l'ellipse approchée du corps vertébral et des pédicules respectivement

V.2.1.2 Modélisation des éléments passifs antérieurs

Les avancées de la modélisation thoraco-lombaire ont permis l'utilisation d'un unique élément « poutre généralisée » joignant les poutres des deux corps vertébraux adjacents pour représenter le disque intervertébral (Vergari et al., 2021). Ce type d'élément permet la modélisation d'un comportement non linéaire et anisotrope simplement en décrivant la loi déformation angulaire-moment pour chaque type de sollicitation.

L'objectif de l'étude étant de réduire le temps de simulation, il a été choisi d'inclure le comportement des facettes articulaires dans cette poutre non-linéaire pour éviter l'emploi d'éléments de contact. C'est pourquoi des simulations de caractérisation ont été menées sur un modèle détaillé sur lequel ont été retirés les éléments postérieurs (arc postérieur, ligament jaune et ligament interépineux). Ainsi, ces lois de comportement représentent l'ensemble du corps vertébral aux apophyses articulaires, le disque intervertébral et ses fibres, les ligaments longitudinaux antérieur et postérieur, le cartilage facettaire et les capsules articulaires.

Le processus d'identification des paramètres de ces lois de comportement est détaillé dans Annexe D.

La géométrie utilisée pour ces simulations de caractérisation correspondait à la géométrie moyenne de l'unité fonctionnelle C4C5 issue de 6 sujets cadavériques (2F, 4H, 61 ± 4 ans) présentés dans Van den Abbeele (2018). Les structures antérieures de ce modèle ont donc été sollicitées en flexion-extension (FE), inclinaison latérale (LB) et torsion axiale (AR). Les rotations de C4 par rapport à C5 ont été mesurées pour obtenir les courbes moment-déflexion caractérisant les lois de comportement de l'ensemble. L'interpolation de ces courbes par des polynômes de degré 3, la géométrie du disque utilisé dans les simulations et la théorie des poutres nous ont permis de déterminer les lois de comportement suivantes :

$$M_{LB} = \frac{8.71 \cdot I_{LB}}{L} \cdot \Delta\theta \cdot \left(1 + \left(\frac{\Delta\theta}{0.047}\right)^2\right) \quad \text{(Eq. V-1)}$$

$$M_{FE} = \frac{9.72 \cdot I_{FE}}{L} \cdot \Delta\theta \cdot \left(1 - \frac{\Delta\theta}{0.12} + \left(\frac{\Delta\theta}{0.076}\right)^2\right) \quad \text{(Eq. V-2)}$$

$$M_{AR} = 1.38 \cdot I_{AR} \cdot \Delta\theta \cdot \left(1 + \left(\frac{\Delta\theta}{0.065}\right)^2\right) \quad \text{(Eq. V-3)}$$

Avec M_{LB}, M_{FE} et M_{AR} les moments appliqués dans les différentes sollicitations et $\Delta\theta$ la déflexion angulaire. Ces lois peuvent être personnalisées en prenant en compte les moments quadratiques de chaque disque I_{LB}, I_{FE} et I_{AR} et leur hauteur L. Les moments quadratiques sont calculés en approximant la section du disque à une ellipse tronquée.

Une comparaison du comportement sans arc postérieur du modèle détaillé et celui de la poutre généralisée dotée des paramètres de comportement ainsi obtenus est illustrée Figure V.2.

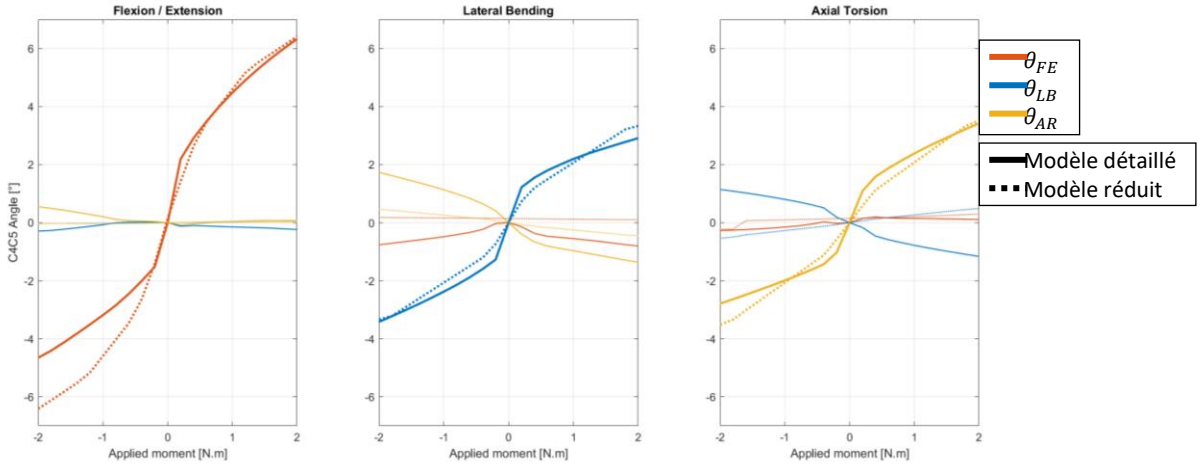


Figure V.2 : Comparaison du comportement sans arc postérieur du modèle réduit et du modèle détaillé

V.2.1.3 Ligaments de l'arc postérieur

Le ligament interépineux est représenté par 2 éléments câbles entre les épineuses, contrairement au modèle détaillé qui le modélise par 4 câbles. La section des câbles utilisés a donc été adaptée de sorte à avoir la même section globale. Le ligament jaune est identique au modèle détaillé, modélisé par 6 éléments câbles. Des poutres rigides permettent de connecter ses insertions aux poutres modélisant la vertèbre. Les valeurs de module d'élasticité et de prédétente de ces ligaments sont identiques à celles du modèle détaillé.

Enfin, bien que la poutre généralisée semble bien approcher le comportement des structures passives antérieures sous la plupart des sollicitations, elle apparaît malgré tout trop souple en extension (Figure V.2). Du fait de la forme des contacts facettaires, il semblerait que l'asymétrie entre flexion et extension soit trop grande pour être répliquée par ce type d'élément. Il a donc été choisi de rigidifier l'extension par le biais de ressorts de compression superposés avec les 2 câbles du ligament interépineux. Leur module était fixé à 15 MPa et leurs sections correspondait à la moyenne des sections des apophyses articulaires.

Le Tableau V.2 récapitule les différents éléments utilisés pour la réduction de modèle.

Tableau V.2 : Synthèse des éléments utilisés dans le modèle réduit et de leurs propriétés

Structure anatomique	Eléments	Propriétés
Vertèbres	Poutre linéaire élastique	$E = 500\ MPa\ (corps\ vertébral), 6000\ MPa$ $\nu = 0.3$
Disque intervertébral Ligament longitudinal antérieur et postérieur Facettes, Capsule	Poutre généralisée non-linéaire	$M_{LB} = \frac{8.71 \cdot I_{LB}}{L} \cdot \Delta\theta \cdot \left(1 + \left(\frac{\Delta\theta}{0.047}\right)^2\right)$ $M_{FE} = \frac{9.72 \cdot I_{FE}}{L} \cdot \Delta\theta \cdot \left(1 - \frac{\Delta\theta}{0.12} + \left(\frac{\Delta\theta}{0.076}\right)^2\right)$ $M_{AR} = 1.38 \cdot I_{AR} \cdot \Delta\theta \cdot \left(1 + \left(\frac{\Delta\theta}{0.065}\right)^2\right)$
Ligament jaune	Câbles	$E = 25\ MPa, Prédétente = 0;$ $CSA = 0.4\ mm^2$
Ligament interépineux	Câbles	$E = 25\ MPa, Prédétente = 0.17;$ $2\ CSA\ équivalente$ à $4\ câbles\ de\ 3\ mm^2$
Contact	Ressort compression	$E = 15\ MPa, Prédétente = 0.02;$ $CSA = Section\ moyenne\ des\ apophyses\ articulaires$

M_{LB}, M_{FE} et M_{AR} le moment appliqué dans les différentes sollicitations, $\Delta\theta$ la déflexion angulaire
I_{LB}, I_{FE} et I_{AR} les moments quadratiques du disque intervertébral dans les différentes directions
L la hauteur du disque, E le module d'Young, ν le coefficient de Poisson,

V.2.2 Modélisation sujet-spécifique et évaluation

Les modèles détaillés C3C7 des 6 sujets asymptomatiques (28 ± 4 ans, 69.7 ± 9.6 kg, 2F/4M) déjà présentés dans la Partie IV.1.2 ont été générés en utilisant la méthode décrite dans Laville et al. (2009) à partir des géométries 3D du rachis cervical reconstruites à partir de leur stéréoradiographie acquises debout avec un système EOS (EOS Imaging SA, Paris, France) (Humbert et al., 2009; Lansade, 2009; Rousseau et al., 2007). La méthode décrite ici a servi à la génération des 6 modèles réduits à partir de ces modèles détaillés. Les 6 modèles détaillés et les 6 modèles réduits sont illustrés à la Figure V.3.

Cette méthode a été évaluée par comparaison entre des simulations faites avec le modèle réduit et le modèle détaillé de chacun des 6 sujets. Ces simulations ont été réalisées sur ANSYS 15.0 (ANSYS Inc., Cannonsburg, PA, USA) et répliquaient des essais de flexion-extension, d'inclinaison latérale et de torsion axiale par application d'un moment pur sur le plateau supérieur de C3 jusque 2 Nm et avec C7 encastrée.

Les mouvements principaux et couplés de chaque vertèbre par rapport à celle sous-jacente ont pu être obtenus à l'aide de repères anatomiques (Rousseau et al., 2007) (détaillé en annexe C.1) calculés au préalable et attachés rigidement à chaque vertèbre en éléments finis.

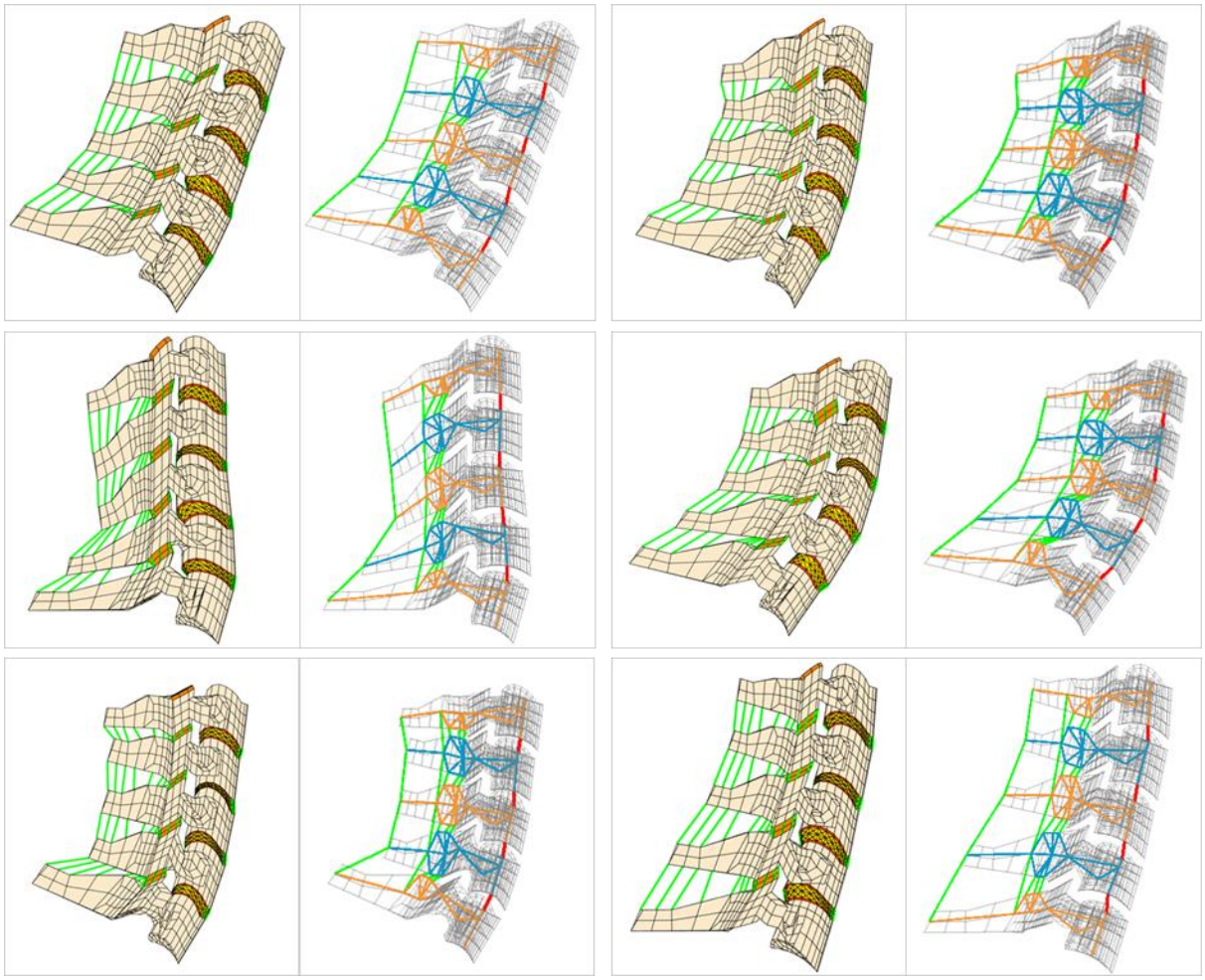


Figure V.3 : Modèles en éléments finis détaillés et réduits des 6 sujets asymptomatiques servant à l'évaluation

V.3 Résultats

Parmi les 72 simulations retenues pour cette étude, seules 4 n'ont pas convergé. Celles-ci correspondaient à l'inclinaison latérale de 2 sujets avec le modèle détaillé. Toutes les simulations de modèle réduit ont convergé. Le temps de calcul des simulations était en moyenne de 183 secondes (108 – 546 sec) pour le modèle détaillé et de 4.3 secondes (3.6 – 4.7 sec) pour le modèle réduit. En comparaison une à une, la réduction de temps de calcul était ainsi en moyenne de 97 % (95.9 à 99.2 %).

Les comparaisons des courbes de mobilités principales obtenues avec les modèles détaillés et réduits en Inclinaison Latérale, Flexion-Extension et Torsion axiale sont illustrées Figure V.4 et Figure V.5. Les comparaison sujet par sujet sont disponibles en Annexe E.

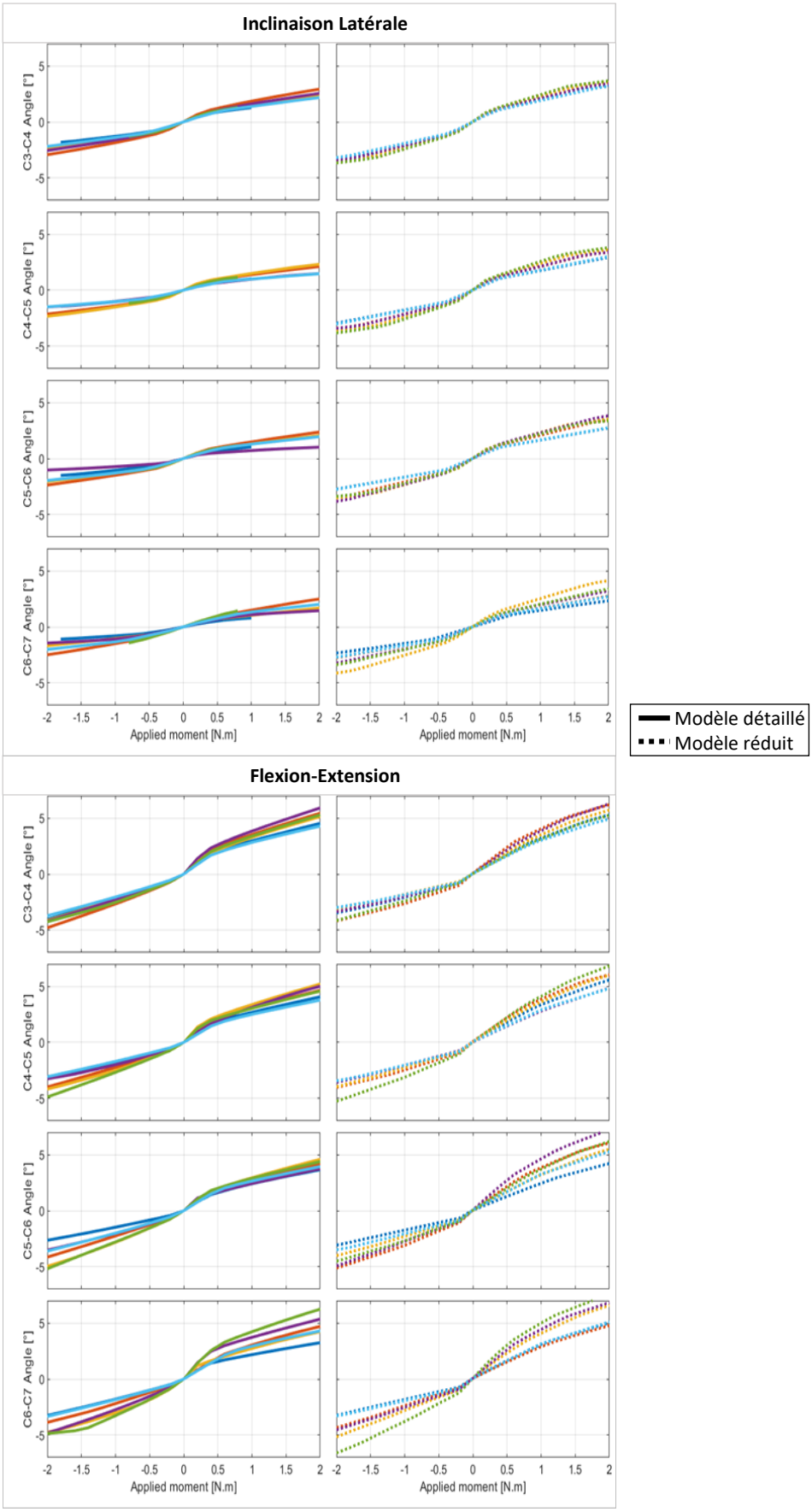


Figure V.4 : Mobilités vertébrales principales des modèles détaillés et réduits en Inclinaison Latérale et en Flexion-Extension

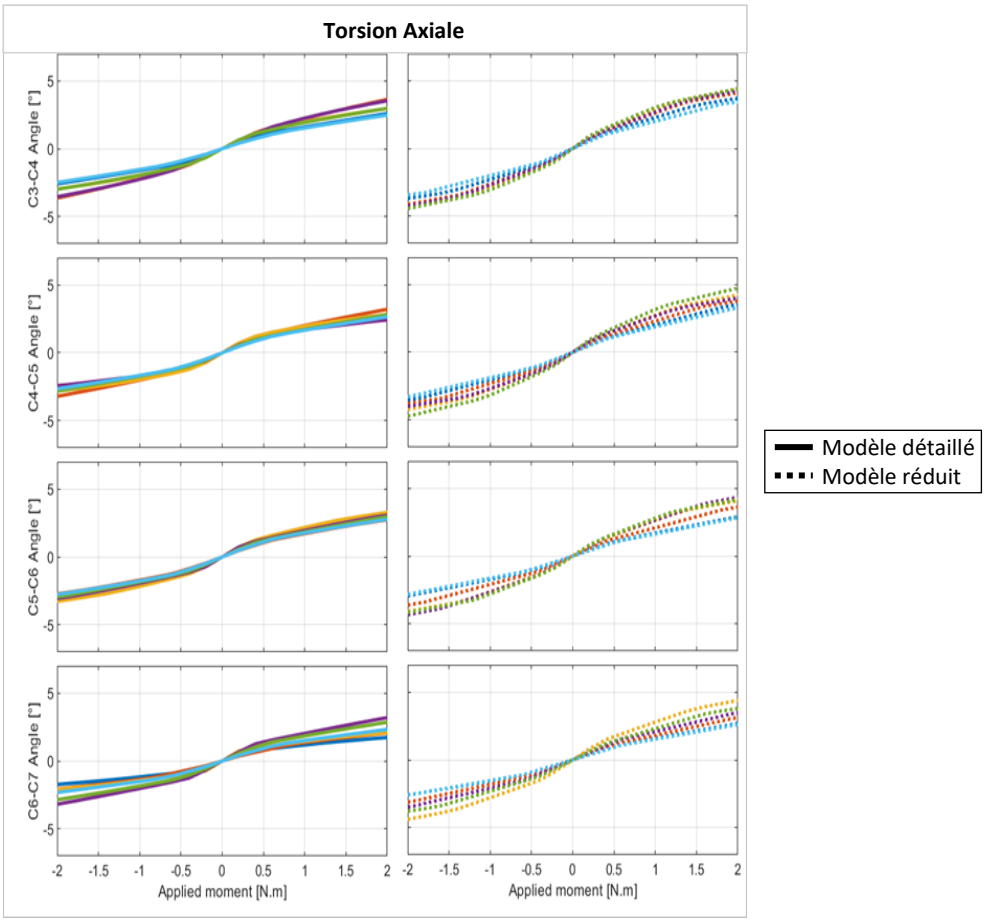


Figure V.5 : Mobilités vertébrales principales des modèles détaillé et réduit en Torsion Axiale

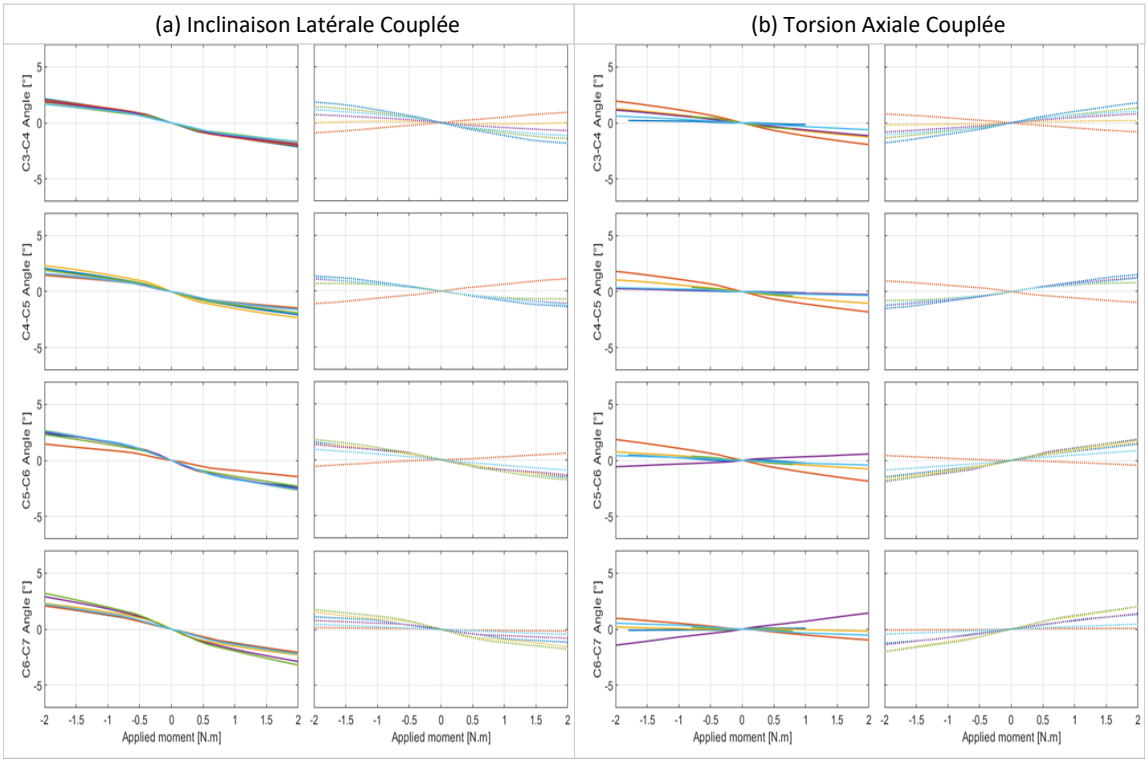


Figure V.6 : Mobilités intervertébrales couplées (a) Inclinaison couplée en Torsion axiale (b) Torsion couplée en inclinaison latérale

En moyenne, l'erreur RMS sur les mouvements intervertébraux entre le modèle réduit et détaillé était de 0.70° (CI : 0.79°) pour la rotation principale et de 0.45° (CI : 0.53°) pour les rotations couplées. Le détail de ces erreurs selon la sollicitation est disponible dans le Tableau V.3. Si le comportement du modèle réduit reproduit bien celui du modèle détaillé en termes de mobilités principales, la réponse en mobilités couplées apparaît plus variable, voire inversé (Figure V.6).

Tableau V.3 : Moyenne des erreurs RMS sur les rotations principales et couplées déterminées par le modèle réduit par rapport à celles du modèle détaillé

Sollicitation	Rotation frontale (°)	Rotation sagittale (°)	Rotation axiale (°)
Inclinaison latérale	**0.81 (± 0.98)**	0.53 (± 0.64)	0.92 (± 1.06)
Flexion-Extension	0.00 (± 0.01)	**0.63 (± 0.79)**	0.01 (± 0.01)
Torsion axiale	0.86 (± 1.07)	0.39 (± 0.48)	**0.67 (± 0.83)**

Les valeurs en gras correspondent au mouvement principal associé à la sollicitation. Les autres sont des mouvements couplés. Les intervalles de confiance à 95% sont entre parenthèses.

V.4 Discussion et perspectives

L'utilisation des éléments finis dans le milieu médical et clinique est de plus en plus important. Elle permet l'analyse biomécanique du rachis et l'évaluation d'implants et de traitements sans les problématiques pratiques et éthiques des approches *in vitro* et *in vivo*. Des avancées ont été faites sur la personnalisation géométrique et ont mis en évidence l'influence de la morphologie sur la réponse mécanique (Herron et al., 2020; Van den Abbeele et al., 2018). En revanche, il manque encore une personnalisation des conditions aux limites et une prise en compte plus fine des muscles rachidiens malgré leur importance pour reproduire un comportement biofidèle (Dibb et al., 2013). Laville (2011) a proposé un modèle musculo-squelettique sujet-spécifique en éléments finis dans lequel les muscles sont personnalisés, mais pas leurs activations. Les simulations utilisant ce modèle prennent par ailleurs un temps important de l'ordre de 24 heures chacune.

L'objectif de cette étude était donc de réduire le coût numérique du modèle paramétré personnalisé du rachis cervical (Laville et al., 2009) dans le but de faciliter l'ajout de muscles actifs et le développement du couplage avec le modèle proprioceptif de quantification de réponses musculaires et aller vers une personnalisation des conditions aux limites. L'approche utilisée dégrade ce modèle détaillé par simplification des éléments volumiques par des poutres. Le comportement des structures passives antérieures a été assimilé à des polynômes du troisième degré dont les coefficients ont été identifiés sur une unique unité fonctionnelle sans arc postérieur. Ces lois de comportement ont alors pu être personnalisées selon la géométrie de chaque disque intervertébral. La modélisation des ligaments de l'arc postérieur par éléments câbles était similaire à celle du modèle détaillé. Le modèle réduit a alors été comparé à son équivalent détaillé par simulations sur les segments C3C7 de 6 sujets sains en flexion-extension, inclinaison latérale et rotation axiale quasi-statiques.

La simplification de modèle a permis une réduction de temps de calcul conséquente d'au moins 95 % avec des simulations convergeant en moins de 5 secondes. Les erreurs en termes de mobilités étaient globalement inférieures à 2°. Bien que le modèle réduit apparaisse légèrement trop souple en flexion et en torsion axiale, les amplitudes de mouvement demeurent semblables aux amplitudes rapportées par des études *in vitro* (Moroney et al., 1988b; Panjabi et al., 2001; Rousseau et al., 2008; Wheeldon et al., 2006; Yoganandan et al., 2007, 2008). Cette comparaison est détaillée dans le Tableau V.4.

Tableau V.4 : Comparaison des amplitudes de mouvement intervertébral issus des modèles réduits et détaillés avec la littérature. Adapté de Laville et al. (2009)

Sollicitation	Modèle réduit	Modèle détaillé	Laville et al. (2009)	Rousseau et al. (2008)	Moroney et al. (1988)	Panjabi et al. (2001)	Wheeldon et al. (2006) Yoganandan et al. (2007, 2008)
Extension	-4.06 (0.89)	-4.02 (0.71)	-4.87 (1.15)	-3.94 (2.26)	-3.52 (1.94)	-4.40	-4.73 (1.58)
Flexion	5.76 (0.86)	4.60 (0.73)	4.76 (0.63)	4.15 (1.94)	5.55 (1.84)	5.50	9.83 (2.24)
Inclinaison lat	3.29 (0.43)	3.35 (0.40)*	3.13 (0.72)	2.45 (1.05)	4.71 (2.99)	3.25	5.29 (1.98)
Torsion axiale	3.74 (0.60)	2.77 (0.45)	3.08 (0.66)	2.62 (1.47)	1.85 (0.67)	2.50	6.86 (1.11)

Toutes les valeurs sont en degrés et correspondent à la moyenne (écart-type) sur tous les sujets et toutes les vertèbres.
*Les 2 sujets pour lesquels ces simulations n'ont pas convergé ont été exclus de cette moyenne

Le comportement en termes de mobilités couplées en inclinaison et torsion est en revanche variable, parfois opposé au comportement du modèle détaillé. Ceci est dû au fait que le comportement des facettes articulaires était inclus dans la poutre non-linéaire antérieure. Une version du modèle réduit employant des éléments contacts pour modéliser plus fidèlement ces facettes reproduisait mieux les mouvements couplés. Sur la Figure V.7, on voit que la modélisation des facettes permet d'avoir des mobilités couplées bien présentes, alors que le modèle réduit sans facette montre un couplage quasi-inexistant. Cependant, cette version pouvait présenter des problèmes de convergence selon les sujets, particulièrement en extension, ce qui nécessite une exploration complémentaire relative à la modélisation simplifiée de l'arc postérieur. Néanmoins, même en présence des facettes articulaires, la réduction du temps de simulation était de 90%, hormis les cas présentant des problèmes de convergence. Ainsi, même préliminaire et nécessitant encore des améliorations, cette représentation réduite apparait prometteuse.

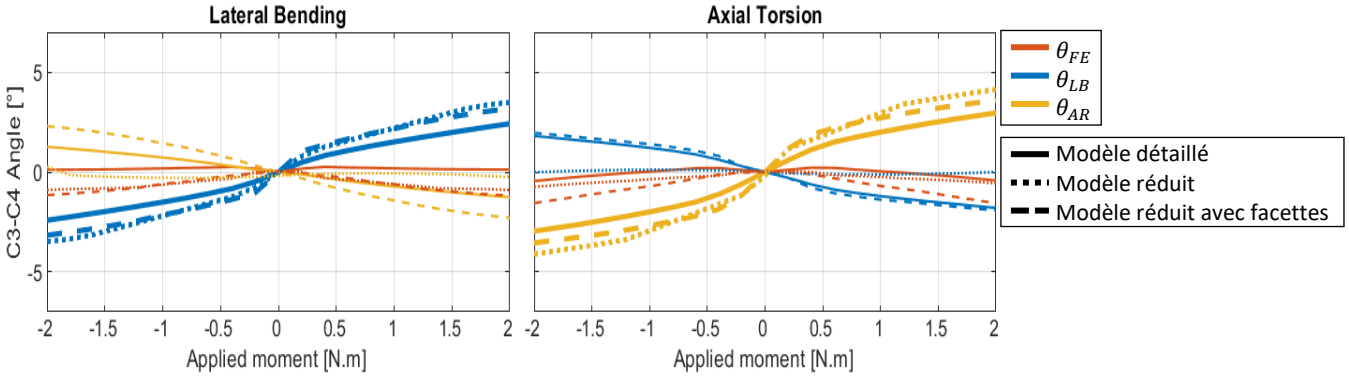


Figure V.7 : Comparaison des mobilités C3C4 en inclinaison latérale et en torsion axiale du modèle détaillé, du modèle réduit et d'un modèle réduit modélisant les facettes avec des éléments contacts

Par ailleurs, les coefficients décrivant ces lois de comportement ont été identifiés à partir de simulations sur une unique géométrie C4C5 et a permis leur personnalisation selon la géométrie de chaque disque. Une identification plus fine, différenciant les différents niveaux, pourrait améliorer les performances actuelles.

Une limitation à mentionner est que la génération du modèle réduit nécessite la génération du modèle détaillé qui se fait à partir des reconstructions 3D issues de stéréoradiographies. Une adaptation de l'approche présentée ici permettrait de s'épargner cette première étape de génération de modèle suivie de sa réduction en récupérant directement les propriétés géométriques nécessaires au modèle réduit sur les reconstructions. Cette adaptation la rendrait plus facilement compatible avec les modèles simplifiés thoraco-lombaires (Descrimes, 1995; Portier et al., 1993). Par ailleurs, l'extension du modèle de rachis qu'offrirait notre étude se limiterait à C3C7 puisqu'elle ne prend pas en compte le rachis cervical supérieur.

La modélisation des structures passives antérieures par poutre non-linéaire est inspirée de l'approche décrite dans l'évaluation *in silico* de traitements chirurgicaux de la scoliose décrite dans Vergari et al. (2021). Ces derniers ont utilisé une modélisation similaire pour le rachis de T1 à S1 mais en représentant les facettes articulaires par des éléments contacts. Ils ne se sont cependant pas intéressés aux mouvements couplés. L'approche de réduction présentée ici pourrait permettre d'étendre cette modélisation simplifiée sujet-spécifique et pourrait similairement permettre une évaluation au niveau cervical de différentes procédures chirurgicales.

Ce modèle éléments finis personnalisé réduit, pouvant être généré exclusivement à partir de stéréoradiographies, ouvre ainsi la voie à une évaluation clinique de traitement, similaire à ce qui est déjà proposé avec son homologue lombaire (Lafon et al., 2009; Vergari et al., 2021). Par ailleurs, dans le cadre des objectifs de cette thèse, son coût numérique réduit facilitera le développement du couplage avec le modèle proprioceptif, qui présente un intérêt double : l'étude de la distribution des charges spinales dans les différents éléments des articulations intervertébrales et l'obtention d'un modèle éléments finis sujet-spécifique, dont la géométrie et les conditions de chargement sont personnalisées.

Conclusion générale et Perspectives

La prévention des pathologies du rachis cervical et des complications liées à leurs traitements représente un enjeu majeur de par le rôle essentiel de cette partie du corps et la gravité des répercussions que peuvent avoir ces incidents sur la qualité de vie. La modélisation numérique est un moyen remarquable pour la compréhension des mécanismes de dégénérescence et d'émergence de complications. Elle a déjà pu démontrer l'importance de la prise en compte des variabilités géométriques, mécaniques et situationnelles propres à chaque individu et elle a ainsi permis d'identifier de potentiels facteurs de risque. C'est avec l'objectif d'utiliser ces avancées technologiques pour approfondir la compréhension de ces mécanismes et dans l'évaluation clinique des patients que l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, avec le support de la chaire BiomecAM, s'efforce de développer des outils de modélisation personnalisée ne nécessitant que des images médicales.

Malgré l'importance des muscles et des variabilités interindividuelles sur la réponse biomécanique, les modèles en éléments finis à vocation clinique ne les prennent que rarement en compte et se focalisent principalement sur l'influence de différentes chirurgies. Les muscles sont plus communément considérés dans les modèles dédiés aux situations lésionnelles à haute énergie, mais leurs activations sont souvent arbitrairement prédéfinies. La détermination d'activations musculaires physiologiquement représentatives relève d'un problème résolu par différentes approches dans la littérature. Les modèles d'activations musculaires de la littérature prennent bien souvent en compte, au moins partiellement, les variabilités de chacun, mais nécessitent tous des essais et des outils de mesures d'efforts et de cinématique difficiles à implémenter dans une routine clinique. Par ailleurs, aucun de ces modèles n'a été utilisé pour étudier des sujets cliniques alors que des surcharges vertébrales et des activités musculaires anormales ont été associées avec les cervicalgies (Alpayci et al., 2016; Falla et al., 2007; Fernández-de-las-Peñas et al., 2008).

L'objectif de cette thèse était donc de faire évoluer les outils de modélisation musculosquelettique personnalisée et de contribuer à leur développement, tout en priorisant une compatibilité avec une implémentation en routine clinique.

A partir de radiographies biplanes a pu être estimé le chargement de la gravité sur le rachis cervical chez des sujets sains et des patients avant et après chirurgie en utilisant l'approche barycentremétrique. Le cisaillement antéropostérieur augmentait significativement avec l'âge chez les sujets sains et suite à l'opération chez les patients. Leur moment de flexion-extension au niveau susjacent à l'opération s'est aussi rapproché des valeurs des sujets sains. Cette approche a permis de quantifier avec des termes biomécaniques les changements posturaux observés avec le vieillissement

et la chirurgie, mais aussi d'obtenir des chargements externes sujet-spécifiques nécessaires à la quantification des efforts musculaires seulement à partir de stéréoradiographies.

Cette quantification a été réalisée à l'aide du modèle basé sur un principe de proprioception présenté dans (Pomero et al., 2004)puis Van den Abbeele (2018). Ce modèle a tout d'abord été adapté à une application au rachis cervical inférieur entier, puis évalué par rapport aux modèles de quantification de la littérature. Une validation plus poussée à l'aide d'expérimentations dédiéespourrait en préciser l'intérêt et les limites.

L'étude du chargement rachidien chez les patients en pré et postopératoire a montré une diminution significative du moment en flexion-extension de C3C4 à C5C6 et aux niveaux sus-jacent à l'opération, et des efforts musculaires plus faibles pour la majorité des patients, indicatifs d'une posture postopératoire plus économique. Malgré le délai postopératoire court, cette étude est la première à quantifier l'évolution du chargement articulaire et musculaire après chirurgie, et ce, exclusivement à partir d'images médicales.

Même si les images IRM sont communément utilisées en clinique, leur segmentation, nécessaire à la personnalisation de la musculature, requiert un opérateur formé et un temps considérable, peu compatible avec le rythme de la routine clinique. L'influence de l'utilisation d'une géométrie musculaire générique par rapport à une géométrie personnalisée par IRM sur les résultats du modèle de quantification a donc été quantifiée. Cette étude est, à notre connaissance la première à évaluer, pour des patients présentant des pathologies rachidiennes, l'influence de cette méthode de personnalisation basée sur la déformation d'un modèle générique à partir des seules radiographies biplanes. Les résultats sont encourageants et, selon la précision voulue, il serait donc possible d'estimer le chargement vertébral seulement à partir des radiographies biplanes d'un sujet pour une utilisation en routine, alors qu'une personnalisation précise des muscles par segmentation des images IRM serait à privilégier dans un cadre de recherche pour le suivi longitudinal d'un même patient. Des efforts doivent encore être fournis pour améliorer les performances de cette géométrie approchée et des pistes d'amélioration ont été détaillées.

Enfin, le modèle en éléments finis du rachis cervical inférieur (Laville et al., 2009) a été réduit en s'inspirant d'approches similaires en thoraco-lombaire (Descrimes, 1995; Portier, 1991), amenant à une diminution du temps de simulation d'environ 90 %. Cette réduction a été réalisée dans le but de le rendre plus compatible à une application clinique et de faciliter le développement d'un couplage futur avec un modèle d'activation musculaire qui permettrait alors une personnalisation des conditions aux limites et une étude de la distribution du chargement rachidien dans les structures des articulations intervertébrales.

Les outils de modélisation musculosquelettique sujet-spécifique ont permis, exclusivement à partir d'images médicales, de montrer des différences significatives de chargement rachidien après chirurgie. Seul le temps de reconstruction, nécessaire à l'emploi de ces modèles, peut encore représenter une limite à une implémentation en routine clinique. Cependant, l'automatisation des reconstructions rachidiennes (Gajny et al., 2019) et l'amélioration du template musculaire générique et de sa déformation pourraient ainsi en faire un réel outil d'évaluation des patients. Ces développements permettraient dès lors une quantification des efforts musculaires et vertébraux facilement applicable à une population bien plus large, ce qui pourrait contribuer à une meilleure compréhension des mécanismes du rachis cervical, de sa dégénérescence et des complications chirurgicales.

Table des figures

Figure I.1 : Anatomie des vertèbres du rachis cervical 5

Figure I.2 : Vue sagittale des ligaments du RCS (adapté de Kapandji, 1986) 7

Figure I.3 : (a) Structure d'un disque intervertébral (b) Ligaments du RCI (adapté de Kapandji, 1986) 7

Figure I.4 : (a) Architecture d'un muscle (b) Unité sarcomère et variation de recouvrement des fibres (LR : Longueur au repos) d'après Goubel et Lensel-Corbeil (1998) 9

Figure I.5 : Vue latérale des muscles suboccipitaux (adaptés de Kapandji, 1986) 10

Figure I.6 : Vue postéro-latérale globale des muscles du rachis cervical (adapté de Kapandji, 1986). 10

Figure I.7 : Vue frontale des muscles antérieurs profonds (adaptés de Kapandji, 1986) 11

Figure I.8 : Vue axiale de spondylose cervicale engendrant une sténose, source de radiculopathie et de myélopathie (adapté de Cohen & Hooten, 2017, courtoisie de Frank Corl de la Mayo Clinic) 13

Figure II.1 : (a) Elément Hill (adapté de Battista et al., 2016) (b) Modélisation 3D de muscle actif (adapté de Böl et al., 2008) 22

Figure II.2 : Lois Force-Longueur et Force-Vitesse selon le niveau d'activation d'après Zajac (1989) . 26

Figure III.1: (a) 3D reconstruction of the spine and body envelope from stereoradiographs (b) Sagittal illustration of the decomposition of the gravity force in the local C6C7 IVD frame..... 38

Figure III.2 : Correlation study of the head-neck mass (a) and the C6C7 tilt angle (b) with subjects' age, height and total body mass. Tilt angle is measured positive clockwise to horizontal, illustrated as θ_{C6C7} in Figure III.1b. 40

Figure III.3 : Distribution of the components of the gravitational loading at C6C7 for asymptomatic subjects. Shear and compression components are on the left-hand side, flexion-extension moment component on the right-hand side. Horizontal bars indicate significant differences. 41

Figure III.4 : Distribution of the components of the gravitational loading at C6C7 for asymptomatic, pre and postoperative subjects. Shear and compression components are on the left-hand side, flexion-extension moment component on the right-hand side. Black and blue horizontal bars indicate significant differences from variance and paired analysis respectively. 43

Figure IV.1 : Modifications de la boucle de régulation du modèle proprioceptif pour une application multi-niveaux 48

Figure IV.2 : Procédure d'obtention du modèle musculosquelettique personnalisé en position érigée à partir des images IRM et radiographiques.....51

Figure IV.3 : Obtention de la géométrie musculaire locale aux 4 niveaux (a) Estimation de la ligne neutre d'un muscle (b) Intersection des muscles par les 4 plans intervertébraux (c) Géométries locales 52

Figure IV.4: Unicité de l'amplitude de l'effort musculaire du groupe hyoïde lors d'une flexion isométrique simulée pour un sujet. 53

Figure IV.5: Evaluation en position érigée neutre en (a) Efforts de cisaillement antéro-postérieur et de compression (b) Efforts musculaires.....54

Figure IV.6 : Evaluation du cisaillement antéro-postérieur et compression issus des modèles proprioceptifs avec ceux des modèles de la littérature en (a) extension (b) flexion (c) inclinaison latérale (d) torsion 55

Figure IV.7: Cisaillements antéro-postérieur en flexion isométrique pour les sujets 1 et 3 comparés à Fréchède et al. (2019). Le sujet 1 présente une tendance similaire à Fréchède et al. (2019) en multiniveaux, avec une postériorisation du cisaillement en C5C6 et C6C7 tandis que le sujet 4 présente une tendance inverse.....56

Figure IV.8 : Evaluation des efforts musculaires issus des modèles proprioceptifs avec ceux des modèles de la littérature en (a) extension (b) flexion (c) inclinaison latérale (d) rotation axiale 57

Figure IV.9 : Quantification des charges intra-articulaires et forces musculaires pré et postopératoires 62

Figure IV.10 : Distribution des composantes du chargement dû à la gravité en (a) cisaillement AP, (b) compression et (c) moment FE. 64

Figure IV.11 : Distribution des composantes du chargement intra-articulaire en (a) cisaillement AP, (b) compression et (c) moment FE. 66

Figure IV.12 : Distribution des efforts musculaires et de leurs différences avant et après opération. 67

Figure IV.13 : Génération du modèle RDS à partir d'un template générique et de la stéréoradiographie d'un sujet 72

Figure IV.14 : Génération du modèle PRDS1 par déformation locale des muscles du RDS à l'aide des contours manuels indiqués sur une coupe IRM 73

Figure IV.15 : Tracé des différences (P)RDS-FDS des charges intervertébrales par rapport aux valeurs du FDS en cisaillement antéropostérieur, compression et moment de flexion-extension sur les 4 niveaux pour les 36 sujets 75

Figure IV.16 : Comparaison des géométries musculaires du FDS et du RDS et des erreurs relatives maximales du modèle proprioceptif pour les sujets 3 et 4 78

Figure IV.17 : Géométrie musculaire locale au niveau C4C5 du FDS, du RDS et du PRDS4 et différences de prédictions du modèle proprioceptif pour le sujet 2 79

Figure IV.18 : Géométrie musculaire locale au niveau C4C5 du FDS, RDS et PRDS4 du sujet 3 80

Figure V.1 : Schéma de la modélisation d'une vertèbre cervicale par des éléments poutres vue de dessus et de profil 86

Figure V.2 : Comparaison du comportement sans arc postérieur du modèle réduit et du modèle détaillé 88

Figure V.3 : Modèles en éléments finis détaillés et réduits des 6 sujets asymptomatiques servant à l'évaluation 90

Figure V.4 : Mobilités vertébrales principales des modèles détaillés et réduits en Inclinaison Latérale et en Flexion-Extension 91

Figure V.5 : Mobilités vertébrales principales des modèles détaillé et réduit en Torsion Axiale 92

Figure V.6 : Mobilités intervertébrales couplées (a) Inclinaison couplée en Torsion axiale (b) Torsion couplée en inclinaison latérale 92

Figure V.7 : Comparaison des mobilités C3C4 en inclinaison latérale et en torsion axiale du modèle détaillé, du modèle réduit et d'un modèle réduit modélisant les facettes avec des éléments contacts 94

Figure A.1 : Ligaments du RCS (adapté de Kapandji, 1986) 111

Figure A.2 : Ligaments du RCI (adapté de Kapandji, 1986) 111

Figure A.3 : Vue latérale et postérieure des muscles suboccipitaux (adaptés de Kapandji, 1986) 113

Figure A.4 : (a) Vue postéro-latérale globale des muscles du rachis cervical (b) Vue latérale du SCM (adaptés de Kapandji, 1986) 113

Figure A.5 : Vues postérieures de muscles (a) Profonds et latéraux (b) Intermédiaires (c) Superficiel (adaptés de Kapandji, 1986) 113

Figure A.6 : Vue frontale des muscles antérieurs profonds (adaptés de Kapandji, 1986) 114

Figure B.1 : Illustration du principe du modèle, avec isolement du segment au-dessus du disque C6C7 et des actions mécaniques qui s'y appliquent. L'effort externe est ici celui de la gravité. 115

Figure B.2 : Boucle de régulation du modèle proprioceptif (Van den Abbeele et al., 2018)..... 116

Figure B.3 : Sigmoïde permettant de déterminer l'activation agoniste $\boldsymbol{MAjAg}$ du muscle j à partir de son excitation $\boldsymbol{MEj}$ 117

Figure B.4 : Détermination du facteur d'antagonisme $\boldsymbol{ALi}$ à partir du ratio du moment du chargement avec le moment maximal par la loi décrite par Zhou et al. (1996) 118

Figure C.1 : In black the vertebral frame as described in Rousseau et al. (2007) based on the 4 barycentres of the 4 anatomic regions (anterior, posterior, left, right). In green, the same frame displaced to the centre of the vertebral body using the endplates as used in the present study. 121

Figure C.2 : Computation of the IVD frame. In green are the adjacent vertebral frames. Dashed lines indicate how the IVD origin and X-axis are obtained. In red are the IVD frame and plane..... 122

Figure D.1 : Modèle détaillé C4C5 avec arc postérieur non pris en compte en transparence 123

Figure D.2 : Interpolation des courbes angle-moment issues des simulations de l'UF C4C5 sans arc postérieur..... 124

Figure E.1 : Comparaison des réponses du modèle détaillé et du modèle réduit pour les sujets 1 et 2 127

Figure E.2 : Comparaison des réponses du modèle détaillé et du modèle réduit pour les sujets 3 et 4 128

Figure E.3: Comparaison des réponses du modèle détaillé et du modèle réduit pour les sujets 5 et 6 129

Figure F.1 : Experimental set-up. The lower vertebra is fixed to the lower support via 3 threaded pins while the upper vertebra is fixated to the upper support with 2 pins and 2 screws. The lower and upper support are connected to a 6-axis load cell and a rotor axis respectively. The whole assembly is placed inside a biplanar X-ray EOS cabin..... 133

Figure F.2 : (a) Anatomical frame associated to each vertebra computed for vertebral motion tracking similar to the description in Rousseau et al. [2007]. (b) Facet frame with $\boldsymbol{zf}$ normal vector of facet plane, $\boldsymbol{xf}$ the intersection between the facet plane and the vertebral sagittal plane. 134

Figure F.3 : Flexion angle between vertebral frames during hyperflexion test..... 135

Figure F.4 : Facet displacements. (a) Antero-posterior displacements, along $\boldsymbol{xf}$ (b) Normal displacements, along $\boldsymbol{zf}$ (c) Lateral displacements, along $\boldsymbol{yf}$ 136

Figure F.5 : Position of the radio-opaque spherical markers 139

Figure F.6 : Biplanar X-rays during mechanical testing. The CT-based reconstruction is registered and radio-opaque markers tracked. 140

Figure F.7 : Posterior arch deflection assessment. The vector going from the marker implanted in the spinous process to the center of the articular apophysis (in red) is computed. The angle (in blue) it makes with the axial plane of the vertebral frame is measured and its variation throughout the test quantifies posterior arch deflection. 140

Table des tableaux

Tableau II.1 : Revue des modèles éléments finis du rachis cervical de la littérature utilisés pour l'évaluation de traitements (Partie 1) 19

Tableau II.2 : Revue des modèles éléments finis du rachis cervical de la littérature utilisés pour l'évaluation de traitements (Partie 2) 20

Tableau II.3 : Revue des modèles éléments finis du segment tête-cou dans la littérature avec prise en compte de la musculature. 23

Tableau II.4 : Revue des modèles de quantification d'activations et d'efforts musculaires du rachis cervical 29

Tableau III.1: Control and clinical populations 37

Tableau III.2 : Mean (SD) values of each component of the gravitational load for asymptomatic subjects of different age groups at each IVD level 41

Tableau III.3 : Evolution of the gravitational load components following surgery with regards to the corridors from control subjects at C6C7 and at the level upper-adjacent to the operated IVD. 43

Tableau IV.1 : Ecart-types des chargements intervertébraux de l'analyse Monte-Carlo sur l'orientation des lignes musculaires 58

Tableau IV.2 : Détails des patients ayant passé une IRM préopératoire 61

Tableau IV.3 : Différences des composantes du chargement gravitationnel pré et postopératoire. .. 63

Tableau IV.4 : Différences des composantes du chargement intra-articulaire pré et postopératoire. 65

Tableau IV.5 : Localisation des coupes IRM utilisées pour la génération des différents modèles PRDS 73

Tableau IV.6 : Comparaison des prédictions du modèle proprioceptif multi-niveaux issus des géométries (P)RDS par rapport à celles issus du FDS pour l'ensemble des niveaux et la totalité des sujets – Bland-Altman 75

Tableau V.1 : Propriétés mécaniques et géométriques des régions anatomiques de vertèbres cervicales modélisées par des éléments poutres 86

Tableau V.2 : Synthèse des éléments utilisés dans le modèle réduit et de leurs propriétés 89

Tableau V.3 : Moyenne des erreurs RMS sur les rotations principales et couplées déterminées par le modèle réduit par rapport à celles du modèle détaillé 93

Tableau V.4 : Comparaison des amplitudes de mouvement intervertébral issus des modèles réduits et détaillés avec la littérature. Adapté de Laville et al. (2009) 94

Tableau A.1 : Origines et insertions des ligaments du rachis cervical 110

Tableau A.2 : Origines, insertions et actions des muscles du rachis cervical 112

Tableau A.3 : Origines, insertions et actions des muscles du rachis cervical (Suite) 114

Tableau C.1 : Differences between the IVD frames computed from each reconstruction (4 IVDs, 2 observers, 2 times, 20 subjects) to the averaged frame. 122

Tableau D.1 : Modules apparents et paramètres de rigidification décrivant les lois de comportement des structures passives antérieures (disque, ALL, PLL, facette et capsule) 125

Tableau F.1 : Comparative range of motion from *in vitro* flexion studies at 1.0, 1.8 and 3.5 Nm from literature 137

Tableau F.2 : Flexion angle at 3.5, 6 and 10 Nm moment load for all samples. 141

ANNEXES

Annexe A : Compléments d'anatomie

A.1. Ligaments du rachis cervical

Tableau A.1 : Origines et insertions des ligaments du rachis cervical

Segment	Ligament		Origines et Insertions
C0-C1	Capsules occipito-atloïdiennes		Condyles occipitaux Fossettes des masses latérales de C1
	Membrane occipito-atloïdienne antérieure		Bord antérieur du foramen magnum Bord antéro-supérieur de l'arc antérieur de C1
	Membrane occipito-atloïdienne postérieure		Bord postérieur du foramen magnum Bord supérieur de l'arc postérieur de C1
	Ligament occipito-atloïdien antéro-latéral		Processus jugulaire de l'occiput Processus transverse de C1
C0-C1-C2	Capsules de l'odontoïde		Face antérieure de l'odontoïde Fossette postérieure de l'arc antérieur de C1
			Face postérieure de l'odontoïde Ligament transverse
	Ligaments alaires		Bord latéraux de l'odontoïde Faces médiales des condyles occipitaux
	Ligament apical		Apex de l'odontoïde Bord antérieur du foramen magnum
	Ligament cruciforme	Ligament transverse	Entre les masses latérales de C1 en contact avec l'odontoïde
		Transverso-occipital	Bord antérieur du foramen magnum Ligament transverse
		Transverso-axial	Face postérieure du corps de C2 Ligament transverse
	Membrane occipito-axoïdienne (*Tectorial membrane*)		Face intérieure du processus basilaire de C0 Face postérieure du corps de C2
	Capsules atloïdo-axoïdiennes		Faces inférieures des masses latérales de C1 Facettes supérieures de C2
	Membrane atlanto-axoïdale antérieure		Bord antéro-inférieur de l'arc antérieur de C1 Bord supérieur des lames de C2
	Membrane atlanto-axoïdale postérieure		Bord inférieur de l'arc antérieur de C1 Bord supérieur des lames de C2
C0-C7	Ligament longitudinal antérieur		Apophyse basilaire de C0 Face antérieure des corps vertébraux C2-C7
	Ligament longitudinal postérieur		Apophyse basilaire de C0 Face postérieure des corps vertébraux C2-C7
	Ligaments interépineux		Entre les processus épineux
	Ligaments supra-épineux / nucal		Protubérance occipitale externe Entre les tubercules postérieurs des épineuses
C2-C7	Ligaments jaunes		Entre les lames
	Capsules unco-vertébrales		Echancrures latérales Processus unciformes des corps vertébraux
	Capsules articulaires		Entre les apophyses articulaires
	Ligaments intertransversaires		Entre les processus transverses

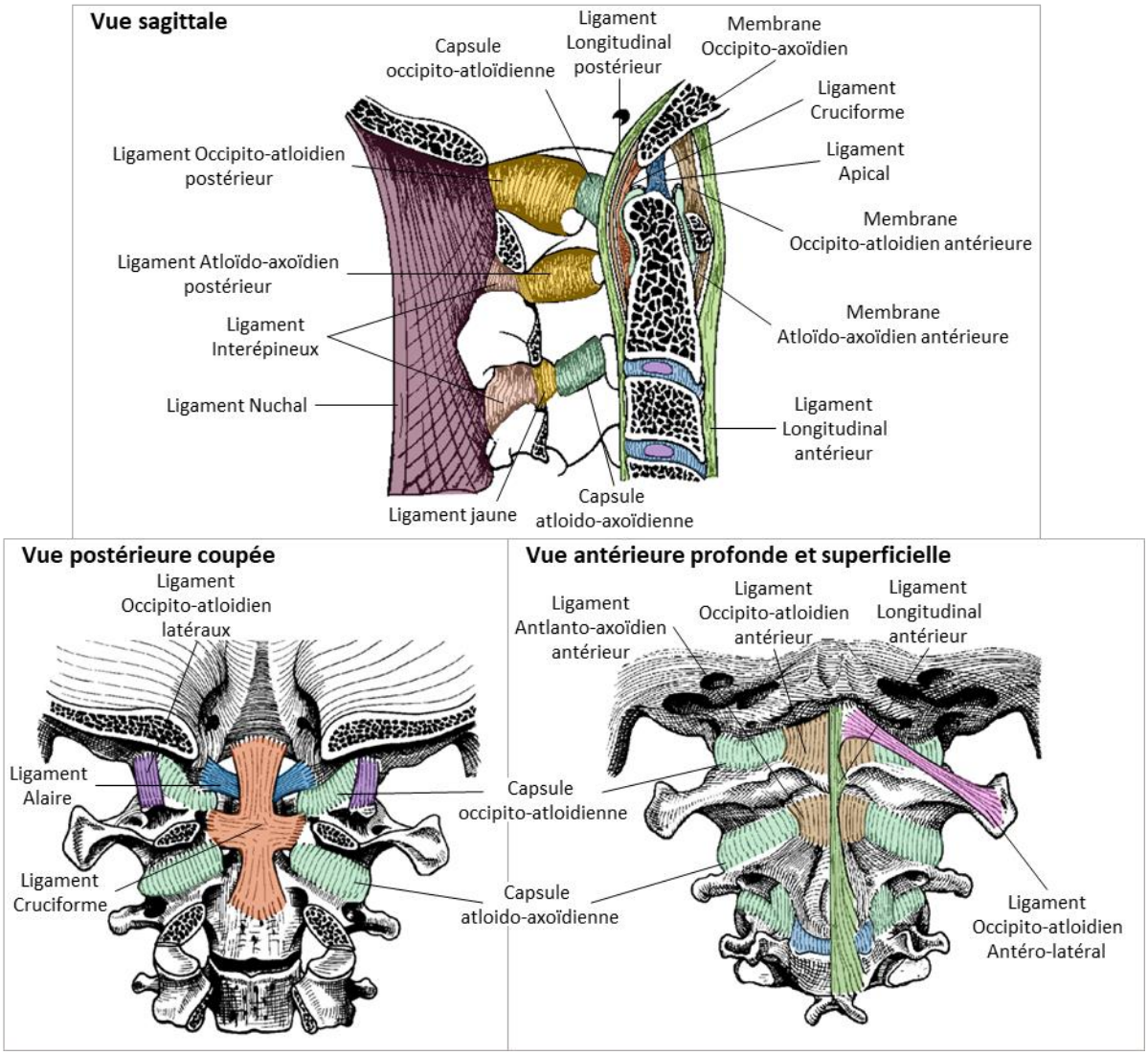


Figure A.1 : Ligaments du RCS (adapté de Kapandji, 1986)

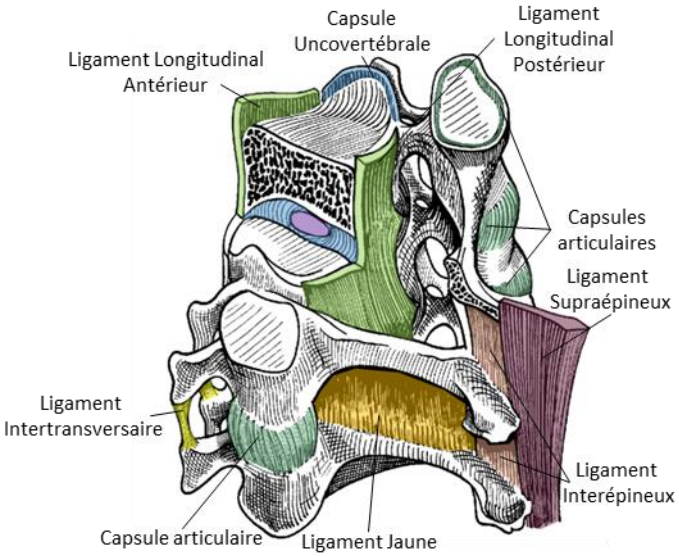


Figure A.2 : Ligaments du RCI (adapté de Kapandji, 1986)

A.2. Muscles du rachis cervical

Tableau A.2 : Origines, insertions et actions des muscles du rachis cervical

Muscle	Origine	Insertion	Action
Muscles superficiels			
SCM			
Cléido-Mastoïdien	Clavicule (méd.)	Proc. Mastoïde	Flexion du rachis
Sterno-Occipital	Clavicule (méd.)	Ligne occ. Sup.	Inclinaison homolatérale
Sterno-Mastoïdien	Sternum	Ligne occ. Sup.	Rotation controlatérale
Sterno-Mastoïdien	Sternum	Proc. Mastoïde	
Trapèze			
Faisceaux Sup.	Ligne occipitale sup. (méd.) Ligament nucal	Clavicule (ext.)	Extenseur du rachis cervical
Faisceaux Moy.	Epineuses C7 à T3 Ligament surépineux C7 T3	Clavicule (ext.) Acromion Epine de la scapula	Inclinaison homolatérale Rotation controlatérale Bascule de la scapula
Faisceaux Inf	Epineuses T12 à T3 Ligament surépineux T12 T3	Epine de la scapula	
Platysma	Tissu sous cutané infra et supraclaviculaire	Mandibule, Peau de la joue et lèvre inférieure	Mouvement des lèvres et de la peau du cou
Muscles de la nuque			
Splenius Capitis	Epineuses C7 à T3 Ligament interépineux C7 T3 Ligament nucal (inf.)	Ligne occipitale sup. (lat.) Proc. Mastoïde (lat.)	Extension de la tête Rotation controlatérale
Splenius Cervicis	Epineuses T3 à T6	Proc. Transverses C1 et C2	Extension de la tête Rotation controlatérale
Semispinalis Capitis	Proc. Transverses C3 à T5 Proc. Articulaires C4 à C6	Entre lignes occipitales sup. et inf.	Extension de la tête Inclinaison homolatérale
Semispinalis Cervicis	Proc. Transverses T2 à T6	Epineuses C2 à C6	Extension rachis cervical Rotation rachis
Longissimus Capitis	Proc. Transverses C3 à T3	Proc. Mastoïde	Extension tête Inclinaison unilat. tête
Longissimus Cervicis	Proc. Transverses T1 à T5	Proc. Transverses C3 à C6	Extension du rachis Inclinaison unilat. du rachis
Inter-épineux	Epineuses C7 à C3	Epineuses C6 à C2	Extension du rachis
Multifidus	Proc. Articulaires C4 à T12	Epineuses C2 à T10	Extension du rachis Rotation du rachis
Intertransversaire			Inclinaison
Antérieur	Tubercule antérieur des Proc. Transverses C2 à C7	Tubercule antérieur des Proc. Transverses C3 à T1	
Muscles reliant la scapula et la colonne vertébrale			
Levator Scapulae	Proc. Transverse C1 à C4	Scapula (méd.)	Elévation de la scapula Inclinaison Rotation du rachis
Rhomboid Minor	Epineuses C4 à T4	Scapula (ext.)	Contre-bascule de la scapula Adduction de la scapula
Postérieur	Tubercule postérieur des Proc. Transverses C1 à C7	Tubercule postérieur des Proc. Transverses C2 à T1	
Muscles sous-occipitaux			
Rectus Capitis Post			Extension de la tête Rotation homolatérale tête
Major	Epineuse C2	Ligne occipitale inf (lat)	
Minor	Arc postérieur C1	Ligne occipitale inf (méd)	
Oblique capitis			Rotation homolat. de C1 et tête Extension tête Inclinaison homolat. tête
Inferior	Epineuse C2	Processus transverse C1	
Superior	Processus transverse C1	Lignes occ. sup et inf (lat)	

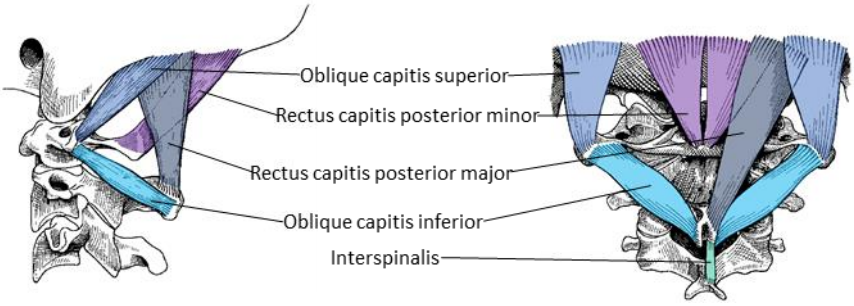


Figure A.3 : Vue latérale et postérieure des muscles suboccipitaux (adaptés de Kapandji, 1986)

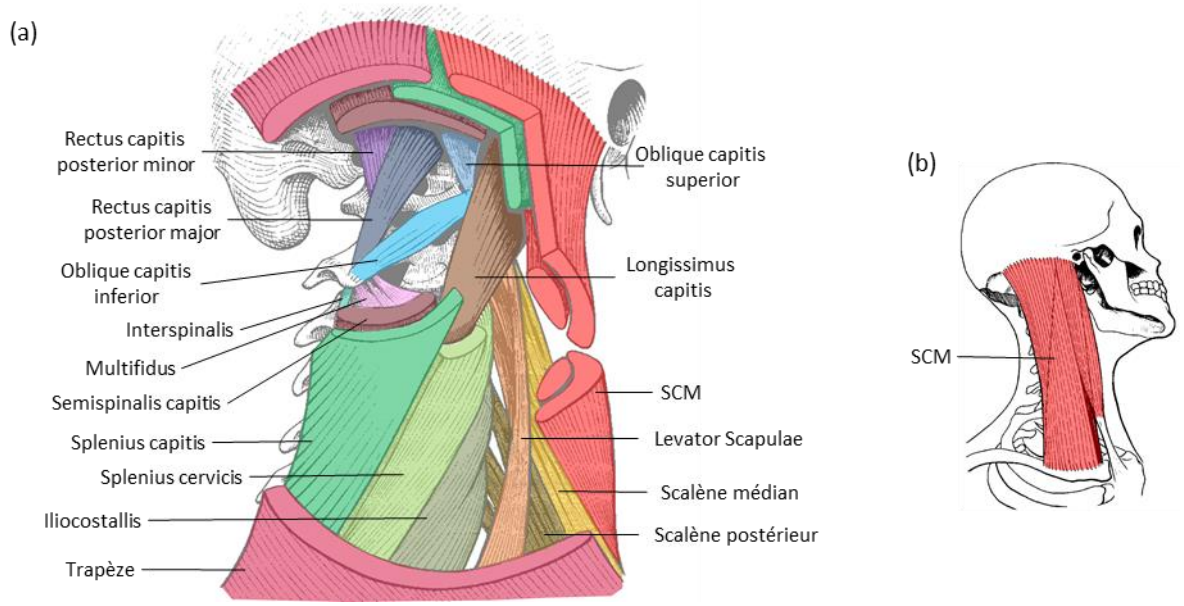


Figure A.4 : (a) Vue postéro-latérale globale des muscles du rachis cervical (b) Vue latérale du SCM (adaptés de Kapandji, 1986)

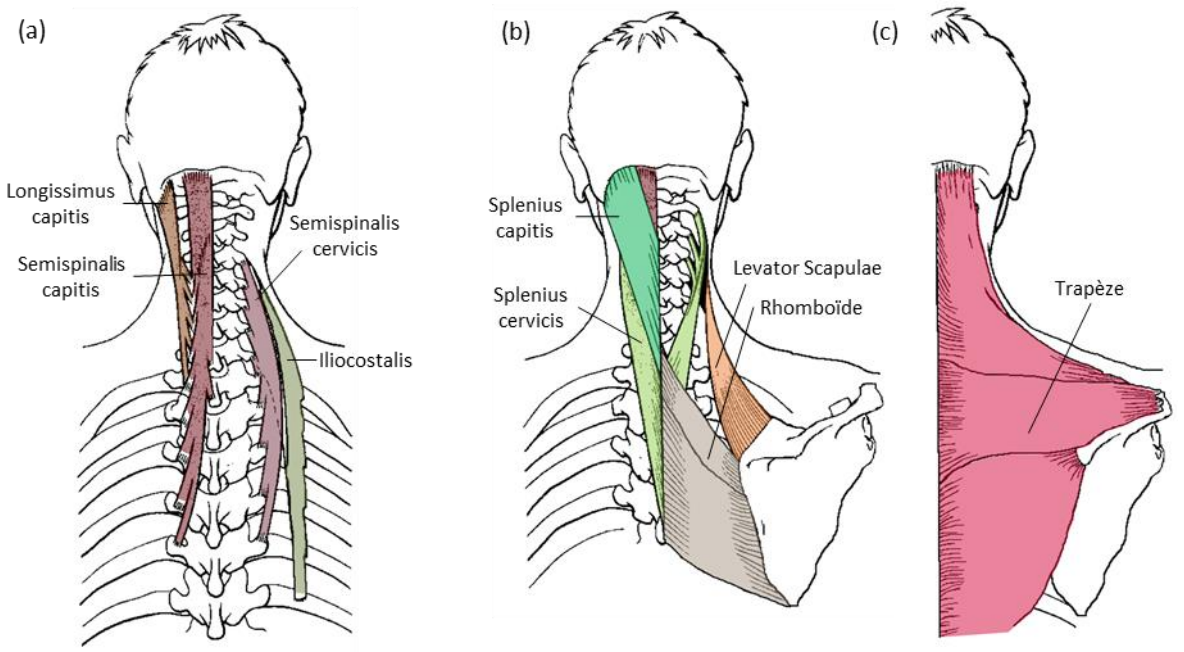


Figure A.5 : Vues postérieures de muscles (a) Profonds et latéraux (b) Intermédiaires (c) Superficiel (adaptés de Kapandji, 1986)

Tableau A.3 : Origines, insertions et actions des muscles du rachis cervical (Suite)

Muscle	Origine	Insertion	Action
Muscles pré-vertébraux			
Rectus Capitis antérieur	Masses latérales C1	Apophyse basilaire de C0	Flexion et inclinaison tête
Rectus Capitis latéral	Processus transverses C1	Processus jugulaire de C0	Inclinaison homolat. tête
Longus Capitis	Proc. Transverses C3 à C6	Apophyse basilaire de C0	Flexion de la tête
Longus Colli			
Chef longitudinal	Corps vertébral C5 à T3 Proc. transverses C4 à C6	Corps vertébraux C2 à C4	Flexion du rachis
Chef inféro-latéral	Corps vertébral T1 à T3	Proc. transverses C5 à C7	
Chef supero-latéral	Proc. Transverses C3 à C5	Arc antérieur C1	
Muscles reliant le rachis à la cage thoracique			
Scalène Antérieur	Proc. Transverse C3 à C6	Tubercule 1ère côte	Inclinaison homo-lat.
Scalène Médial	Proc. Transverse C2 à C7	Face sup. 1ère côte	Rotation contra-lat.
Scalène Postérieur	Proc. Transverse C3 à C5	1ère et 2e côte (sup.)	Inspirateurs accessoires
Ilio-costal	Angle des côtes 3 à 6	Proc. Transverse C4 à C6	Extension du RCI Inclinaison unilat. du RCI
Muscles hyoïdiens			
Sus-hyoïdiens			
Génio-hyoïdien	Maxillaire	Os hyoïde	Elévation de l'os hyoïde
Mylo-hyoïdien	Maxillaire	Os hyoïde	
Digastrique	Mastoïde, os hyoïde	Maxillaire	
Stylo-hyoïdien	Apophyse styloïde	Os hyoïde	
Infra-hyoïdiens			
Sterno-cléido-hyoïdien	Sternum	Os hyoïde	Abaissement de l'os hyoïde
Omo-hyoïdien	Os hyoïde	Scapula	
Sterno-thyroïdien	Sternum	Cartilage thyroïde	
Thyro-hyoïdien	Cartilage thyroïde	Os hyoïde	

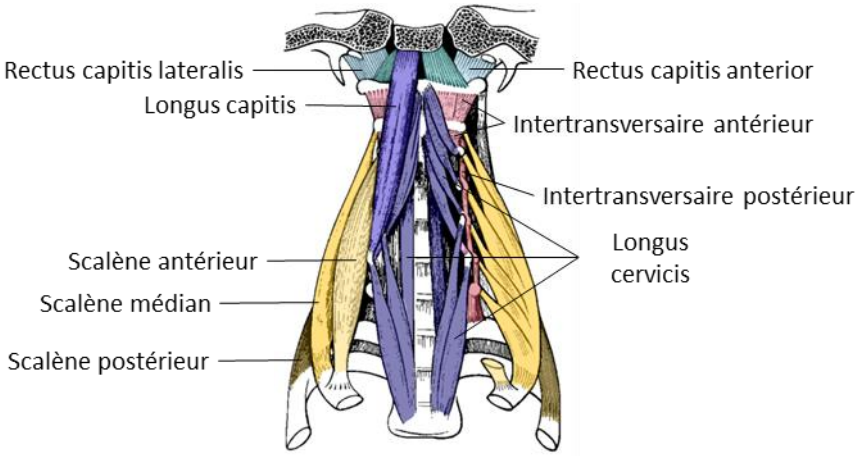


Figure A.6 : Vue frontale des muscles antérieurs profonds (adaptés de Kapandji, 1986)

Annexe B : Fonctionnement détaillé du modèle proprioceptif mono-niveau

B.1. Principe

Le modèle proprioceptif à un niveau cervical (Van den Abbeele et al., 2018), adapté d'un modèle conçu pour le rachis lombaire (Pomero et al., 2004), se base sur l'application du principe fondamental de la statique à un segment du corps. Si on isole le segment supérieur à un disque intervertébral (Figure B.1), l'équilibre mécanique est assuré par l'égalité entre les efforts externes (gravité, effort appliqué…) et les efforts internes (intervertébraux, musculaires et passifs).

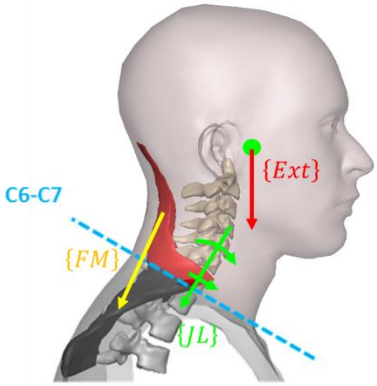


Figure B.1 : Illustration du principe du modèle, avec isolement du segment au-dessus du disque C6C7 et des actions mécaniques qui s'y appliquent. L'effort externe est ici celui de la gravité.

En négligeant la contribution des tissus passifs (tels que la peau, les fascias, ligaments), on peut décrire l'équilibre pour chacune des 6 composantes i par :

$$\{JL\}_i = \{Ext\}_i - \{FM\}_i \; avec \begin{cases} \{JL\} \; le \; torseur \; mécanique \; intra - articulaire \\ \{Ext\} \; le \; torseur \; mécanique \; des \; actions \; externes \\ \{FM\} \; le \; torseur \; mécanique \; des \; efforts \; musculaires \end{cases} \quad \text{(Eq. B-1)}$$

Le problème de redondance musculaire (Bernstein, 1967) fait que ce système d'équations n'a pas de solution unique : plusieurs patterns d'activations musculaires peuvent satisfaire cet équilibre mécanique.

Le modèle propose de résoudre ce problème en faisant l'hypothèse que les muscles interviennent pour protéger l'intégrité de la colonne. Ainsi, on résout le système par une boucle de régulation qui détermine un pattern d'activations musculaires permettant de maintenir le chargement intra articulaire JL inférieur à des seuils mécaniques physiologiques TH, tel que le ratio $\frac{JL_i}{TH_i} < 1$. Cette boucle est illustrée dans la Figure B.2 et détaillée ci-dessous.

Ce modèle nécessite 3 données en entrées :

- $\{Ext\}$ décrivant les actions mécaniques externes au centre articulaire
- La géométrie musculaire au niveau du plan du disque (sections, bras de levier au centre articulaire et direction de la ligne d'action des muscles)
- Seuils physiologiques extraits de la littérature : 50 N en cisaillement postéro-antérieur et médio-latéral, 1000 N en compression et 3 Nm en moment frontal, sagittal et axial (Moroney et al., 1988b; Panjabi et al., 1986; Voo et al., 1998; Yoganandan et al., 2001)

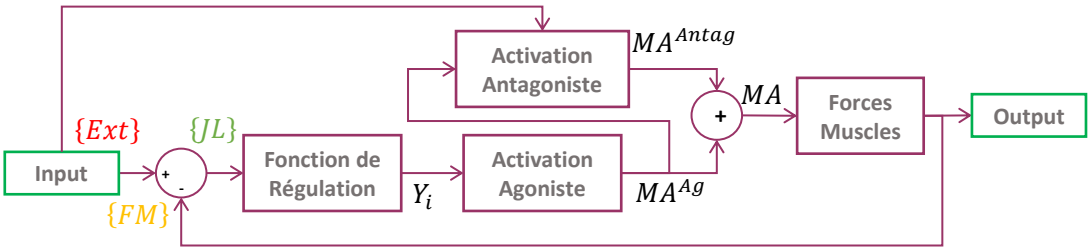


Figure B.2 : Boucle de régulation du modèle proprioceptif (Van den Abbeele et al., 2018)

B.2. Boucle de régulation

B.2.1. Fonction de régulation musculaire

La fonction de régulation Y_i modélise grossièrement le fonctionnement du système neuromusculaire i.e. un appel progressif à l'action musculaire lorsque le chargement intra articulaire se rapproche du seuil physiologique. Pour chacune des 6 composantes, cette fonction est calculée comme :

$$Y_i = \alpha \cdot \left(\frac{JL_i}{TH_i}\right)^3 \qquad \text{(Eq. B-2)}$$

Avec α une constante d'amplification arbitrairement fixée à 10.

B.2.2. Activation agoniste

A partir de la géométrie musculaire locale est calculée MRC_{ij} la capacité de chaque muscle j à réguler chaque composante i du chargement articulaire tel que :

$$\begin{cases} MRC_{ij} = CSA_j \cdot \overrightarrow{Dir_j} \cdot \vec{\imath}\ pour\ les\ composantes\ d'efforts \\ MRC_{ij} = CSA_j \cdot \left(\overrightarrow{OC_j} \wedge \overrightarrow{Dir_j}\right) \cdot \vec{\imath}\ pour\ les\ composantes\ de\ moment \end{cases} \qquad \text{(Eq. B-3)}$$

Avec CSA_j, $\overrightarrow{Dir_j}$ et $\overrightarrow{OC_j}$ représentant l'aire de la section du muscle, la direction locale de la ligne d'action du muscle et la distance du centre articulaire au centroïde de la section du muscle respectivement.

Le produit de cette matrice 6 x $N_{muscles}$ avec le vecteur de fonction de régulation Y_i nous donne l'excitation agoniste ME_j de chaque muscle, que l'on peut dès lors exprimer sous la forme :

$$ME_j = \sum_{i=1}^{6} MRC_{ij} \cdot Y_i \qquad \text{(Eq. B-4)}$$

Ce calcul d'excitation suppose le recrutement privilégié des muscles les plus efficaces pour contrebalancer une charge i.e. plus la géométrie d'un muscle fait que son action s'opposera bien à un moment de flexion, plus il sera sollicité.

Ensuite, afin de modéliser le recrutement progressif des fibres selon l'intensité du stimulus (Bouisset & Maton, 1999) et d'obtenir une activation comprise entre 0 et 1, l'excitation ME_j est passée à travers une sigmoïde positive pour obtenir l'activation agoniste ${MA_j}^{Ag}$ telle que :

$${MA_j}^{Ag} = 1 - (0.1 \cdot ME_j + 1) \cdot e^{-0.1 \cdot ME_j} \qquad \text{(Eq. B-5)}$$

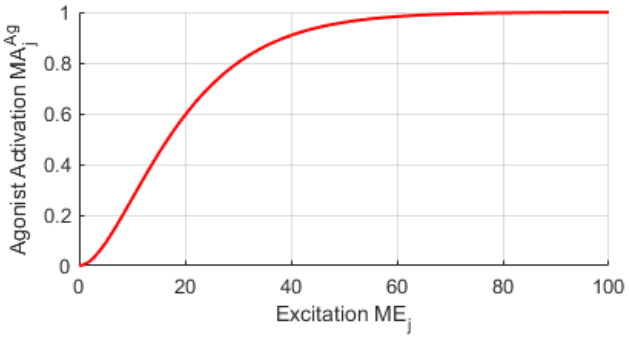


Figure B.3 : Sigmoïde permettant de déterminer l'activation agoniste ${MA_j}^{Ag}$ du muscle j à partir de son excitation ME_j

B.2.3. Activation antagoniste

On peut déterminer une matrice d'antagonisme AM_i pour chaque composante i par le produit de la ligne i de la matrice $[MRC]$ avec sa transposée :

$$[AM]_i = (MRC_{i:})^T \cdot MRC_{i:} \qquad \text{(Eq. B-6)}$$

Ainsi, la matrice $[AM]_i$ contient les termes $AM_{ij_1j_2}$ qui quantifient si l'action du muscle j_1 et j_2 sont similaires ou contraires pour contrebalancer une sollicitation dans la direction i. En ne gardant que les actions contraires (i.e. $AM_{ij_1j_2}$<0), on obtient une liste de muscles antagonistes pour chaque activation agoniste pour chaque composante, ainsi que le niveau d'antagonisme.

Par ailleurs, on utilise une loi d'antagonisme établie par Zhou et al. (1996) décrite par les deux paramètres $gain$ et $overlap$, fixés à 0.1 et 0.5 respectivement comme recommandé dans Goodwin et al. (1997). Cette loi permet de déterminer un facteur d'antagonisme AL_i à partir du ratio de la composante i du chargement externe et de la capacité musculaire maximale à la contrebalancer.

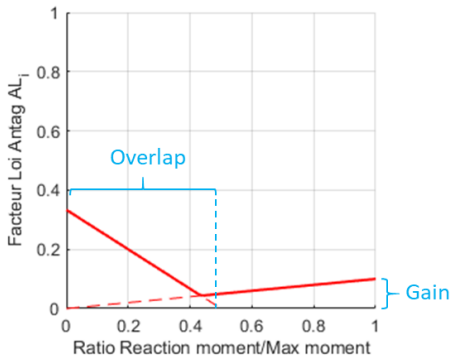


Figure B.4 : Détermination du facteur d'antagonisme AL_i à partir du ratio du moment du chargement avec le moment maximal par la loi décrite par Zhou et al. (1996)

Enfin, on peut calculer la contraction antagoniste d'un muscle j_2 suite à l'activation agoniste des autres muscles comme suit :

$$MA_{j_2}{}^{Antag} = \sum_{i=4}^{6} AL_i \cdot \sum_{j_1=1}^{N_{muscles}} MA_{j_1}{}^{Ag} \cdot AM_{ij_1j_2} \qquad \text{(Eq. B-7)}$$

B.2.4. Efforts musculaires

On obtient l'activation des muscles en sommant leur activation agoniste et antagoniste :

$$MA_j = MA_j{}^{Ag} + MA_j{}^{Antag} \qquad \text{(Eq. B-8)}$$

Finalement, on détermine les efforts musculaires associés :

$$F_{M_j} = MA_j \cdot \sigma_{max} \cdot CSA_j \qquad \text{(Eq. B-9)}$$

Avec σ_{max} la contrainte maximale admissible fixée à 60 N/m² et CSA_j l'aire de la section du muscle.

On peut alors déterminer le torseur des efforts musculaires $\{FM\}$, et enfin le torseur d'actions intra-articulaires $\{JL\}$, que l'on peut réinjecter dans la boucle de régulation et réitérer jusqu'à ce que ce dernier respecte les seuils physiologiques.

B.3. Evaluation et limites

Pour son évaluation, ce modèle a été comparé à au modèle par optimisation décrit par Moroney et al. (1988) et au modèle d'optimisation assistée par EMG décrit par Choi (2003) au niveau C4. Les performances du modèle ont pu être évaluée en utilisant les mêmes données d'entrées que la littérature : la géométrie musculaire décrite dans Eycleshymer & Schoemaker (1911) et les mesures expérimentales de Moroney et al. (1988) d'essais isométriques de flexion, extension, d'inclinaison latérale et de torsion axiale.

Les charges articulaires déterminées par le modèle proprioceptif respectaient les seuils physiologiques fixés sauf en cisaillement postéro-antérieur et en compression dans le cas de l'extension. Elles étaient

généralement inférieures ou égales à celles rapportées dans Moroney et al. (1988). Les patterns d'activations obtenus par le modèle proprioceptif étaient similaires à ceux du modèle assisté par EMG, mais dans des intensités moins importantes. Cette approche a notamment permis une prise en compte de co-contractions antagonistes.

Bien que cette validation apparaît prometteuse, elle ne correspond pas au gold standard de l'évaluation de quantification musculaire qui consiste à comparer le moment externe mesuré expérimentalement au moment généré calculé par le modèle (Alizadeh et al., 2020b; Netto et al., 2008). Une campagne d'essais expérimentaux seraient nécessaires à une validation plus poussée de ce modèle.

Par ailleurs, ce modèle ne prend pas en compte la contribution des éléments passifs tels que la peau et les ligaments. Il ne considère pas non plus les relations force-longueur et force-vitesse, mais celles-ci ne rentrent pas en jeu au vu de son application statique.

Le choix des seuils physiologiques pour le chargement intra-articulaire influence fortement les résultats du modèle, comme il a déjà été montré dans une étude de sensibilité (Van den Abbeele et al., 2018). A notre connaissance, il n'y a pas eu d'essais à rupture en cisaillement du rachis cervical, la limite en cisaillement avait alors été fixée à 50 N suite aux essais non-destructifs de Panjabi et al. (1986) et Moroney et al. (1988). Ce choix ne prend pas en compte les essais non-destructifs de Dowling-Medley et al. (2020) sur unités fonctionnelles à 100 N ni ceux de Shea et al. (1991) sur segments de 3 vertèbres allant jusqu'à 150 N. La limite en compression a été fixée à 1000 N suite aux ruptures sur IVD rapportés dans Yoganandan et al. (2001) allant de 602 à 910 N, ce qui reste inférieur aux limites élastiques de 1230 N (SD : 460 N) et à rupture de 2400 N (SD : 960) sur unités fonctionnelles obtenues par Przybyla et al. (2007). Enfin, les limites en moment ont été fixées à 3 Nm suite aux ruptures de disques rapportées par Moroney et al. (1988) en extension de 3.2 Nm (SD : 1.8 Nm) et en flexion de 3.5 Nm (SD : 1.4 Nm), sans prendre en compte la rupture en inclinaison latérale qu'ils ont obtenue à 8.2 Nm ou celle d'unités fonctionnelles en extension à 5.8 (SD : 3.9) Nm. Ces limites fixées restent par ailleurs inférieures aux limites élastiques d'unités fonctionnelles rapportées par Przybyla et al. (2007) de 8.4 Nm (SD : 3.5 Nm) en extension et 6.7 Nm (SD : 1.7 Nm) en flexion. Les valeurs de seuils ont ainsi été choisies de manière conservative, au risque de sous-estimer la tolérance physiologique du rachis. L'étude de sensibilité a d'ailleurs montré que les résultats étaient plus sensibles à la réduction de ces seuils qu'à leur augmentation, et donc leur sous-estimation reste moins problématique qu'une éventuelle surestimation.

Enfin, l'une des limites les plus importantes de l'approche présentée est qu'elle ne considère l'équilibre mécanique que d'une seule articulation. Ainsi, les activations déterminées dépendent du niveau intervertébral considéré et ne sont donc pas cohérentes le long des muscles et le long du rachis.

Annexe C : Repère vertébral et intervertébral

C.1. Construction of vertebral frames

The method used to build vertebral frames is for the most part identical to the one described by Rousseau et al. (2007) as follows:

> Shape and 3D Position of the Reconstructed Vertebra.
> The shape of each reconstructed vertebra was defined using the 2000 points envelope of the virtual vertebra. Based on preliminary investigations, the position of the vertebra was defined using an original screw-frame based on the coordinates of a subset of 154 points identified on the envelope as follows: the vertebral mesh was divided into 4 regions. The anterior part corresponded to the vertebral body (58 points), the posterior part corresponded to the neural arch (20 points), and the left and right parts corresponded to the left and right transverse and articular tubercles (38 points each). The origin of the vertebral screw-frame was at the barycentre of the 4 barycentres corresponding to the 4 anatomic regions. The local horizontal plane was defined as the least square plane between the 4 barycentres. The vertical Z-axis was perpendicular to this plane. The frontal Y-axis was the projection of the left and right barycentres line on the horizontal plane. The sagittal X-axis was set perpendicular to the Y and Z axis in order to obtain an orthonormal screw-frame.

The only difference is in the location of the frame origin. The present study moved it to the centre of the vertebral body, defined as the mid-point between the centres of the upper and lower vertebral endplates (16 points each). (Figure C.1)

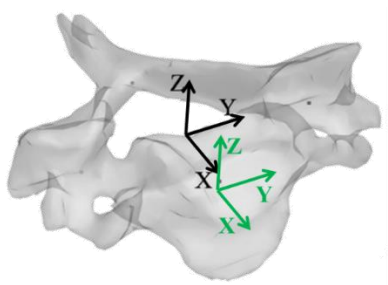


Figure C.1 : In black the vertebral frame as described in Rousseau et al. (2007) based on the 4 barycentres of the 4 anatomic regions (anterior, posterior, left, right). In green, the same frame displaced to the centre of the vertebral body using the endplates as used in the present study.

C.2. Construction of the IVD frames

The IVD frame is computed using the adjacent vertebral frames and the adjacent endplates of the 3D models. Its origin is defined as the midpoint between the respective origins of the adjacent vertebral frames. Computation of the least squares planes from the lower endplate of the upper vertebra and the upper endplate of the lower vertebra (15 and 12 points respectively, without unciforms) yields the orientation of the IVD plane and the Z-axis as its normal. The X-axis is obtained by creating a line joining the two adjacent X-axes and intersecting it with the IVD plane. (Figure C.2)

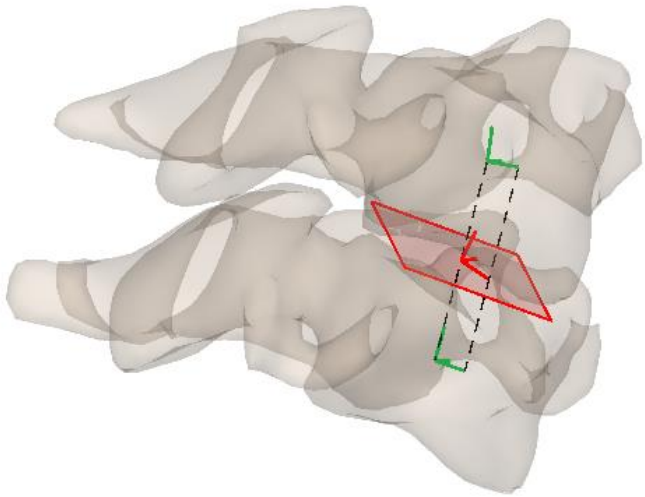


Figure C.2 : Computation of the IVD frame. In green are the adjacent vertebral frames. Dashed lines indicate how the IVD origin and X-axis are obtained. In red are the IVD frame and plane.

C.3. Reproducibility

Reproducibility of the IVD frame construction has been evaluated via the data Rousseau et al. (2007) used to assess vertebral frame reproducibility. The C3-C7 vertebrae of 20 healthy subjects were reconstructed four times (two operators, two times) and local frames were computed for each of the four IVDs (C3C4, C4C5, C5C6 and C6C7). Reproducibility was assessed as the standard deviation of the differences in position (T_x, T_y, T_z) and orientation (R_x, R_y, R_z) to the average IVD frame from the four reconstructions. These quantities are available in Tableau C.1.

Tableau C.1 : Differences between the IVD frames computed from each reconstruction (4 IVDs, 2 observers, 2 times, 20 subjects) to the averaged frame.

	T_x	T_y	T_z	R_x	R_y	R_z
		(mm)			(°)	
Mean	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
SD	0.28	0.76	0.27	1.36	1.58	1.48

Annexe D : Identification des lois de comportement des structures passives antérieures

Cette annexe détaille le processus de calcul des lois de comportement de la poutre généralisée non-linéaire modélisant l'ensemble des structures passives antérieures (disque intervertébral et ses fibres, ligaments longitudinaux antérieur et postérieur, les facettes avec leur cartilage et leur capsule).

D.1. Simulations de caractérisation

Les paramètres de ces lois sont identifiés à partir de simulations en FE, LB et AR sur un unique modèle détaillé de l'unité fonctionnelle C4C5 sur laquelle ont été supprimée les éléments de l'arc postérieur. La géométrie utilisée pour ces simulations de caractérisation correspondait à la géométrie moyenne de l'unité fonctionnelle C4C5 issue de 6 sujets cadavériques (2F, 4H, 61 ± 4 ans) présentés dans Van den Abbeele (2018), illustrée Figure D.1. Les structures antérieures de ce modèle ont été sollicitées en flexion-extension (FE), inclinaison latérale (LB) et torsion axiale (AR) en quasi-statique jusque 2 Nm. Les rotations de C4 par rapport à C5 ont été mesurées pour obtenir les courbes moment-inflexion caractérisant les lois de comportement de l'ensemble.

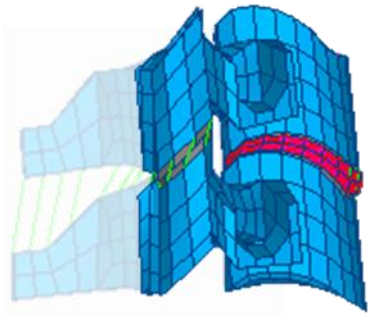


Figure D.1 : Modèle détaillé C4C5 avec arc postérieur non pris en compte en transparence

D.2. Interpolation

Pour décrire ces lois, chacune de ces courbes a été interpolée par un polynôme de degré 3, sous la forme (Eq. D-1) en LB et AR et sous la forme (Eq. D-2) en FE.

$$M = A \cdot \Delta\theta + B \cdot \Delta\theta^3 \quad \text{(Eq. D-1)}$$

$$M_{FE} = A \cdot \Delta\theta + B \cdot \Delta\theta^2 + C \cdot \Delta\theta^3 \quad \text{(Eq. D-2)}$$

Avec M le moment appliqué en LB ou AR, M_{FE} le moment en FE et $\Delta\theta$ la déflexion angulaire. Le terme de second degré en FE permet de prendre en compte la dissymétrie entre flexion et extension.

Les courbes angle-moment issues des simulations sans arc postérieur interpolées par ces polynômes de degré 3, ainsi que les coefficients associés sont illustrées dans la Figure D.2.

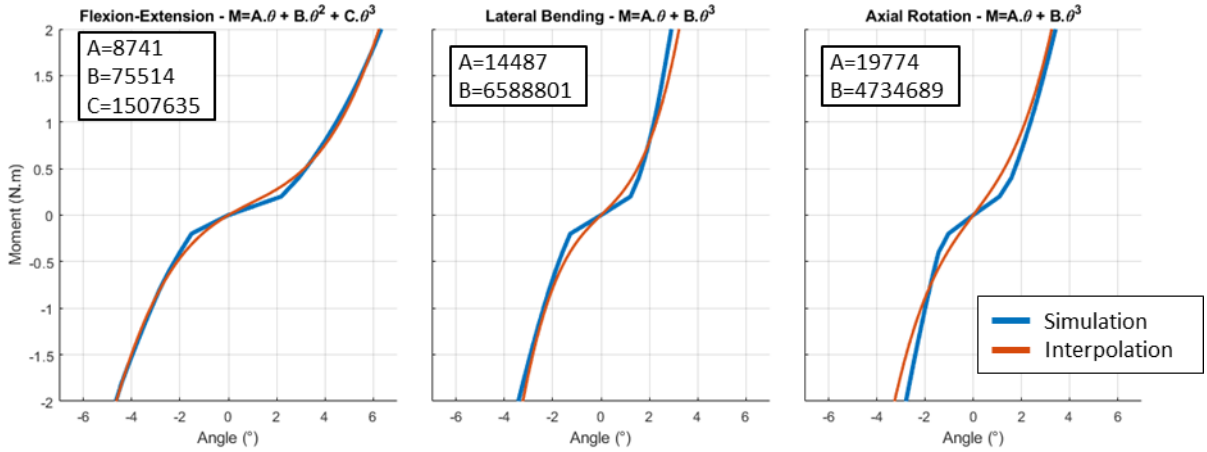


Figure D.2 : Interpolation des courbes angle-moment issues des simulations de l'UF C4C5 sans arc postérieur

D.3. Identification des lois de comportement

En combinaison avec la théorie des poutres, on peut exprimer ces interpolations sous les formes suivantes :

$$M_{LB} = \frac{E_{a,LB} \cdot I_{LB}}{L} \cdot \Delta\theta \cdot \left(1 + \left(\frac{\Delta\theta}{\theta_{c_{2,LB}}}\right)^2\right) \quad \text{(Eq. D-3)}$$

$$M_{FE} = \frac{E_{a,FE} \cdot I_{FE}}{L} \cdot \Delta\theta \cdot \left(1 + \frac{\Delta\theta}{\theta_{c_1,FE}} + \left(\frac{\Delta\theta}{\theta_{c_2,FE}}\right)^2\right) \quad \text{(Eq. D-4)}$$

$$M_{AR} = G_a \cdot I_{AR} \cdot \Delta\theta \cdot \left(1 + \left(\frac{\Delta\theta}{\theta_{c_2,AR}}\right)^2\right) \quad \text{(Eq. D-5)}$$

Avec I_{LB}, I_{FE} et I_{AR} les moments quadratiques du disque intervertébral et L sa hauteur. Connaissant ces grandeurs géométriques du disques et les coefficients de l'interpolation, on peut alors identifier les modules apparents E_a et G_a et des paramètres de rigidification θ_{c_1} et θ_{c_2} pour les différentes sollicitations.

D.3.1. Calcul des moments quadratiques du disque

La hauteur du disque dans ces simulations de caractérisation était de $L = 6.0\ mm$. En calculant l'ellipse des moindres carrés à la section du disque, on détermine son grand axe $A_{IVD} = 21.8\ mm$ et son petit axe $B_{IVD} = 15.8\ mm$.

Si on approxime le disque comme une ellipse tronquée, on calcule ces moments quadratiques d'après Portier (1991) :

$$I_{LB} = \left(\frac{2\pi}{3} - \frac{\sqrt{3}}{8}\right)\frac{{A_{IVD}}^3 \cdot B_{IVD}}{27} + \left(\frac{2\pi}{3} - \frac{\sqrt{3}}{4}\right)\frac{A_{IVD} \cdot B_{IVD}}{3}\left(\frac{B_{IVD}}{\frac{4\pi\sqrt{3}}{3} + \frac{3}{2}}\right)^2 \approx 0.05856 \cdot {A_{IVD}}^3 \cdot B_{IVD} = 5033\, mm^4 \quad \text{(Eq. D-6)}$$

$$I_{FE} = \left(2\pi + \frac{9\sqrt{3}}{8}\right)\frac{{A_{IVD}}^3 \cdot B_{IVD}}{144} \approx 0.05716 \cdot A_{IVD} \cdot {B_{IVD}}^3 = 9312\, mm^4 \quad \text{(Eq. D-7)}$$

$$I_{AR} = I_{LB} + I_{AR} = 14345\, mm^4 \quad \text{(Eq. D-8)}$$

D.3.2. Identification des paramètres décrivant la loi de comportement

Les coefficients de la régression linéaire et les propriétés géométriques permettent alors d'identifier les modules apparents et les paramètres de rigidification tels que :

$$M_{LB} = \frac{E_{a,LB} \cdot I_{LB}}{L} \cdot \Delta\theta \cdot \left(1 + \left(\frac{\Delta\theta}{\theta_{c_{2,LB}}}\right)^2\right) = 14487 \cdot \Delta\theta + 6588801 \cdot \Delta\theta^3 \quad \text{(Eq. D-9)}$$

$$M_{FE} = \frac{E_{a,FE} \cdot I_{FE}}{L} \cdot \Delta\theta \cdot \left(1 + \frac{\Delta\theta}{\theta_{c_1,FE}} + \left(\frac{\Delta\theta}{\theta_{c_2,FE}}\right)^2\right) = 8741 \cdot \Delta\theta + 75514 \cdot \Delta\theta^2 + 1507635 \cdot \Delta\theta^3 \quad \text{(Eq. D-10)}$$

$$M_{AR} = G_a \cdot I_{AR} \cdot \Delta\theta \cdot \left(1 + \left(\frac{\Delta\theta}{\theta_{c_2,AR}}\right)^2\right) = 19774 \cdot \Delta\theta + 4734689 \cdot \Delta\theta^3 \quad \text{(Eq. D-11)}$$

Les paramètres identifiés sont donnés dans le Tableau D.1 :

Tableau D.1 : Modules apparents et paramètres de rigidification décrivant les lois de comportement des structures passives antérieures (disque, ALL, PLL, facette et capsule)

	Modules apparents (MPa)		Paramètres de rigidification (rad)	
	D'élasticité E_a	De cisaillement G_a	θ_{c_1}	θ_{c_2}
Inclinaison latérale	8.71			0.047
Flexion-Extension	9.72		-0.12	0.076
Torsion axiale		1.38		0.065

Ces paramètres identifiés, combinés à des mesures de géométrie sujet-spécifiques (hauteur et moments quadratiques du disque), permettent alors de personnaliser ces lois de comportement pour chaque IVD et chaque sujet.

Annexe E : Comparaison one-to-one entre modèle réduit et modèle détaillé

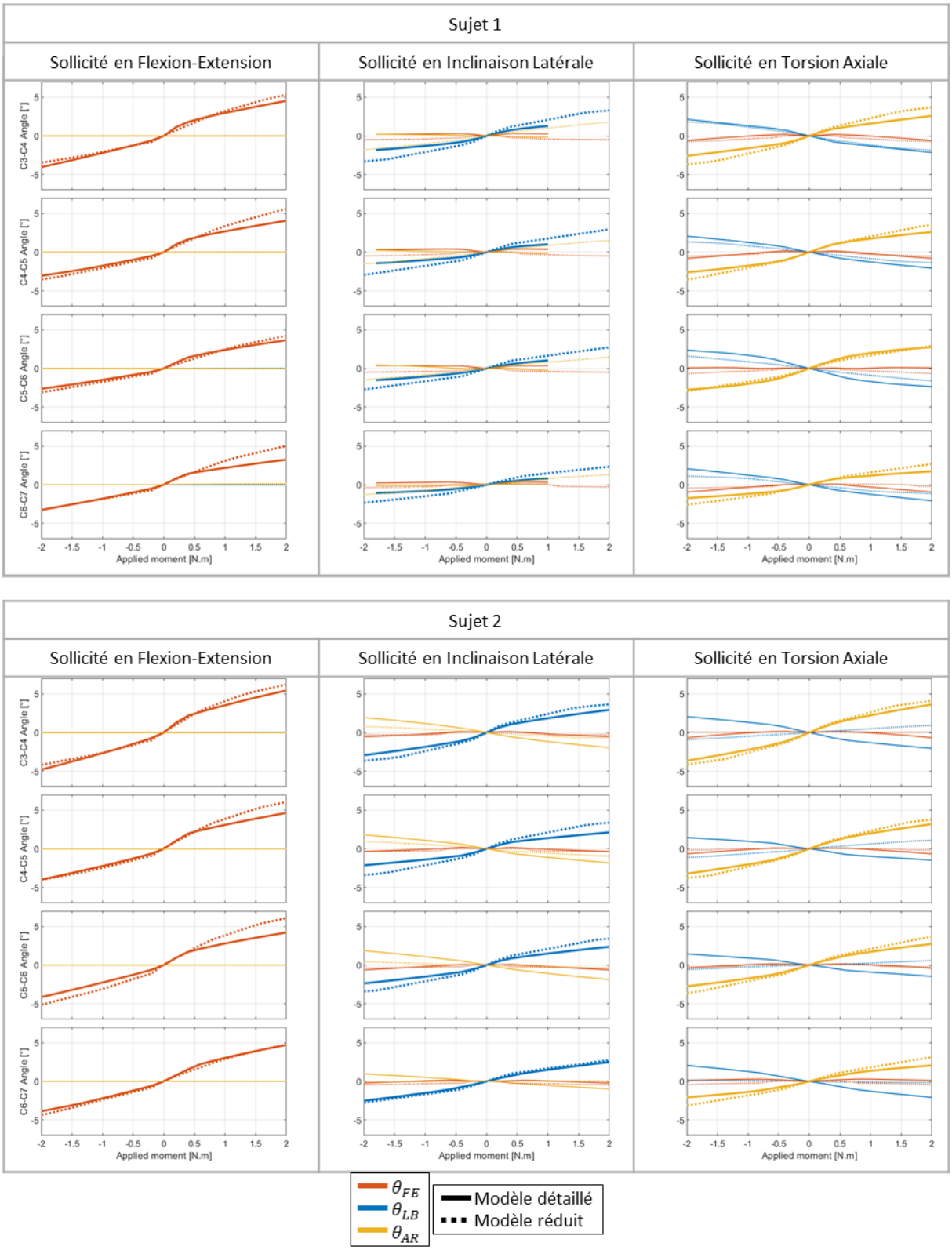


Figure E.1 : Comparaison des réponses du modèle détaillé et du modèle réduit pour les sujets 1 et 2

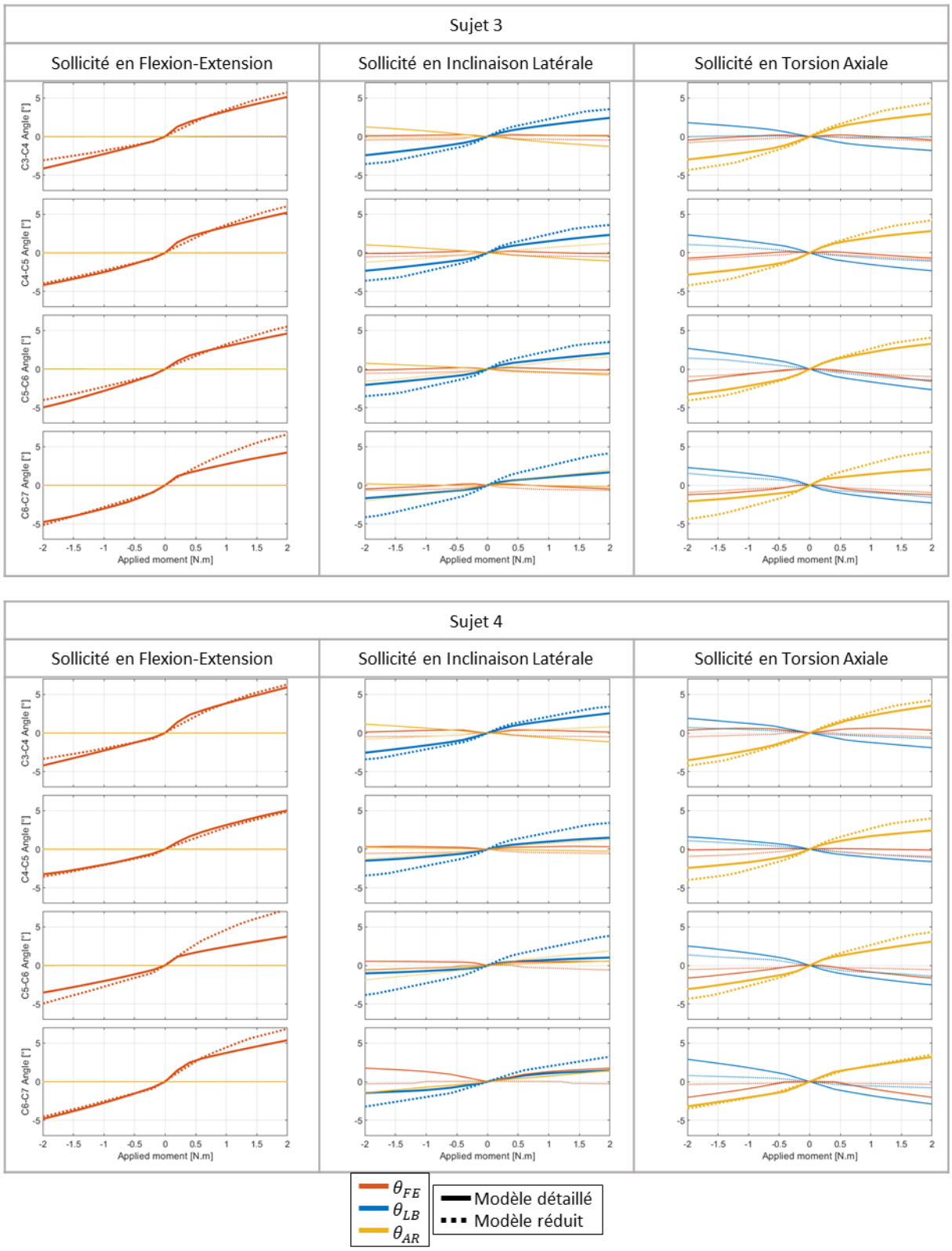


Figure E.2 : Comparaison des réponses du modèle détaillé et du modèle réduit pour les sujets 3 et 4

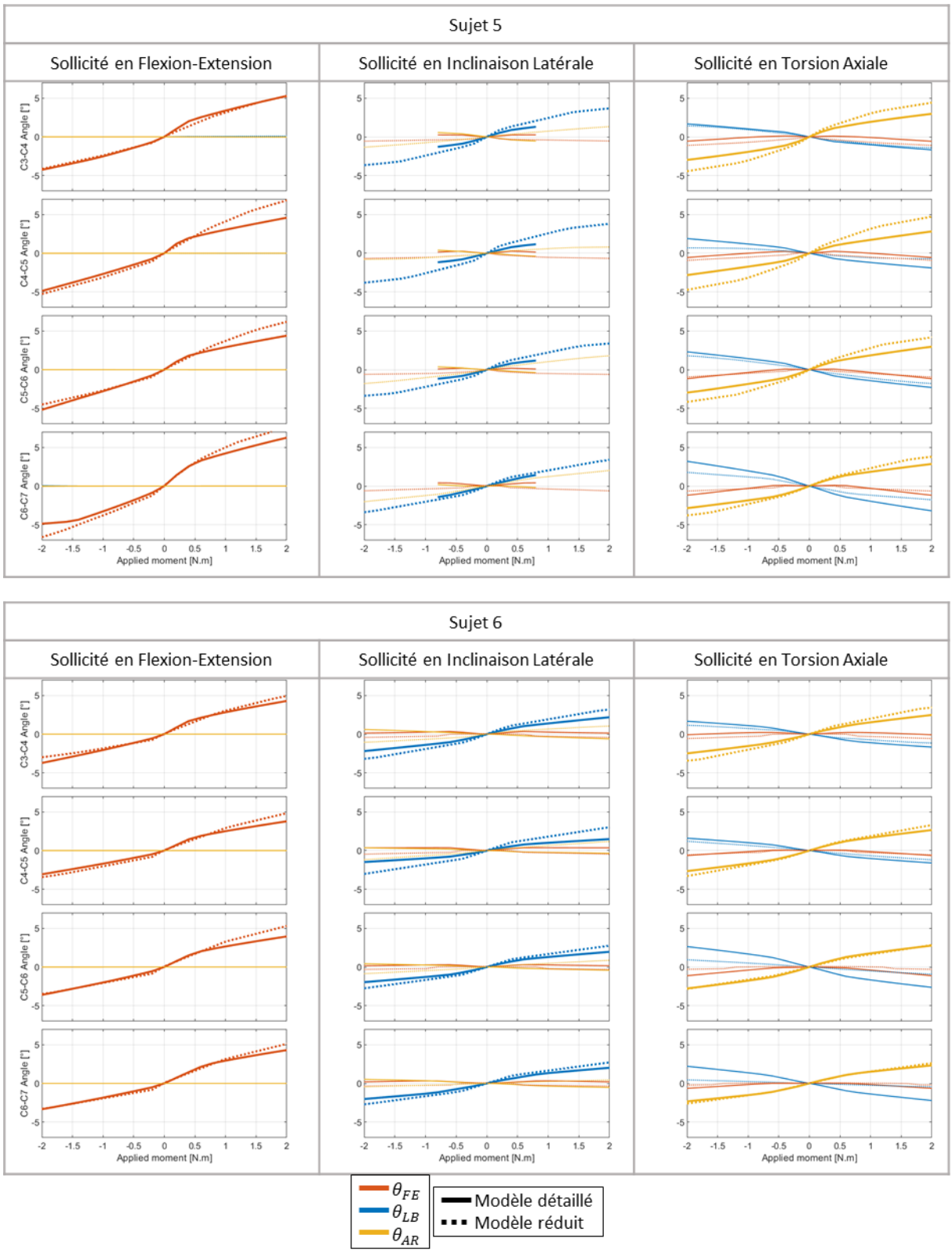


Figure E.3: Comparaison des réponses du modèle détaillé et du modèle réduit pour les sujets 5 et 6

Annexe F : Experimental analysis of the lower cervical spine in flexion with a focus on facet tracking

Originellement, cette thèse comportait une partie sur les aspects lésionnels du rachis cervical mais elle a finalement été exclue du projet. Cette annexe retranscrit un travail de ma première année de thèse, portant sur une étude expérimentale en flexion du rachis cervical inférieur au-delà du seuil physiologique. La partie expérimentale a été menée au cours du master de recherche de Nicolas Soriau et de la thèse de science du Dr. David Brauge. Mon apport a porté sur le traitement et l'interprétation des résultats ainsi que sur la finalisation de cette étude. Ce travail a donné lieu à une publication dans *Journal of Biomechanics* (2019) qui est reproduite ci-dessous.

F.1. Abstract

Cervical traumas are among the most common events leading to serious spinal cord injuries. While models are often used to better understand injury mechanisms, experimental data for their validation remain sparse, particularly regarding articular facets. The aim of this study was to assess the behavior of cervical FSUs under quasi-static flexion with a specific focus on facet tracking. 9 cadaveric cervical FSUs were imaged and loaded under a 10 Nm flexion moment, exerted incrementally, while biplanar X-rays were acquired at each load increment. The relative vertebral and facet rotations and displacements were assessed using radio-opaque markers implanted in each vertebra and CT-based reconstructions registered on the radiographs. The only failures obtained were due to specimen preparation, indicating a failure moment of cervical FSUs greater than 10 Nm in quasistatic flexion. Facet motions displayed a consistent anterior sliding and a variable pattern regarding their normal displacement. The present study offers insight on the behavior of cervical FSUs under quasi-static flexion beyond physiological thresholds with accurate facet tracking. The data provided should prove useful to further understand injury mechanisms and validate models.

F.2. Introduction

Over 250,000 spinal cord injuries are reported every year in the world, entailing high societal and personal costs [World Health Organisation report, 2013]. Most are due to traumatic events and those occurring in the cervical region can lead to tetraplegia [NSCI, 2018]. As such, a better understanding of the injury mechanisms of the cervical spine is key to help the development of tools for prevention, such as protective devices and relevant models.

While the biomechanics of the cervical spine under physiological loading have been widely studied in vitro [Panjabi et al., 1986, 2001; Moroney et al., 1988; Shea et al., 1991], there are far fewer studies

regarding injury risks and mechanisms. *In vitro*, the mechanical properties and thresholds of the cervical in flexion have been studied on cervical Functional Spinal Units (FSUs) dynamically at high loading rates of 90 Nm/s [Nightingale et al., 2002, 2007], as well as on segments of 3 vertebrae quasi-statically at low loading rates of 5°/s [Shea et al., 1991], providing data on their mechanical behavior and strength. To the authors' knowledge, the failure thresholds in flexion and the mechanical response beyond 3.5 Nm of cervical FSUs at quasi-static rates remain unknown.

Cervical facet dislocations (CFD) are among the most commonly reported injuries. While the kinematics of CFD during high-speed loading were reported by Panjabi et al. [2007] using FSUs with muscle force simulation, identifying the influence of various parameters on the resulting behavior remains challenging. As such, it appears important to analyze lone FSUs without dynamic or muscular effects in order to assess the structural influence on facet kinematics. Furthermore, as dislocations are often associated with facet fractures [Foster et al., 2012], Quarrington et al. [2018, 2019] studied facet deflections and strains under low speed loading.

Recent advances have allowed fast and accurate 3D reconstructions of the human spine from medical images, either using biplanar X-rays [Humbert et al., 2009] or CT-scans, as well as for step-by-step motion tracking during in vitro testing via combination with X-ray imaging [Prud'Homme, 2014], hence yielding the possibility for quantitative facet joint tracking. The aim of this work is thus to study cervical FSUs in quasi-static flexion with a specific focus on facet tracking.

F.3. Material & Methods

F.3.1. Test apparatus

A 6 degree-of-freedom spine tester was used. Its lower part was fixed and contained a 6-axis load cell whereas its upper part comprised a motor, which was allowed to move freely, thus exerting a pure moment. The samples were mounted on both parts of the spine tester using custom-made supports. The spine tester was placed inside a calibrated biplanar X-ray system (EOS Imaging SA., Paris, France) for motion tracking. .

F.3.2. Specimen preparation

Four entire spines from PMHS (56 ±9 years old, 2 females) were imaged using CT (Resolution: 0.47x0.47x0.8 mm), fresh-frozen for storage, then thawed at room temperature the day before dissection. They were stripped of muscles, leaving the osseoligamentous elements, and split into FSUs (C3-C4, C5-C6, C7-T1). Three FSUs were deemed unsuitable post inspection due to excessive degeneration, leaving 9 FSUs which were frozen for storage until the day before testing. After a second

24h thawing cycle, Ø1mm drillings were performed allowing 5 radio-opaque fiducial markers (Ø2mm steel beads) to be implanted in each vertebra: 2 on the vertebral body, 1 on each articular apophysis and 1 on the spinous process (Fig. S1).

F.3.3. Custom support design

Using MITK-GEM (German Cancer Research Center - Division of Medical Image Computing, Heidelberg, Germany), each vertebra was reconstructed from the CT-scans. These accurate models were used to design the inner geometry of the supports, with the addition of a clearance for the surrounding soft tissues. The supports were printed in PLA using a 3D printer (Makerbot Industries, Brooklyn, USA) and ensured fixation of the FSU in the spine tester with 2 stainless steel screws through the pedicles of the upper vertebra and 5 threaded pins (1 through the upper vertebral body, 2 through the lower vertebral body and 1 through each spinous process) (Figure F.1). The remaining excess clearances were filled with resin and plasticine between the vertebrae and supports.

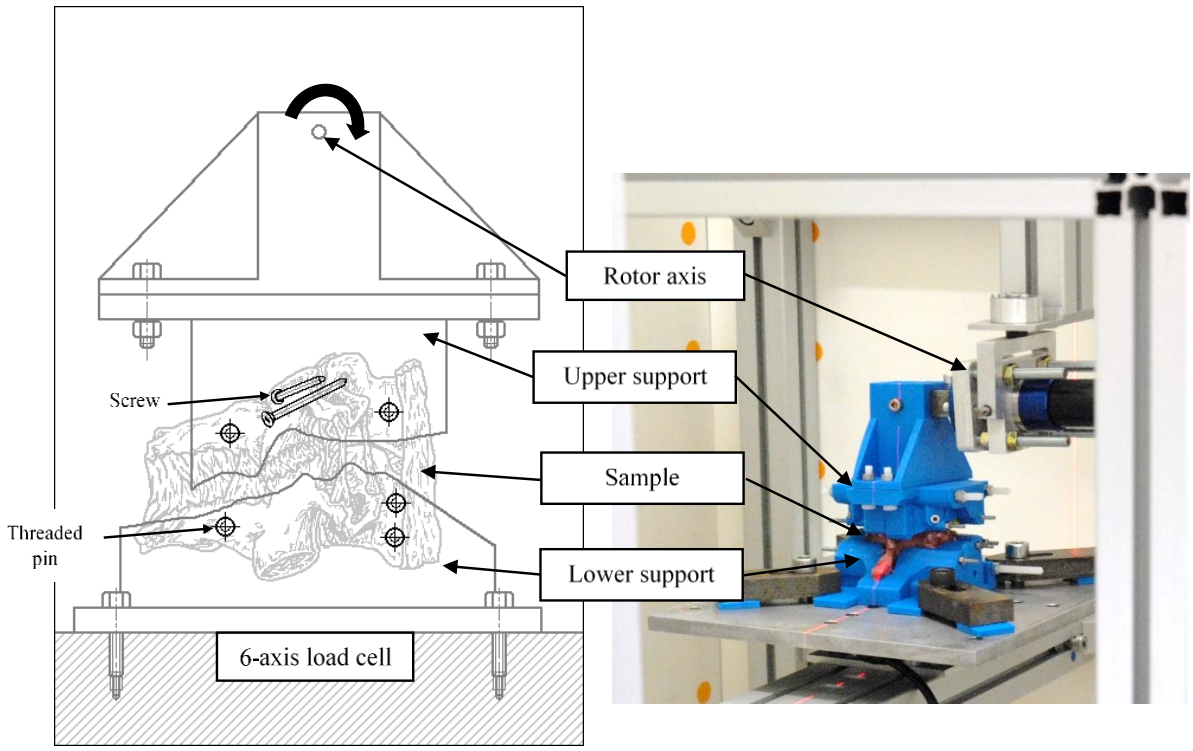


Figure F.1 : Experimental set-up. The lower vertebra is fixed to the lower support via 3 threaded pins while the upper vertebra is fixated to the upper support with 2 pins and 2 screws. The lower and upper support are connected to a 6-axis load cell and a rotor axis respectively. The whole assembly is placed inside a biplanar X-ray EOS cabin.

F.3.4. Test protocol

Specimens underwent three preconditioning cycles of 2 Nm of flexion-extension. A pure flexion moment at 1°/s was then applied in 2° rotation increments. Biplanar radiographs were taken at each

load step after 30 s of torque relaxation. The protocol was carried out until failure occurred or until the motor reached its maximum output, i.e. 10 Nm moment.

F.3.5. Data processing

F.3.5.1. Vertebra motion tracking

The CT-based reconstruction were registered upon the initial X-ray images. The markers were tracked on each radiograph and the rigid registration from their initial positions to all the subsequent ones were computed, yielding the positioning of the vertebrae at each load step (Figure S2). A local anatomical frame was computed as described in Rousseau et al. [2007] for each vertebra on every X-ray (Figure F.2a). The rotations of the upper vertebra were computed as the Bryant angles between its initial and subsequent anatomical frame positions using a xy'z'' sequence. These computations were made in the anatomical frame relative to the lower vertebra in its initial position.

F.3.5.2. Facet motion tracking

For each articular facet reconstruction, 8 peripheral points and their center were used to compute their best fit plane normal vector. A local frame was associated to each facet, located in its barycenter, with the Z axis aligned with the facet normal and the X axis defined by the intersection of the facet plane with the vertebral sagittal plane, indicating the anteroposterior direction of the facet surface (Figure F.2b). These facet frames were used to compute the displacements and rotations of the facets of the upper vertebra with respect to those of the lower vertebra. Additionally, displacements between the most anterior/posterior points of the upper and lower facet were computed.

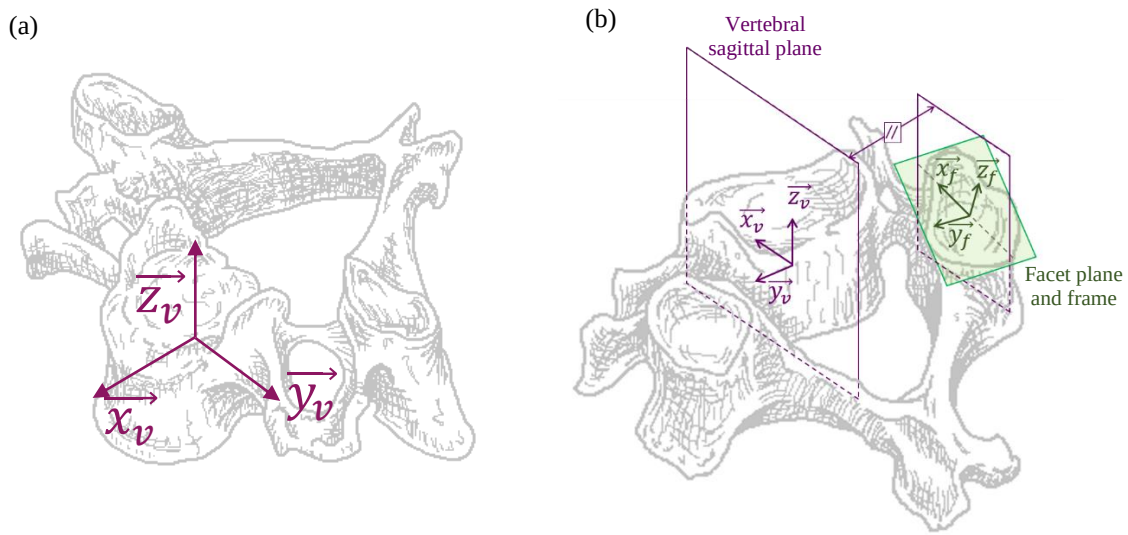


Figure F.2 : (a) Anatomical frame associated to each vertebra computed for vertebral motion tracking similar to the description in Rousseau et al. [2007]. (b) Facet frame with $\overrightarrow{z_f}$ normal vector of facet plane, $\overrightarrow{x_f}$ the intersection between the facet plane and the vertebral sagittal plane.

F.3.5.3. Additional analysis

Reproducibility tests based on the Monte-Carlo method (F.6) estimated 95% confidence intervals of 0.02° on vertebral rotation and up to 0.02 mm on facet displacements.

To assess posterior arch deformation, the vector going from the marker implanted on the spinous process to the mid-point between both articular apophysis was computed. The angle it made with the axial plane of the local vertebra frame was measured (Figure F.7) for each increment and the maximal deflection was assessed for each sample.

F.4. Results

Maximum posterior arch deflection was negligible (< 5*10-4 °). Three failures were obtained, one due to rupture of the interspinous ligament at 6.62 Nm and the other two due to fracture of the posterior arch of the upper vertebra, close to the screw fixation, at 7.53 and 9.28 Nm. Inspection of the X-rays showed the ligament failure may have been due to damage during dissection prior to testing.

F.4.1. Vertebral mobility

The load-displacement curves for all FSUs are available in Figure F.3. For all specimens, a non-linear behavior was observed followed by a quasi-linear response before reaching 3.5 Nm. At 6 Nm, no failure was observed and the flexion angle between vertebrae ranged from 4° to 11.8°. At 10 Nm, the flexion angle ranged from 5.3° to 15.3° for the 6 remaining FSUs (Tableau F.2).

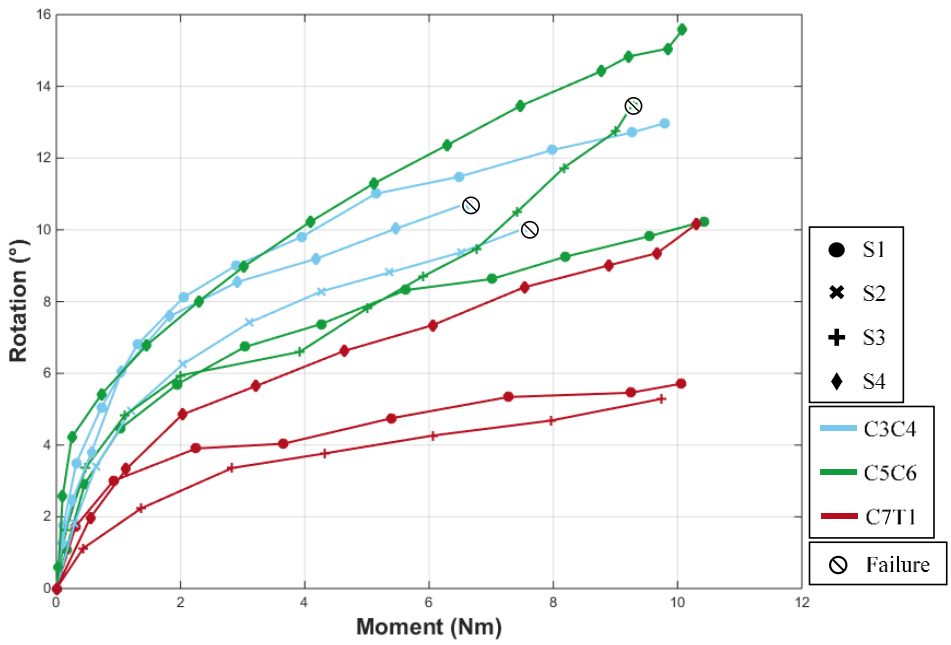


Figure F.3 : Flexion angle between vertebral frames during hyperflexion test

F.4.2. Facet motions

Facet sagittal rotations were consistent with vertebral sagittal rotations. Facet relative displacements (Figure F.4) exhibited a non-linear behavior followed by a linear response. The center of the facets of the upper vertebra steadily moved in the anterior direction of the facet frame. Their lateral displacements ranged from -1.03 to 0.16 mm in the non-linear portion and remained stable afterwards. Their normal displacements remained quasi-linear after 2 Nm. They ranged from -1.67 mm to 1.20 mm. Displacements between the anterior and posterior points ranged from -1.14 to 3.19 mm and -1.98 to 3.52 mm respectively.

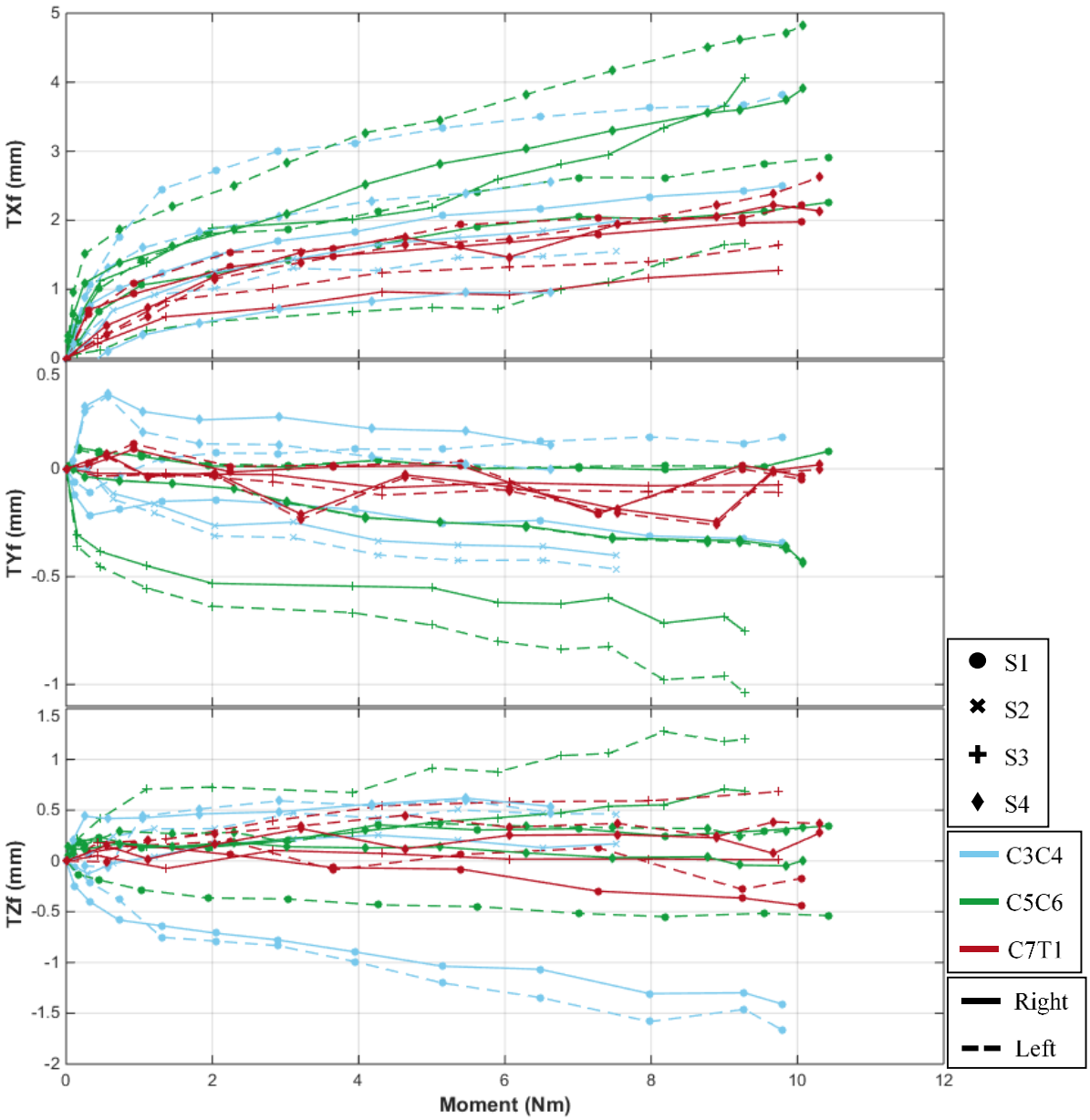


Figure F.4 : Facet displacements. (a) Antero-posterior displacements, along $\overrightarrow{x_f}$ (b) Normal displacements, along $\overrightarrow{z_f}$ (c) Lateral displacements, along $\overrightarrow{y_f}$

F.5. Discussion

The aim of this present work was to study cervical FSUs in quasi-static flexion with accurate facet tracking. An original protocol was proposed combining CT and biplanar X-ray imaging, which ensured the accuracy of geometry modeling and motion tracking respectively.

The load-displacement behavior of 9 cervical FSUs was recorded under the application of a 10 Nm flexion moment, exerted incrementally, using biplanar X-rays, acquired at each load increment. The registration of the CT-based reconstructions and the tracking of markers on each pair of radiographs allowed tracking the relative motions between vertebrae and between facet surfaces.

F.5.1. Vertebral mobility

The non-linear load-displacement curve of the cervical spine due to the neutral zone and hyperelastic response of the ligamentous structures and disks has been widely reported in in vitro studies [Panjabi et al., 1986, 2001]. Comparative flexion angle between the present work and the literature under various moment loads are given in Tableau F.1. Flexion angles complied with the ranges observed by Panjabi et al. [2001] under a 1.0 Nm pure moment and Moroney et al. [1988] under a 1.8 Nm moment and 48 N compression, though they appeared lower than what Nightingale et al. [2002] observed under a 3.5 Nm pure moment. However, the latter released the load between load steps.

Tableau F.1 : Comparative range of motion from *in vitro* flexion studies at 1.0, 1.8 and 3.5 Nm from literature

Moment (Nm)	Study	Flexion angle (°)		
		C3-C4	C5-C6	C7-T1
1.0	Panjabi *et al.* 2001	4.3 ± 2.9	5.5 ± 2.6	
	Present study	4.32 - 4.93	3.69 - 6.10	1.68 - 2.65
1.8	Moroney *et al.* 1988	5.55 ± 1.84	5.55 ± 1.84	5.55 ± 1.84
	Present study	5.71 - 6.82	5.08 - 7.40	2.80 - 4.09
3.5	Nightingale *et al.* 2002	12.2 ± 1.45	13.6 ± 2.71	7.22 ± 3.17
	Present study	7.80 – 9.40	7.05 - 9.60	3.56 - 6.13

F.5.2. Sample failure

Due to test bench limitations, samples could only be tested up to a flexion moment of 10 Nm. Three failures could be observed due to fixation or dissection. Hence the failure moment seems to be greater than 10 Nm in quasi-static flexion loading. This is consistent with the reported failure for dynamic pure moments of 17.4 ± 6.2 Nm for females [Nightingale et al., 2002] and 21.5 ±6.8 Nm for males [Nightingale et al., 2007]. Comparatively, reported failure for quasi-static pure moment application

on segments of 3 vertebrae were 7.0 ± 3.2 Nm for C2-C5 and 12.1 ± 0.5 Nm for C5-T1 [Shea et al., 1991].

Due to technical issues, the samples underwent 2 freeze-thaw cycles, but this has a limited effect on the mechanical properties of ligaments [Amout et al., 2013; Huang et al., 2011] and intervertebral discs [Tan & Uppuganti, 2012].

F.5.3. Facet motions

Facet tracking has rarely been performed in the literature. While Panjabi et al. [2007] did report facet kinematics, the FSUs used in their study were loaded at high-speed with muscle force simulation and a compressive pre-load, making the comparison difficult.

Overall, facet motions exhibitted a non-linear portion followed by a more linear behavior. Facets of the upper vertebra persistently moved in the anterior direction of the facet, which is consistent with the relative facet sliding expected during flexion under pure moments. Displacements normal to the facet surfaces exhibited a linear response post neutral zone with no observable pattern, suggesting that facets moved closer, away or remain at a steady distance throughout flexion. Facet lateral displacements appeared to remain constant following the non-linear portion, indicating a small lateral shift and possible instability in the neutral zone, which the free-moving motor did not counteract.

Facet sagittal rotations were consistent with the measured vertebral rotations, which was expected as computations consider vertebrae as rigid bodies. While the low posterior arch deflection appears to confirm this assumption, it contrasts with Quarrington et al. [2019] reporting facet sagittal deflections of 0.25 ± 0.18° under 10° flexion with 50 N compression. However, on the one hand, they used marker carriers which could have amplified deflection measurements, and on the other hand this study used pins going through the spinous processes, which may have rigidified the vertebrae, explaining the low posterior arch deflection. Methodology regarding facet tracking and fixations needs to be further explored in future studies.

The results obtained, namely the vertebral motions beyond 3.5 Nm, as well as the facet displacements, should prove useful for model validation. Further studies could use this protocol while applying a higher load so as to analyze injury mechanisms. Moreover, the approach used in this study combining in vitro testing with imaging techniques to model and track particular areas of interest could be used to further study the human spine and other anatomical structure.

F.6. Supplementary data

A Monte-Carlo analysis with a random normalized noise on the initial vertebrae registrations (std: 1 mm and 1 °) and on all marker positions on every radiograph (std: 0.1mm) was performed 500 times for each sample and the ensuing errors on rotations between vertebra frames and displacements between facet frames were computed.

This reproducibility analysis yielded 95% confidence intervals of 0.02° for vertebrae sagittal rotations and of 0.01 mm facet lateral displacements and 0.02 mm for both facet anteroposterior and normal displacements in the facet frames.

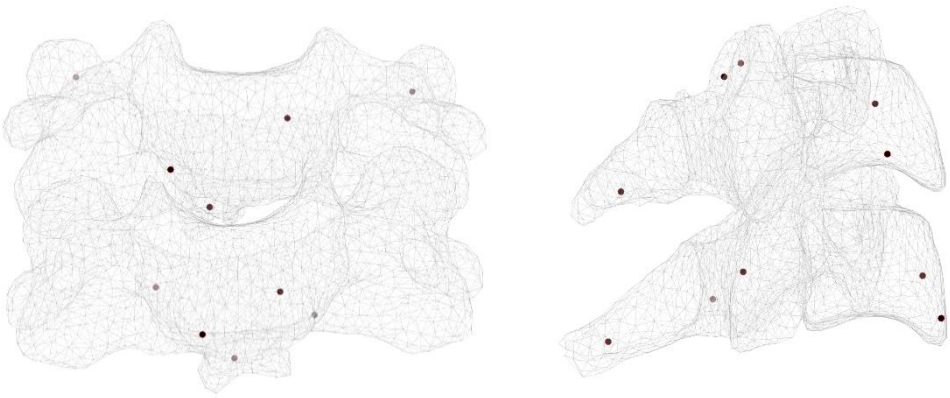


Figure F.5 : Position of the radio-opaque spherical markers

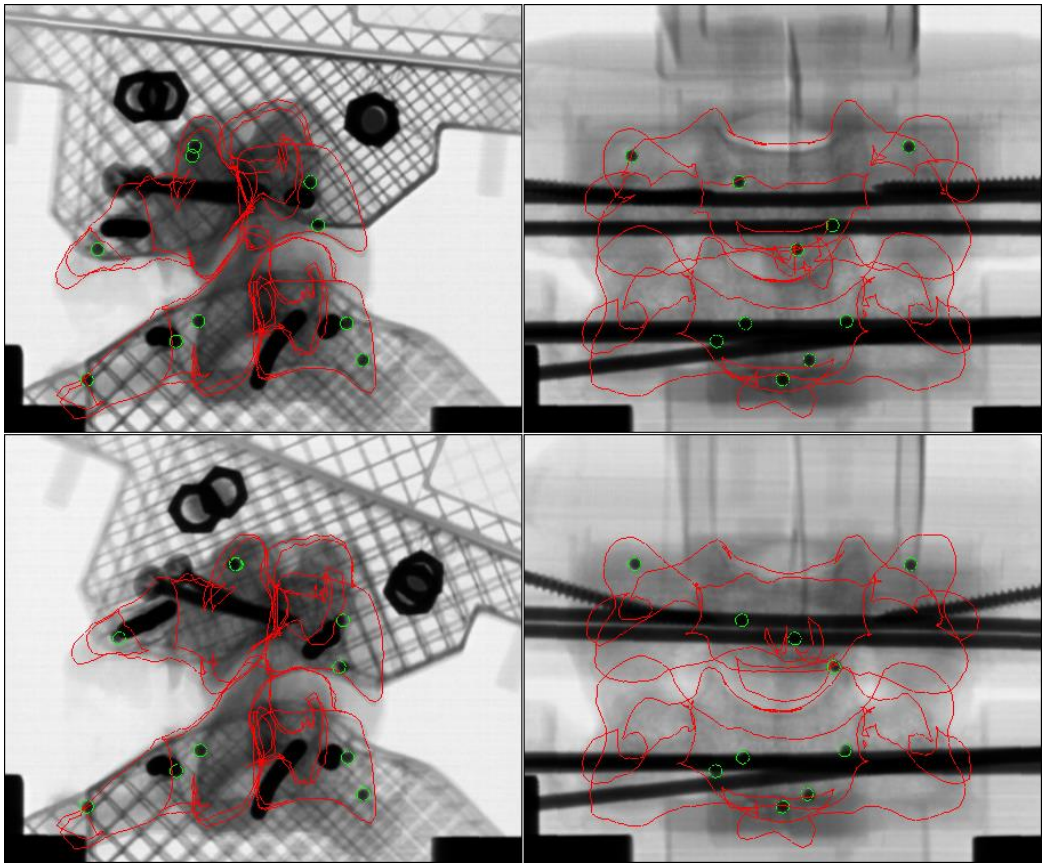


Figure F.6 : Biplanar X-rays during mechanical testing. The CT-based reconstruction is registered and radio-opaque markers tracked.

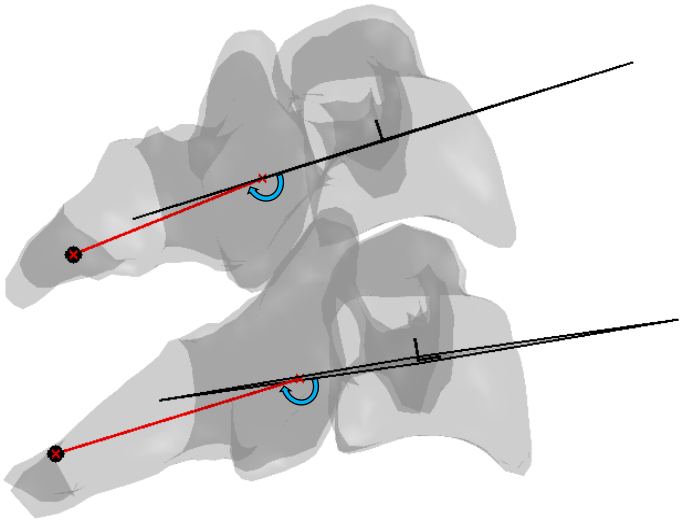


Figure F.7 : Posterior arch deflection assessment. The vector going from the marker implanted in the spinous process to the center of the articular apophysis (in red) is computed. The angle (in blue) it makes with the axial plane of the vertebral frame is measured and its variation throughout the test quantifies posterior arch deflection.

Tableau F.2 : Flexion angle at 3.5, 6 and 10 Nm moment load for all samples.

Subject	Level	Angle at 3.5 Nm (°)	Angle at 6 Nm (°)	Angle at 10 Nm (°)
S1	C3C4	9.4	11.2	13.0
	C5C6	7.1	8.5	10.0
	C7T1	4.0	5.0	5.6
S2	C3C4	7.8	9.0	*
S3	C5C6	6.3	9.1	*
	C7T1	3.6	4.0	5.3
S4	C3C4	8.9	10.4	**
	C5C6	9.6	11.8	15.3
	C7T1	6.1	7.0	9.8

* Specimens S2-C3C4 and S3-C5C6 failed due to posterior arch fracture at 7.53 Nm and 9.28 Nm respectively.
** Specimen S4-C3C4 failed due to interspinous ligament rupture at 6.62 Nm.
Comparison at 3.5 Nm was chosen for comparison closer to moments from the literature, at 6 Nm for comparison between all samples before any failure and at 10 Nm to compare at maximum load

F.7. References

Amout N., Myncke J., Vanlauwe J., Labey L., Lismont D., Bellemans J., 2013. The Influence of freezing on the tensile strength of tendon grafts: a biomechanical study, Acta Orthopaedica Belgica 79, 435-443.

Foster B.J., Kerrigan J.R., Nightingale R.W., Funk J.R., Cormier J.M., Bose D., Sochor M.R., Ridella S.A., Ash J.H., Crandall J., 2012. Analysis of cervical spine injuries and mechanisms for CIREN rollover crashes, International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Injury, Dublin, Ireland.

Humbert L., De Guise J.A., Aubert B., Godbout B., Skalli W., 2009. 3D reconstruction of the spine from X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences, Medical Engineering & Physics, Vol.3, No. 6, pp. 681-687.

Huang H., Zhang J., Sun K., Zhang X., Tian S., 2011. Effects of repetitive multiple freeze-thaw cycles on the biomechanical properties of human flexor digitorum superficialis and flexor pollicis longue tendons, Clinical Biomechanics 26, 419-423.

Mitton D., Landry C., Véron S., Skalli W., Lavaste F., De Guise J.A., 2000. 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes, Medical & Biological Engineering & Computing, Mar; 38(2): 133-9.

Moroney S.P., Schultz A.B., Miller J.A.A., Andersson G.B.J., 1988. Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments, Journal of Biomechanics 21:769–79.

National Spinal Cord Injury Statistical Center, 2018. Spinal Cord Injury Facts and Figures at a Glance.

Nightingale R.W., Winkelstein B.A., Knaub K.E., Richardson W.J., Luck J.F., Myers B.S., 2002. Comparative strengths and structural properties of the upper and lower cervical spine in flexion and extension, Journal of Biomechanics 35, 725-732.

Nightingale R.W., Chancey V.C., Ottaviano D., Luck J.F., Tran L., Prange M., Myers B.S., 2007. Flexion and extension structural properties and strengths for male cervical spine segments, Journal of Biomechanics 40, 535-54.

Nightingale R.W., Doherty B., Myers B.S., McElhaney J., Richardson W.J., 1991. The Influence of End Condition on Human Cervical Spine Injury Mechanisms, SAE Technical Paper 912915.

Nightingale R.W., McElhaney J.H., Camacho D.L., Kleinberger M., Winkelstein B.A., Myers B.S., 1997. The Dynamic Responses of the Cervical Spine: Buckling, End Conditions and Tolerance in Compressive Impacts, SAE Technical Papers DOI: 10.4271/973344.

Panjabi M.M., Summers D.J., Pelker R.R., Videman T., Friedlaender G.E., Southwick W.O., 1986. Three-dimensional load-displacement curves due to forces on the cervical spine, J. Orthop Res 4:152-161.

Panjabi M.M., Crisco J.J., Vasavada A., Oda T., Cholewicki J., Nibu K., Shin E., 2001. Mechanical properties of the Human Cervical Spine as shown by Three-Dimensional Load-Displacement Curves, Spine, Vol. 26, 24:2692-2700.

Panjabi M.M., Simpson A.K., Ivancic P.C., Pearson A.M., Tominaga Y., Yue J.J., 2007. Cervical facet joint kinematics during bilateral facet dislocation, Eur Spine J, 16:1680-1688.

Prud'Homme M., 2015. Evaluation Clinique et biomécanique d'un implant de stabilisation dynamique du rachis lombaire. PhD. thesis. Arts et Métiers Paristech, Paris.

Quarrington R.D., Costi J.J., Freeman B.J.C., Jones C.F., 2018. Quantitative evaluation of facet deflection, stiffness strain and failure load during simulated cervical spine trauma, Journal of Biomechanics, 72, 116-124.

Quarrington R.D., Costi J.J., Freeman B.J.C., Jones C.F., 2019. The effect of axial compression and distraction on cervical facet mechanics during anterior shear, flexion, axial rotation, and lateral bending motions, Journal of Biomechanics, 83, 205-213.

Rousseau M.-A., Laporte S., Chavary-Bernier E., Lazennec J.-Y., Skalli W., 2007. Reproducibility of Measuring the Shape and Three-Dimensional Position of Cervical Vertebrae in Upright Position using the EOS Stereoradiography System, Spine Volume 32, Number 23, pp 2569-2572.

Shea A., Edwards W.T., White A.A., Hayes W.C., 1991. Variations of Stiffness and Strength along the Human Cervical Spine, Journal of Biomechanics Vol.24, No.2, pp.95-107.

Shea M., Wittenberg R.H., Edwards W.T., White A.A., Hayes W.C., 1992. In Vitro Hyperextension Injuries in the Human Cadaveric Cervical Spine, Journal of Orthopaedic Research 10:911-916.

Tan J.S., Uppuganti S., 2012. Cumulative Multiple Freeze-Thaw Cycles and Testing Does Not Affect Subsequent Within-Day Variation in Intervertebral Flexibility of Human Cadaveric Lumbosacral Spine, Spine Volume 37, Number 20, pp E1238-E1242.

World Health Organisation, International Spinal Cord Society, 2013. International Perspectives on Spinal Cord Injury.

Bibliographie

Alizadeh, M., Aurand, A., Knapik, G. G., Dufour, J. S., Mendel, E., Bourekas, E., & Marras, W. S. (2020a). An electromyography-assisted biomechanical cervical spine model: Model development and validation. *Clinical Biomechanics*, *80*, 105169. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.105169

Alizadeh, M., Knapik, G. G., Mageswaran, P., Mendel, E., Bourekas, E., & Marras, W. S. (2020b). Biomechanical musculoskeletal models of the cervical spine: A systematic literature review. *Clinical Biomechanics*, *71*(October 2019), 115–124. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.10.027

Alosh, H., Li, D., Riley, L. H., & Skolasky, R. L. (2015). Health care burden of anterior cervical spine surgery: National trends in hospital charges and length of stay, 2000-2009. *Journal of Spinal Disorders and Techniques*, *28*(1), 5–11. https://doi.org/10.1097/BSD.0000000000000001

Alpayci, M., Şenköy, E., Delen, V., Şah, V., Yazmalar, L., Erden, M., Toprak, M., Kaplan, Ş., Delen, V., Yazmalar, L., Erden, M., & Toprak, M. (2016). Decreased neck muscle strength in patients with the loss of cervical lordosis. *Clinical Biomechanics*, *33*, 98–102. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.02.014

Amabile, C. (2016). *Quantitative analysis and biomechanical modeling of the balance alteration during aging*. École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers.

Amabile, C., Choisne, J., Nérot, A., Pillet, H., & Skalli, W. (2016). 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. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.006

Amabile, C., Nérot, A., Choisne, J., Pillet, H., Lafage, V., & Skalli, W. (2015). Alignment of centers of mass of body segments with the gravity line. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *18*(August), 1870–1871. https://doi.org/10.1080/10255842.2015.1069547

Anderberg, L., Annertz, M., Persson, L., Brandt, L., & Säveland, H. (2007). Transforaminal steroid injections for the treatment of cervical radiculopathy: A prospective and randomised study. *European Spine Journal*, *16*(3), 321–328. https://doi.org/10.1007/s00586-006-0142-8

Anderson, P. A., & Rouleau, J. P. (2004). Intervertebral disc arthroplasty. *Spine*, *29*(23), 2779–2786. https://doi.org/10.1097/01.brs.0000146460.11591.8a

Badiee, R. K., Mayer, R., Pennicooke, B., Chou, D., Mummaneni, P. V., & Tan, L. A. (2020). Complications following posterior cervical decompression and fusion: A review of incidence, risk factors, and prevention strategies. *Journal of Spine Surgery*, *6*(1), 323–333. https://doi.org/10.21037/jss.2019.11.01

Barrett, J. M. (2016). *An EMG-Driven Cervical Spine Model for the Investigation of Joint Kinetics :* University of Waterloo.

Barrett, J. M., McKinnon, C., & Callaghan, J. P. (2020). Cervical spine joint loading with neck flexion. *Ergonomics*, *63*(1), 101–108. https://doi.org/10.1080/00140139.2019.1677944

Battié, M. C., Bigos, S. C., Fisher, L. D., Hansson, T. H., Jones, M. E., & Wortley, M. D. (1989). Isometric Lifting Strength As a Predictor of Industrial Back Pain Reports. *Spine*, *14*(8), 851–856.

Battista, N., Strickland, W. C., & Miller, L. A. (2016). IB2d: a Python and MATLAB implementation of the immersed boundary method. *Bioinspiration & Biomimetics*, *September 2018*. https://doi.org/10.1088/1748-3190/aa5e08

Bayoglu, R., Galibarov, P. E., Verdonschot, N., Koopman, B., & Homminga, J. (2019). Twente Spine Model: A thorough investigation of the spinal loads in a complete and coherent musculoskeletal

model of the human spine. *Medical Engineering and Physics*, *68*, 35–45. https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.03.015

Behr, M., Arnoux, P. J., Serre, T., Thollon, L., & Brunet, C. (2006). Tonic finite element model of the lower limb. *Journal of Biomechanical Engineering*, *128*(2), 223–228. https://doi.org/10.1115/1.2165700

Bernstein, N. A. (1967). *The coordination and regulation of movements*. Pergamon Press.

Berry, H., Liyanage, S. P., Durance, R. A., Goode, J. D., & Swannell, A. J. (1981). A double-blind study of benorylate and chlormezanone in musculoskeletal disease. *Rheumatology and Rehabilitation*, *20*, 46–49. https://doi.org/10.1093/rheumatology/20.1.46

Bertagnoli, R., Zigler, J., Karg, A., & Voigt, S. (2005). Complications and strategies for revision surgery in total disc replacement. *Orthopedic Clinics of North America*, *36*(3 SPEC. ISS.), 389–395. https://doi.org/10.1016/j.ocl.2005.03.003

Bertholon, N. (1999). *Modélisation 3D du Cou Humain En Situation de Chocs Omnidirectionnels. Analyse Cinématique et Aspect Lésionnels.* ENSAM, Paris.

Bertozzi, L., Gardenghi, I., Turoni, F., Villafañe, J. H., Capra, F., Guccione, A. A., & Pillastrini, P. (2013). Effect of therapeutic exercise on pain and disability in the management of chronic nonspecific neck pain: Systematic review and meta-analysis of randomized trials. *Physical Therapy*, *93*(8), 1026–1036. https://doi.org/10.2522/ptj.20120412

Bevevino, A. J., & Hilibrand, A. S. (2016). Adjacent segment disease: Incidence and recommended treatment. *Seminars in Spine Surgery*, *28*(2), 107–114. https://doi.org/10.1053/j.semss.2015.11.004

Bhattacharya, S., Goel, V. K., Liu, X., Kiapour, A., & Serhan, H. A. (2011). Models that incorporate spinal structures predict better wear performance of cervical artificial discs. *Spine Journal*, *11*(8), 766–776. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2011.06.008

Bible, J. E., & Kang, J. D. (2016). Anterior cervical discectomy and fusion: Surgical indications and outcomes. *Seminars in Spine Surgery*, *28*, 80–83. https://doi.org/10.1053/j.semss.2015.11.002

Binder, A. (2008). Musculoskeletal disorders Neck pain Search date May 2007 Musculoskeletal disorders Neck pain. *Clinical Evidence*, *08*(1103), 1–34.

Blemker, S. S., & Delp, S. L. (2005). Three-dimensional representation of complex muscle architectures and geometries. *Annals of Biomedical Engineering*, *33*(5), 661–673. https://doi.org/10.1007/s10439-005-1433-7

Blumenthal, S. L., Ohnmeiss, D. D., Guyer, R. D., & Zigler, J. E. (2013). Reoperations in cervical total disc replacement compared with anterior cervical fusion. *Spine*, *38*(14), 1177–1182. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31828ce774

Böl, M., Reese, S., Taylor, P., Böl, M., & Reese, S. (2008). Micromechanical modelling of skeletal muscles based on the finite element method. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *11*(5), 489–504. https://doi.org/10.1080/10255840701771750

Borenstein, D. G., & Korn, S. (2003). Efficacy of a low-dose regimen of cyclobenzaprine hydrochloride in acute skeletal muscle spasm: Results of two placebo-controlled trials. *Clinical Therapeutics*, *25*(4), 1056–1073. https://doi.org/10.1016/S0149-2918(03)80067-X

Borghouts, J. A. J., Koes, B. W., Vondeling, H., & Bouter, L. M. (1999). Cost-of-illness of neck pain in The Netherlands in 1996. *Pain*, *80*(3), 629–636. https://doi.org/10.1016/S0304-3959(98)00268-1

Borst, J., Forbes, P. A., Happee, R., & Veeger, D. (2011). Muscle parameters for musculoskeletal

modelling of the human neck. *Clinical Biomechanics*, *26*(4), 343–351. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.11.019

Bouisset, S., & Maton, B. (1999). 1.2 Rapport entre réponse mécanique et stimulation électrique. In Hermann (Ed.), *Muscles, posture et mouvement* (p. 69).

Boyle, J. J. W., Milne, N., & Singer, K. P. (2002). Influence of age on cervicothoracic spinal curvature: an ex vivo radiographic survey. *Clinical Biomechanics*, *17*(17), 361–367. https://doi.org/10.1016/s0268-0033(02)00030-x

Brandt, M., Sundstrup, E., Jakobsen, M. D., Jay, K., Colado, J. C., Wang, Y., Zebis, M. K., & Andersen, L. L. (2014). Association between neck/shoulder pain and trapezius muscle tenderness in office workers. *Pain Research and Treatment*, *2014*. https://doi.org/10.1155/2014/352735

Bresnahan, L., Fessler, R. G., & Natarajan, R. N. (2010). Evaluation of change in muscle activity as a result of posterior lumbar spine surgery using a dynamic modeling system. *Spine*, *35*(16), E761--7. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181e45a6e

Brolin, K., Hedenstierna, S., Halldin, P., Bass, C. R. D., & Alem, N. M. (2008). The importance of muscle tension on the outcome of impacts with a major vertical component. *International Journal of Crashworthiness*, *13*(5), 487–498. https://doi.org/10.1080/13588260802215510

Bronfort, G., Evans, R., Anderson, A. V., Svendsen, K. H., Bracha, Y., & Grimm, R. H. (2012). Spinal Manipulation, Medication, or Home Exercise with Advice for Acute and Subacute Neck Pain A Randomized Trial. *Annals of Internal Medicine*, *156*(1). https://doi.org/10.7326/0003-4819-156-9-201205010-00018

Carette, S., & Fehlings, M. G. (2005). Cervical radiculopathy. *The New England Journal of Medicine*, *353*(4), 392–399. https://doi.org/10.1007/s12178-016-9349-4

Cazzola, D., Holsgrove, T. P., Preatoni, E., Gill, H. S., & Trewartha, G. (2017). Cervical spine injuries: A whole-body musculoskeletal model for the analysis of spinal loading. *PLoS ONE*, *12*(1), 1–24. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0169329

Chancey, V. C., Nightingale, R. W., Van Ee, C. A., Knaub, K. E., & Myers, B. S. (2003). Improved estimation of human neck tensile tolerance: reducing the range of reported tolerance using anthropometrically correct muscles and optimized physiologic initial conditions. *Stapp Car Crash Journal*, *47*(October), 135–153. https://doi.org/10.4271/2003-22-0008

Chen, W.-M., Jin, J., Park, T., Ryu, K.-S., & Lee, S.-J. (2018a). Strain behavior of malaligned cervical spine implanted with metal-on-polyethylene, metal-on-metal, and elastomeric artificial disc prostheses - A finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, *59*(April), 19–26. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.08.005

Chen, W. M., Jin, J., Park, T., Ryu, K. S., & Lee, S. J. (2018b). Strain behavior of malaligned cervical spine implanted with metal-on-polyethylene, metal-on-metal, and elastomeric artificial disc prostheses – A finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, *59*(August), 19–26. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.08.005

Cheng, C. H., Cheng, H. Y. K., Chen, C. P. C., Lin, K. H., Liu, W. Y., Wang, S. F., Hsu, W. L., & Chuang, Y. F. (2014). Altered Co-contraction of Cervical Muscles in Young Adults with Chronic Neck Pain during Voluntary Neck Motions. *Journal of Physical Therapy Science*, *26*(4), 587–590. https://doi.org/10.1589/jpts.26.587

Choi, H. (2003). Quantitative assessment of co-contraction in cervical musculature. *Medical Engineering & Physics*, *25*(2), 133–140. https://doi.org/10.1016/S1350-4533(02)00151-0

Choi, H., Purushothaman, Y., Baisden, J. L., & Yoganandan, N. (2020). Unique biomechanical signatures of Bryan, Prodisc C, and Prestige LP cervical disc replacements: a finite element modelling study.

European Spine Journal, *29*(11), 2631–2639. https://doi.org/10.1007/s00586-019-06113-y

Choi, H., & Vanderby, R. J. (1999a). Comparison of Biomechanical Human Neck Models: Muscle Forces and Spinal Loads at C4/5 Level. *Journal of Applied Biomechanics*, *15*(15), 120–138.

Choi, H., & Vanderby, R. J. (1999b). Comparison of Biomechanical Human Neck Models: Muscle Forces and Spinal Loads at C4/5 Level. *Journal*, *15*, 120–138.

Choi, H., & Vanderby, R. J. (2000). Muscle forces and spinal loads at C4/5 level during isometric voluntary efforts. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *32*(4), 830–838. https://doi.org/10.1097/00005768-200004000-00016

Choi, S. H., Cho, J. H., Hwang, C. J., Lee, C. S., Gwak, H. W., & Lee, D. H. (2017). Preoperative Radiographic Parameters to Predict a Higher Pseudarthrosis Rate after Anterior Cervical Discectomy and Fusion. *Spine*, *42*(23), 1772–1778. https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000002219

Clauser, C. E., McConville, J. T., & Young, J. W. (1969). Weight, Volume, and Center of Mass of Segments of the Human Body. In *National Technical Information Service*. https://doi.org/AMRL-TR- 69-70 (AD 710 622)

Cohen, S. P., & Hooten, W. M. (2017). Advances in the diagnosis and management of neck pain. *BMJ (Online)*, *358*, 1–19. https://doi.org/10.1136/bmj.j3221

Corrales, M. A., & Cronin, D. S. (2021). Importance of the cervical capsular joint cartilage geometry on head and facet joint kinematics assessed in a Finite element neck model. *Journal of Biomechanics*, *123*, 110528. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110528

Correia, M. A., Mclachlin, S. D., & Cronin, D. S. (2020). Optimization of muscle activation schemes in a finite element neck model simulating volunteer frontal impact scenarios. *Journal of Biomechanics*, *104*, 109754. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109754

Côté, P., Carroll, L. J., Carragee, E. J., Nordin, M., Guzman, J., van der Velde, G., Cassidy, J. D., Carroll, L. J., Hogg-Johnson, S., Holm, L. W., Carragee, E. J., Haldeman, S., Nordin, M., Hurwitz, E. L., Guzman, J., & Peloso, P. M. (2008). The Burden and Determinants of Neck Pain in Workers. *Spine*, *33*(Suppl. 1), S60--S74. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181643ee4

Côté, P., Kristman, V., Vidmar, M., Van Eerd, D., Hogg-Johnson, S., Beaton, D., & Smith, P. M. (2009). The Prevalence and Incidence of Work Absenteeism Involving Neck Pain. A Cohort of Ontario Lost-Time Claimants. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *32*(2 SUPPL.), S219–S226. https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2008.11.022

de Bruijn, E., van der Helm, F. C. T., & Happee, R. (2016). Analysis of isometric cervical strength with a nonlinear musculoskeletal model with 48 degrees of freedom. *Multibody System Dynamics*, *36*(4), 339–362. https://doi.org/10.1007/s11044-015-9461-z

De Jager, M., Sauren, A., Thunnissen, J., & Wismans, J. (1994). A Three-dimensional head-neck model: Validation for frontal and lateral impacts. *SAE Technical Papers*, *June*. https://doi.org/10.4271/942211

de Jongh, C. U., Basson, A. H., & Scheffer, C. (2008). Predictive modelling of cervical disc implant wear. *Journal of Biomechanics*, *41*(15), 3177–3183. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.08.025

Delamarter, R. B., & Zigler, J. (2013). Five-year reoperation rates, cervical total disc replacement versus fusion, results of a prospective randomized clinical trial. *Spine*, *38*(9), 711–717. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182797592

Dempster, W. T., & Gaughran, G. R. L. (1967). Properties of body segments based on size and weight. *American Journal of Anatomy*, *120*(1), 33–54. https://doi.org/10.1002/aja.1001200104

Descrimes, J. (1995). *Modélisation par éléments finis du rachis et de la cage thoracique pour l'étude des déformations scoliotiques*. ENSAM, Centre de Paris.

Dibb, A. (2011). *Pediatric head and neck dynamic response: A computational study*. 330. http://dukespace.lib.duke.edu/dspace/handle/10161/3811

Dibb, A. T., Cox, C. A., Nightingale, R. W., Luck, J. F., Cutcliffe, H. C., Myers, B. S., Arbogast, K. B., Seacrist, T., & Bass, C. R. D. (2013). Importance of Muscle Activations for Biofidelic Pediatric Neck Response in Computational Models. *Traffic Injury Prevention*, *14*(SUPPL1), S116–S127. https://doi.org/10.1080/15389588.2013.806795

Dieleman, J. L., Baral, R., Birger, M., Bui, A. L., Bulchis, A., Chapin, A., Hamavid, H., Horst, C., Johnson, E. K., Joseph, J., Lavado, R., Lomsadze, L., Reynolds, A., Squires, E., Campbell, M., DeCenso, B., Dicker, D., Flaxman, A. D., Gabert, R., … Murray, C. J. L. (2016). US spending on personal health care and public health, 1996-2013. *JAMA - Journal of the American Medical Association*, *316*(24), 2627–2646. https://doi.org/10.1001/jama.2016.16885

Dieleman, J. L., Cao, J., Chapin, A., Chen, C., Li, Z., Liu, A., Horst, C., Kaldjian, A., Matyasz, T., Scott, K. W., Bui, A. L., Campbell, M., Duber, H. C., Dunn, A. C., Flaxman, A. D., Fitzmaurice, C., Naghavi, M., Sadat, N., Shieh, P., … Murray, C. J. L. (2020). US Health Care Spending by Payer and Health Condition, 1996-2016. *JAMA - Journal of the American Medical Association*, *323*(9), 863–884. https://doi.org/10.1001/jama.2020.0734

Dowling-Medley, J. J., Doodkorte, R. J., Melnyk, A. D., Cripton, P. A., & Oxland, T. R. (2020). Shear stiffness in the lower cervical spine: Effect of sequential posterior element injury. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, *234*(2), 141–147. https://doi.org/10.1177/0954411919889194

Duan, Y., Wang, H. H., Jin, A. M., Zhang, L., Min, S. X., Liu, C. L., Qiu, S. J., & Shu, X. Q. (2015). Finite element analysis of posterior cervical fixation. *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research*, *101*(1), 23–29. https://doi.org/10.1016/j.otsr.2014.11.007

Dubois, G., Rouch, P., Bonneau, D., Gennisson, J.-L., & Skalli, W. (2016). Muscle parameters estimation based on biplanar radiography. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *19*(15), 1592–1598. https://doi.org/10.1080/10255842.2016.1171855

Dubousset, J., Charpak, G., Skalli, W., Deguise, J., & Kalifa, G. (2010). 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. https://doi.org/10.1142/S0218957710002430

Dufour, J. S., Marras, W. S., & Knapik, G. G. (2013). An EMG-assisted model calibration technique that does not require MVCs. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *23*(3), 608–613. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.01.013

Eck, J. C., Humphreys, S. C., Lim, T. H., Jeong, S. T., Kim, J. G., Hodges, S. D., & An, H. S. (2002). Biomechanical study on the effect of cervical spine fusion on adjacent-level intradiscal pressure and segmental motion. *Spine*, *27*(22), 2431–2434. https://doi.org/10.1097/00007632-200211150-00003

Ejima, S., Ono, K., Kaneoka, K., & Fukushima, M. (2005). Development and Validation of the Human Neck Muscle Model under Impact Loading. *Ircobi Conference*.

Eycleshymer, A. C., & Schoemaker, D. M. (1911). *A cross-section anatomy* (Appleton-Century-Crofts (ed.)).

Faizan, A., Goel, V. K., Biyani, A., Garfin, S. R., & Bono, C. M. (2012a). Adjacent level effects of bi level disc replacement, bi level fusion and disc replacement plus fusion in cervical spine- a finite element based study. *Clinical Biomechanics*, *27*(3), 226–233.

https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.09.014

Faizan, A., Goel, V. K., Garfin, S. R., Bono, C. M., Serhan, H., Biyani, A., Elgafy, H., Krishna, M., & Friesem, T. (2012b). Do design variations in the artificial disc influence cervical spine biomechanics? A finite element investigation. *European Spine Journal*, *21*(SUPPL. 5), 653–662. https://doi.org/10.1007/s00586-009-1211-6

Falla, D., Bilenkij, G., & Jull, G. (2004). Patients with chronic neck pain demonstrate altered patterns of muscle activation during performance of a functional upper limb task. *Spine*, *29*(13), 1436–1440. https://doi.org/10.1097/01.BRS.0000128759.02487.BF

Falla, D., Farina, D., Kanstrup Dahl, M., & Graven-Nielsen, T. (2007). Muscle pain induces task-dependent changes in cervical agonist/antagonist activity. *Journal of Applied Physiology*, *102*(2), 601–609. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00602.2006

Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R. M. (2004a). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, *96*(4), 1486–1495. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01070.2003

Farina, D., Merletti, R., Indino, B., & Graven-Nielsen, T. (2004b). Surface EMG Crosstalk Evaluated from Experimental Recordings and Simulated Signals. *Methods of Information in Medicine*, *43*(01), 30–35. https://doi.org/10.1055/s-0038-1633419

Fejer, R., Kyvik, K. O., & Hartvigsen, J. (2006). The prevalence of neck pain in the world population: A systematic critical review of the literature. *European Spine Journal*, *15*(6), 834–848. https://doi.org/10.1007/s00586-004-0864-4

Fernández-de-las-Peñas, C., Falla, D., Arendt-Nielsen, L., & Farina, D. (2008). Cervical muscle co-activation in isometric contractions is enhanced in chronic tension-type headache patients. *Cephalalgia*, *28*(7), 744–751. https://doi.org/10.1111/j.1468-2982.2008.01584.x

Fernández-De-Las-Peñas, C., Hernández-Barrera, V., Alonso-Blanco, C., Palacios-Ceña, D., Carrasco-Garrido, P., Jiménez-Sánchez, S., & Jiménez-García, R. (2011). Prevalence of neck and low back pain in community-dwelling adults in spain: A population-based national study. *Spine*, *36*(3). https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181d952c2

Fice, J. B., Cronin, D. S., & Panzer, M. B. (2011). Cervical spine model to predict capsular ligament response in rear impact. *Annals of Biomedical Engineering*, *39*(8), 2152–2162. https://doi.org/10.1007/s10439-011-0315-4

Fréchède, B., Bertholon, N., Le Coz, J.-Y., Lavaste, F., & Skalli, W. (2005). Finite element model of the human neck during omni-directional impacts. *Revue Européenne Des Éléments Finis*, *14*(4–5), 463–485. https://doi.org/10.3166/reef.14.463-485

Fréchède, B., Bertholon, N., Saillant, G., Lavaste, F., & Skalli, W. (2006). Finite element model of the human neck during omni-directional impacts. Part II: relation between cervical curvature and risk of injury. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *9*(6), 379–386. https://doi.org/10.1080/10255840600980940

Fréchède, B., Kamalifard, R., & Dumas, R. (2019). Distribution of intervertebral compression and shear forces in the cervical spine during isometric tasks. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *22*(sup1), S180–S182. https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1714232

Frykholm, R. (1951). Lower Cervical Vertebrae and Intervertebral Discs. Surgical Anatomy and Pathology. *Acta Chir. Scandinav.*, *101*, 343–359.

Gajny, L., Ebrahimi, S., Vergari, C., Angelini, E., & Skalli, W. (2019). Quasi-automatic 3D reconstruction of the full spine from low-dose biplanar X-rays based on statistical inferences and image analysis.

European Spine Journal, *28*(4), 658–664. https://doi.org/10.1007/s00586-018-5807-6

Gandhi, A. A., Grosland, N. M., Kallemeyn, N. A., Kode, S., Fredericks, D. C., & Smucker, J. D. (2019). Biomechanical analysis of the cervical spine following disc degeneration, disc fusion, and disc replacement: A finite element study. *International Journal of Spine Surgery*, *13*(6), 491–500. https://doi.org/10.14444/6066

Goel, V. K., & Clausen, J. D. (1998a). Prediction of load sharing among spinal components of a C5-C6 motion segment using the finite element approach. *Spine*, *23(6)*, 684–691.

Goel, V. K., & Clausen, J. D. (1998b). Prediction of Load Sharing Among Spinal Components of a C5-C6 Motion Segment Using the Finite Element Approach. *Spine (Phila Pa 1976)*, *23*(6), 684–691. https://doi.org/10.1097/00007632-199803150-00008

Goel, V. K., Faizan, A., Palepu, V., & Bhattacharya, S. (2012). Parameters that effect spine biomechanics following cervical disc replacement. *European Spine Journal*, *21*(Suppl. 5), 688–699. https://doi.org/10.1007/s00586-011-1816-4

Goodwin, A., Zhou, B.-H., Baratta, R. V., Solomonow, M., & Keegan, A. P. (1997). The influence of antagonist muscle control strategies on the isometric frequency response of the cat's ankle joint. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *44*(7), 634–639. https://doi.org/10.1109/10.594904

Gore, D. R., Sepic, S. B., & Gardner, G. M. (1986). Roentgenographic findings of the cervical spine in asymptomatic people. *Spine (Phila Pa 1976)*, *11*(6), 521–524. https://doi.org/10.1097/00007632-198607000-00003

Granata, K. P., & Marras, W. S. (1999). Relation between spinal load factors and the high-risk probability of occupational low-back disorder. *Ergonomics*, *42*(9), 1187–1199. https://doi.org/10.1080/001401399185072

Gross, A., Kay, T. M., Paquin, J. P., Blanchette, S., Lalonde, P., Christie, T., Dupont, G., Graham, N., Burnie, S. J., Gelley, G., Goldsmith, C. H., Forget, M., Hoving, J. L., Brønfort, G., & Santaguida, P. L. (2015). Exercises for mechanical neck disorders. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, *2017*(6). https://doi.org/10.1002/14651858.CD004250.pub5

Guérin, P., Obeid, I., Gille, O., Bourghli, A., Luc, S., Pointillart, V., & Vital, J. M. (2012). Sagittal alignment after single cervical disc arthroplasty. *Journal of Spinal Disorders and Techniques*, *25*(1), 10–16. https://doi.org/10.1097/BSD.0b013e31820f916c

Halldin, P., Brolin, K., Kleiven, S., von Holst, H., Jakobsson, L., & Palmertz, C. (2000). Investigation of conditions that affect neck compression-flexion injuries using numerical techniques. *Proceedings of the 44th Stapp Car Crash Conference*.

Harrod, C. C., Hilibrand, A. S., Fischer, D. J., & Skelly, A. C. (2012). Adjacent segment pathology following cervical motion-sparing procedures or devices compared with fusion surgery: A systematic review. *Spine*, *37*(SUPPL. 22). https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31826cb2d6

Hedenstierna, S., & Halldin, P. (2008). How does a three-dimensional continuum muscle model affect the kinematics and muscle strains of a finite element neck model compared to a discrete muscle model in rear-end, frontal, and lateral impacts. *Spine*, *33*(8), E236–E245.

Hedenstierna, S., Halldin, P., & Brolin, K. (2008). Evaluation of a combination of continuum and truss finite elements in a model of passive and active muscle tissue. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *11*(6), 627–639. https://doi.org/10.1080/17474230802312516

Heidsieck, C., Gajny, L., Travert, C., Lazennec, J.-Y., & Skalli, W. (2021). Effect of postural alignment alteration with age on vertebral strength. *Osteoporosis International*, *0123456789*.

https://doi.org/10.1007/s00198-021-06093-0

Helleur, C., Gracovetsky, S., Farfan, H., & Wingrowicz, E. (1985). Modelling of the muscular response of the cervical spine. *Mathematical Modelling*, *6*(5), 443–462. https://doi.org/10.1016/0270-0255(85)90064-8

Herron, M. R., Park, J., Dailey, A. T., Brockmeyer, D. L., & Ellis, B. J. (2020). Febio finite element models of the human cervical spine. *Journal of Biomechanics*, *113*, 110077. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.110077

Hilibrand, A. S., Carlson, G. D., Palumbo, M. A., Jones, P. K., & Bohlman, H. H. (1999). Radiculopathy and myelopathy at segments adjacent to the site of a previous anterior cervical arthrodesis. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, *81*(4), 519–528. https://doi.org/10.2106/00004623-199904000-00009

Hirsch, C., Schajowicz, F., & Galante, J. O. (1967). Structural Changes in the Cervical Spine. A Study on autopsy specimens in different age groups. *Acta Orthopaedica Scandinavica. Supplementum*, *Suppl. 109*, 9–77.

Hogg-Johnson, S., van der Velde, G., Carroll, L. J., Holm, L. W., Cassidy, J. D., Guzman, J., Côté, P., Haldeman, S., Ammendolia, C., Carragee, E. J., Hurwitz, E., Nordin, M., & Peloso, P. (2009). The Burden and Determinants of Neck Pain in the General Population. Results of the Bone and Joint Decade 2000-2010 Task Force on Neck Pain and Its Associated Disorders. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *32*(2 SUPPL.), 39–51. https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2008.11.010

Hong, S. W., Lee, J. K., & Kang, J. H. (2019). Relationship among Cervical Spine Degeneration, Head and Neck postures, and Myofascial Pain in Masticatory and Cervical Muscles in Elderly with Temporomandibular Disorder. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, *81*(December 2018), 119–128. https://doi.org/10.1016/j.archger.2018.12.004

Howley, S. (2014). *Développement et approche de personnalisation d ' un modèle numérique musculaire déformable du cou*.

Howley, S., Bonneau, D., & Fréchède, B. (2014). A framework towards personalisation and active muscle integration in a 3D finite-element neck model for orthopaedic applications. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *17*(SUPP1), 74–75. https://doi.org/10.1080/10255842.2014.931140

Hoy, D., March, L., Woolf, A., Blyth, F., Brooks, P., Smith, E., Vos, T., Jan, B., Blore, J., Murray, C., Burstein, R., & Buchbinder, R. (2014). The global burden of neck pain: Estimates from the global burden of disease 2010 study. *Annals of the Rheumatic Diseases*, *73*(7), 1309–1315. https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2013-204431

Hsieh, L. F., Hong, C. Z., Chern, S. H., & Chen, C. C. (2010). Efficacy and Side Effects of Diclofenac Patch in Treatment of Patients with Myofascial Pain Syndrome of the Upper Trapezius. *Journal of Pain and Symptom Management*, *39*(1), 116–125. https://doi.org/10.1016/j.jpainsymman.2009.05.016

Huber, Z. E. (2013). *Creation and Evaluation of a Dynamic, EMG-Driven Cervical Spine Model*. The Ohio State University.

Hughes, J. T., & Brownell, B. (1965). Necropsy obserations on the spinal cord in cervical spondylosis. *Riv Patol Nerv Ment.*, *86*(2), 196–204.

Hui, N., Phan, K., Cheng, H. M. K., Lin, Y. H., & Mobbs, R. J. (2020). Complications of cervical total disc replacement and their associations with heterotopic ossification: a systematic review and meta-analysis. *European Spine Journal*, *29*(11), 2688–2700. https://doi.org/10.1007/s00586-020-06400-z

Humbert, L., De Guise, J. A., Aubert, B., Godbout, B., & Skalli, W. (2009). 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Medical Engineering and Physics*, *31*(6), 681–687. https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.01.003

Hussain, M., Nassr, A., Natarajan, R. N., An, H. S., & Andersson, G. B. J. (2013). Biomechanics of adjacent segments after a multilevel cervical corpectomy using anterior, posterior, and combined anterior-posterior instrumentation techniques: A finite element model study. *Spine Journal*, *13*(6), 689–696. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2013.02.062

Hussain, M., Natarajan, R. N., Fayyazi, A. H., Braaksma, B. R., Andersson, G. B. J., & An, H. S. (2009). Screw angulation affects bone-screw stresses and bone graft load sharing in anterior cervical corpectomy fusion with a rigid screw-plate construct: a finite element model study. *Spine Journal*, *9*(12), 1016–1023. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2009.08.461

Hyun, S. J., Kim, K. J., Jahng, T. A., & Kim, H. J. (2017). Clinical Impact of T1 Slope Minus Cervical Lordosis after Multilevel Posterior Cervical Fusion Surgery. *Spine*, *42*(24), 1859–1864. https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000002250

Jawahar, A., Cavanaugh, D. A., Kerr, E. J., Birdsong, E. M., & Nunley, P. D. (2010). Total disc arthroplasty does not affect the incidence of adjacent segment degeneration in cervical spine: Results of 93 patients in three prospective randomized clinical trials. *Spine Journal*, *10*(12), 1043–1048. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2010.08.014

Johansson, T., Meier, P., & Blickhan, R. (2000). A finite-element model for the mechanical analysis of skeletal muscles. *Journal of Theoretical Biology*, *206*(1), 131–149. https://doi.org/10.1006/jtbi.2000.2109

John, J. D., Saravana Kumar, G., & Yoganandan, N. (2019). Cervical spine morphology and ligament property variations: A finite element study of their influence on sagittal bending characteristics. *Journal of Biomechanics*, *85*, 18–26. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.12.044

Johnston, V., Jull, G., Souvlis, T., & Jimmieson, N. L. (2008). Neck movement and muscle activity characteristics in female office workers with neck pain. *Spine*, *33*(5), 555–563. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181657d0d

Jolivet, E., Daguet, E., Pomero, V., Bonneau, D., Laredo, J. D., & Skalli, W. (2008). Volumic patient-specific reconstruction of muscular system based on a reduced dataset of medical images. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *11*(3), 281–290.

Jolivet, E., Laredo, J.-D., Bonneau, D., & Skalli, W. (2009). Patient-specific finite element model of the hip muscles and bones. *Revue Européenne de Mécanique Numérique*, *18*(1), 117–129. https://doi.org/10.3166/ejcm.18.117-129

Jolivet, E., Pomero, V., & Skalli, W. (2000). Finite element model of muscle. *5th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*.

Jung, T. C. G., Woo, S. H., Park, K. M., Jang, J. W., Han, D. W., & Lee, S. J. (2013). Biomechanical behavior of two different cervical total disc replacement designs in relation of concavity of articular surfaces: ProDisc-C vs. Prestige-LP. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, *14*(5), 819–824. https://doi.org/10.1007/s12541-013-0107-x

Kadanka, Z., Mareš, M., Bednarík, J., Smrcka, V., Krbec, M., Stejskal, L., Chaloupka, R., Šurelová, D., Novotný, O., Urbánek, I., & Dušek, L. (2002). Approaches to spondylotic cervical myelopathy: Conservative versus surgical results in a 3-year follow-up study. *Spine*, *27*(20), 2205–2210. https://doi.org/10.1097/00007632-200210150-00003

Kallemeyn, N. A., Gandhi, A. A., Kode, S., Shivanna, K. H., Smucker, J. D., & Grosland, N. M. (2010). Validation of a C2-C7 cervical spine finite element model using specimen-specific flexibility data.

Medical Engineering & Physics, *32*(5), 482–489. https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.03.001

Kamibayashi, L. K., & Richmond, F. J. R. (1998). Morphometry of human neck muscles. *Spine*, *23*(12), 1314–1323. https://doi.org/10.1097/00007632-199806150-00005

Kapandji, I. A. (1986). *Physiologie articulaire. Tome 3 : Tronc et Rachis* (Maloine S.A. Editeur (ed.); 5th ed.).

Karadimas, S. K., Erwin, W. M., Ely, C. G., Dettori, J. R., & Fehlings, M. G. (2013). Pathophysiology and natural history of cervical spondylotic myelopathy. *Spine*, *38*(22S), S21–S36. https://doi.org/10.1097/brs.0b013e3182a7f2c3

Katsuura, A., Hukuda, S., Saruhashi, Y., & Mori, K. (2001). Kyphotic malalignment after anterior cervical fusion is one of the factors promoting the degenerative process in adjacent intervertebral levels. *European Spine Journal*, *10*(4), 320–324. https://doi.org/10.1007/s005860000243

Keller, A., Johansen, J. G., Hellesnes, J., & Brox, J. I. (1999). Predictors of isokinetic back muscle strength in patients with low back pain. In *Spine* (Vol. 24, Issue 3, pp. 275–280). https://doi.org/10.1097/00007632-199902010-00016

Kelly, M. P., Eliasberg, C. D., Ajiboye, R. M., McAnany, S. J., & Soohoo, N. F. (2018). Reoperation and Complications after Anterior Cervical Discectomy and Fusion versus Cervical Disc Arthroplasty: A Study of 52,395 Cases. *European Spine Journal*, *27*(6), 1432–1439. https://doi.org/10.1007/s00586-018-5570-8

Kim, S. W., Shin, J. H., Arbatin, J. J., Park, M. S., Chung, Y. K., & McAfee, P. C. (2008). Effects of a cervical disc prosthesis on maintaining sagittal alignment of the functional spinal unit and overall sagittal balance of the cervical spine. *European Spine Journal*, *17*(1), 20–29. https://doi.org/10.1007/s00586-007-0459-y

Klinich, K. D., Ebert, S. M., Van Ee, C. A., Flannagan, C. A. C., Prasad, M., Reed, M. P., & Schneider, L. W. (2004). Cervical spine geometry in the automotive seated posture : variations with age, stature, and gender. *Proceedings of the 48th Stapp Car Crash Conference*.

Kocur, P., Wilski, M., Lewandowski, J., & Łochyński, D. (2019). Female Office Workers With Moderate Neck Pain Have Increased Anterior Positioning of the Cervical Spine and Stiffness of Upper Trapezius Myofascial Tissue in Sitting Posture. *PM and R*, *11*(5), 476–482. https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2018.07.002

Kode, S., Kallemeyn, N. A., Smucker, J. D., Fredericks, D. C., & Grosland, N. M. (2014). The effect of multi-level laminoplasty and laminectomy on the biomechanics of the cervical spine: a finite element study. *The Iowa Orthopaedic Journal*, *34*, 150–157.

Kojic, M., Mijailovic, S., & Zdravkovic, N. (1998). Modelling of muscle behaviour by the finite element method using Hill's three-element model. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, *43*, 941–953.

Kong, L., Cao, J., Wang, L., & Shen, Y. (2016). Prevalence of adjacent segment disease following cervical spine surgery A PRISMA-compliant systematic review and meta-analysis. *Medicine*, *95*(27), e4171.

Kong, L., Ma, Q., Meng, F., Cao, J., Yu, K., & Shen, Y. (2017). The prevalence of heterotopic ossification among patients after cervical artificial disc replacement: A systematic review and meta-analysis. *Medicine (United States)*, *96*(24), 1–7. https://doi.org/10.1097/MD.0000000000007163

Krogdahl, T., & Torgensen, O. (1940). Die "Unco-Vertebralgelenke" und die "Arthrosis deformans unco-vertebralis." Eine pathologisch-anatomische und röenthenologische Studie. *Acta Radiol.*, *21*, 232–262.

Kuijper, B., Tans, J. T. J., Beelen, A., Nollet, F., & De Visser, M. (2009). Cervical collar or physiotherapy versus wait and see policy for recent onset cervical radiculopathy: Randomised trial. *BMJ (Online)*, *339*(7727), 952. https://doi.org/10.1136/bmj.b3883

Kumaresan, S., Yoganandan, N., & Pintar, F. A. (1997a). Finite element analysis of anterior cervical spine interbody fusion. *Bio-Medical Materials and Engineering*, *7*(4), 221–230. https://doi.org/10.3233/bme-1997-7401

Kumaresan, S., Yoganandan, N., Pintar, F. A., Maiman, D. J., & Kuppa, S. (2000). Biomechanical Study of Pediatric Human Cervical Spine : A Finite Element Approach. *Journal of Biomechanical Engineering*, *122*(1), 60–71.

Kumaresan, S., Yoganandan, N., Pintar, F. A., Voo, L. M., Cusick, J. F., & Larson, S. J. (1997b). Finite element modeling of cervical laminectomy with graded facetectomy. *Journal of Spinal Disorders*, *10*(1), 40–46.

Kuo, W. H., Jian, D. W., Wang, T. G., & Wang, Y. C. (2013). Neck muscle stiffness quantified by sonoelastography is correlated with body mass index and chronic neck pain symptoms. *Ultrasound in Medicine and Biology*, *39*(8), 1356–1361. https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2012.11.015

Lafage, V., Dubousset, J., Lavaste, F., & Skalli, W. (2004). 3D finite element simulation of Cotrel–Dubousset correction. *Computer Aided Surgery*, *9*(42006), 17–25. https://doi.org/10.3109/10929080400006390

Lafon-Jalby, Y. (2006). *Simulation en Eléments-Finis de Différentes Stratégies Chirurgicales de Correction d'une Scoliose*. Arts et Métiers ParisTech, Centre de Paris.

Lafon, Y., Lafage, V., Dubousset, J., & Skalli, W. (2009). Intraoperative Three-Dimensional Correction during Rod Rotation Technique. *Spine*, *34*(5), 512–519. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31819413ec

Lan, Z., Huang, Y., & Xu, W. (2019). Relationship Between T1 Slope Minus C2-7 Lordosis and Cervical Alignment Parameters After Adjacent 2-Level Anterior Cervical Diskectomy and Fusion of Lower Cervical Spine. *World Neurosurgery*, *122*, e1195–e1201. https://doi.org/10.1016/j.wneu.2018.11.016

Lansade, C. (2009). *Analyse cinématique tridimensionnelle du rachis cervical sain et pathologique in vivo.* Arts et Métiers ParisTech, centre de Paris.

Latka, D., Kozlowska, K., Miekisiak, G., Latka, K., Chowaniec, J., Olbrycht, T., & Latka, M. (2019). Safety and efficacy of cervical disc arthroplasty in preventing the adjacent segment disease: A meta-analysis of mid- to long-term outcomes in prospective, randomized, controlled multicenter studies. *Therapeutics and Clinical Risk Management*, *15*, 531–539. https://doi.org/10.2147/TCRM.S196349

Lau, K. T., Cheung, K. Y., Chan, kwok B., Chan, M. H., Lo, K. Y., & Wing Chiu, T. T. (2010). Relationships between sagittal postures of thoracic and cervical spine, presence of neck pain, neck pain severity and disability. *Manual Therapy*, *15*(5), 457–462. https://doi.org/10.1016/j.math.2010.03.009

Laville, A. (2011). *Modélisation géométrique et mécanique du complexe musculo-squelettique du rachis cervical sous facteur de charge*. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers.

Laville, A., Laporte, S., & Skalli, W. (2009). Parametric and subject-specific finite element modelling of the lower cervical spine. Influence of geometrical parameters on the motion patterns. *Journal of Biomechanics*, *42*(10), 1409–1415. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.04.007

Lee, I. H., Choi, H. Y., Lee, J. H., & Han, D. C. (2004). Development of finite element human neck model

for vehicle safety simulation. *International Journal of Automotive Technology*, *5*(1), 55–59.

Lee, J. C., Lee, S. H., Peters, C., & Riew, K. D. (2014). Risk-factor analysis of adjacent-segment pathology requiring surgery following anterior, posterior, fusion, and nonfusion cervical spine operations: Survivorship analysis of 1358 patients. *Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume*, *96*(21), 1761–1767. https://doi.org/10.2106/JBJS.M.01482

Lee, J. C., Lee, S. H., Peters, C., & Riew, K. D. (2015). Adjacent segment pathology requiring reoperation after anterior cervical arthrodesis: The influence of smoking, sex, and number of operated levels. *Spine*, *40*(10), E571–E577. https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000000846

Li, F., Laville, A., Bonneau, D., Laporte, S., & Skalli, W. (2014). Study on Cervical Muscle Volume by Means of Three-Dimensional Reconstruction. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *39*(6), 1411–1416. https://doi.org/10.1002/jmri.24326

Lieber, R. L. (1992). *Skeletal muscle structure and function, implications for rehabilitation and sports medicine.* (Lippincott Williams and Wilkins (ed.)).

Lieber, R. L., Loren, G. J., & Friden, J. (1994). In vivo measurement of human wrist extensor muscle sarcomere length changes. *Journal of Neurophysiology*, *71*(3), 874–881. https://doi.org/10.1152/jn.1994.71.3.874

Lin, C.-Y., Chuang, S.-Y., Chiang, C.-J., Tsuang, Y.-H., & Chen, W.-P. (2014). Finite Element Analysis of Cervical Spine With Different Constrained Types of Total Disc Replacement. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, *14*(3), 1–13. https://doi.org/10.1142/S0219519414500389

Lin, C.-Y., Kang, H. K., Rouleau, J. P., Hollister, S. J., & La Marca, F. (2009). Stress analysis of the interface between cervical vertebrae end plates and the Bryan, Prestige LP, and ProDisc-C cervical disc prostheses: An in vivo image-based finite element study. *Spine*, *34*(15), 1554–1560. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181aa643b

Liu, J., Liu, P., Ma, Z., Mou, J., Wang, Z., Sun, D., Cheng, J., Zhang, D., & Xiao, J. (2019). The effects of aging on the profile of the cervical spine. *Medicine (United States)*, *98*(7), 1–5. https://doi.org/10.1097/MD.0000000000014425

Lo Martire, R., Gladh, K., Westman, A., & Äng, B. O. (2017). Neck Muscle EMG-Force Relationship and Its Reliability During Isometric Contractions. *Sports Medicine - Open*, *3*(1), 16. https://doi.org/10.1186/s40798-017-0083-2

Mackiewicz, A., Banach, M., Denisiewicz, A., & Bedzinski, R. (2016). Comparative studies of cervical spine anterior stabilization systems - Finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, *32*, 72–79. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.11.016

Maiman, D. J., Kumaresan, S., Yoganandan, N., & Pintar, F. A. (1999). Biomechanical effect of anterior cervical spine fusion on adjacent segments. *Bio-Medical Materials and Engineering*, *9*(1), 27–38.

Manchikanti, L., Cash, K. A., Pampati, V., Wargo, B. W., & Malla, Y. (2013). A randomized, double-blind, active control trial of fluoroscopic cervical interlaminar epidural injections in chronic pain of cervical disc herniation: Results of a 2-year follow-up. *Pain Physician*, *16*(5), 465–478. https://doi.org/10.36076/ppj.2013/16/465

Marawar, S., Girardi, F. P., Sama, A. A., Ma, Y., Gaber-Baylis, L. K., Besculides, M. C., & Memtsoudis, S. G. (2010). National trends in anterior cervical fusion procedures. *Spine*, *35*(15), 1454–1459. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181bef3cb

Marquez-Lara, A., Nandyala, S. V., Fineberg, S. J., & Singh, K. (2014). Current trends in demographics, practice, and in-hospital outcomes in cervical spine surgery: A national database analysis between 2002 and 2011. *Spine*, *39*(6), 476–481. https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000000165

Martins, J. A. C., Pires, E. B., Salvado, R., & Dinis, P. B. (1998). A numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, *151*, 419–433.

Matz, P. G., Anderson, P. A., Holly, L. T., Groff, M. W., Heary, R. F., Kaiser, M. G., Mummaneni, P. V., Ryken, T. C., Choudhri, T. F., Vresilovic, E. J., & Resnick, D. K. (2009). The natural history of cervical spondylotic myelopathy. *Journal of Neurosurgery: Spine*, *11*(2), 104–111. https://doi.org/10.3171/2009.1.SPINE08716

Maurel, N., Lavaste, F., & Skalli, W. (1997). A three-dimensional parameterized finite element model of the lower cervical spine, study of the influence of the posterior articular facets. *Journal of Biomechanics*, *30*(9), 921–931. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(97)00056-0

McGill, S. M., & Norman, R. W. (1987). Effects of an Anatomically Detailed Erector Spinae Model on L4/L5 Disc Compression and Shear. *J Biomech*, *20*(6), 591–600.

Mesin, L. (2020). Crosstalk in surface electromyogram: literature review and some insights. *Physical and Engineering Sciences in Medicine*, *43*(2), 481–492. https://doi.org/10.1007/s13246-020-00868-1

Meyer, F., Bourdet, N., Deck, C., Willinger, R., & Raul, J. S. (2004). Human Neck Finite Element Model Development and Validation against Original Experimental Data. *Stapp Car Crash J*, *48*(November), 177–206. https://doi.org/10.4271/2004-22-0008

Meyer, F., Bourdet, N., Gunzel, K., & Willinger, R. (2013). Development and validation of a coupled head-neck FEM-application to whiplash injury criteria investigation. *International Journal of Crashworthiness*, *18*(1), 40–63. https://doi.org/10.1080/13588265.2012.732293

Mirka, G. A. (1991). The quantification of EMG normalization error. *Ergonomics*, *34*(3), 343–352. https://doi.org/10.1080/00140139108967318

Mo, Z. J., Zhao, Y. Bin, Wang, L. Z., Sun, Y., Zhang, M., & Fan, Y. B. (2014). Biomechanical effects of cervical arthroplasty with U-shaped disc implant on segmental range of motion and loading of surrounding soft tissue. *European Spine Journal*, *23*(3), 613–621. https://doi.org/10.1007/s00586-013-3070-4

Moroney, S. P., Schultz, A. B., & Miller, J. A. A. A. (1988a). Analysis and measurement of neck loads. *Journal of Orthopaedic Research*, *6*(5), 713–720. https://doi.org/10.1002/jor.1100060514

Moroney, S. P., Schultz, A. B., Miller, J. A. A., & Andersson, G. B. J. (1988b). Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments. *Journal of Biomechanics*, *21*(9), 769–779.

Mortensen, J. D., Vasavada, A. N., & Merryweather, A. S. (2018). The inclusion of hyoid muscles improve moment generating capacity and dynamic simulations in musculoskeletal models of the head and neck. *PLoS ONE*, *13*(6), 1–14. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0199912

Moshfeghi, M., Ranganath, S., & Nawyn, K. (1994). Three-Dimensional Elastic Matching of Volumes. *IEEE Transactions on Image Processing*, *3*(2), 128–138. https://doi.org/10.1109/83.277895

Motosuneya, T., Asazuma, T., Tsuji, T., Watanabe, H., Nakayama, Y., & Nemoto, K. (2006). Postoperative change of the cross-sectional area of back musculature after 5 surgical procedures as assessed by magnetic resonance imaging. *Journal of Spinal Disorders and Techniques*, *19*(5), 318–322. https://doi.org/10.1097/01.bsd.0000211205.15997.06

Murray, C., Atkinson, C., Bhalla, K., Birbeck, G., Burstein, R., & Chou, D. (2013). The state of US health, 1990-2010: burden of diseases, injuries, and risk factors. *JAMA - Journal of the American Medical Association*, *310*(6), 591–608. https://doi.org/10.1001/jama.2013.13805.The

Nasser, R., Yadla, S., Maltenfort, M. G., Harrop, J. S., Anderson, G., Vaccaro, A. R., Sharan, A. D., & Ratliff, J. K. (2010). Complications in spine surgery: A review. *Journal of Neurosurgery: Spine*,

13(2), 141–143. https://doi.org/10.3171/2010.3.SPINE09369

Natarajan, R. N., Chen, B. H., An, H. S., & Andersson, G. B. J. (2000). Anterior cervical fusion: a finite element model study on motion segment stability including the effect of osteoporosis. *Spine*, *25*(8), 955–961. https://doi.org/10.1097/00007632-200004150-00010

Nérot, A., Choisne, J., Amabile, C., Travert, C., Pillet, H., Wang, X., & Skalli, W. (2015). 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. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.10.044

Netto, K. J., Burnett, A. F., Green, J. P., & Rodrigues, J. P. (2008). Validation of an EMG-driven, graphically based isometric musculoskeletal model of the cervical spine. *Journal of Biomechanical Engineering*, *130*(3), 1–8. https://doi.org/10.1115/1.2913234

Nightingale, R. W., Sganga, J., Cutcliffe, H., & Bass, C. R. D. (2016). Impact Responses of the Cervical Spine : A Computational Study of the Effects of Muscle Activity, Torso Constraint, and Pre-Flexion. *Journal of Biomechanics*, *49*(4), 558–564. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.01.006

Nikkhoo, M., Cheng, C. H., Wang, J. L., Khoz, Z., El-Rich, M., Hebela, N., & Khalaf, K. (2019). Development and validation of a geometrically personalized finite element model of the lower ligamentous cervical spine for clinical applications. *Computers in Biology and Medicine*, *109*(April), 22–32. https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2019.04.010

Nitsche, S., Krabbel, G., Appel, H., & Haug, E. (1996). Validation of a finite element model of the human neck. *Ircobi Conference*, *1996-13–00*, 107–122.

Okada, E., Matsumoto, M., Ichihara, D., Chiba, K., Toyama, Y., Fujiwara, H., Momoshima, S., Nishiwaki, Y., Hashimoto, T., Ogawa, J., Watanabe, M., & Takahata, T. (2009). Aging of the cervical spine in healthy volunteers: A 10-year longitudinal magnetic resonance imaging study. *Spine*, *34*(7), 706–712. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31819c2003

Orofino, C., Sherman, M. S., & Schechter, D. (1960). Luschka Joints. A Degenerative phenomenon. *JBJS*, *42A*(5), 853–858.

Östh, J., Brolin, K., Svensson, M. Y., & Linder, A. (2016). A Female Ligamentous Cervical Spine Finite Element Model Validated for Physiological Loads. *Journal of Biomechanical Engineering*, *138*(6), 61005. https://doi.org/10.1115/1.4032966

Östh, J., Mendoza-Vazquez, M., Linder, A., Svensson, M. Y., & Brolin, K. (2017). The VIVA OpenHBM finite element 50th percentile female occupant model: Whole body model development and kinematic validation. *Conference Proceedings International Research Council on the Biomechanics of Injury, IRCOBI*, *2017-September*, 443–466.

Pallis, C., Jones, A. M., & Spillane, J. D. (1954). Cervical Spondylosis. *Brain*, *77*(2), 274–289. https://doi.org/10.1093/brain/77.2.274

Panjabi, M. M., Crisco, J. J., Vasavada, A. N., Oda, T., Cholewicki, J., Nibu, K., & Shin, E. (2001). Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *Spine*, *26*(24), 2692–2700. https://doi.org/10.2106/00004623-197658050-00011

Panjabi, M. M., Summers, D. J., Pelker, R. R., Videman, T., Friedlaender, G. E., & Southwick, W. O. (1986). Three-dimensional load-displacement curves due to forces on the cervical spine. *Journal of Orthopaedic Research*, *4*(2), 152–161. https://doi.org/10.1002/jor.1100040203

Panzer, M. B., Fice, J. B., & Cronin, D. S. (2011). Cervical spine response in frontal crash. *Medical Engineering and Physics*, *33*(9), 1147–1159. https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.05.004

Patil, P. G., Turner, D. A., & Pietrobon, R. (2005). National Trends in Surgical Procedures for Degenerative Cervical Spine Disease: 1990–2000. *Neurosurgery*, *57*(4), 753–758. https://doi.org/10.1227/01.neu.0000175729.79119.1d

Pomero, V., Lavaste, F., Imbert, G., & Skalli, W. (2004). A proprioception based regulation model to estimate the trunk muscle forces. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *7*(6), 331–338. https://doi.org/10.1080/1025584042000327115

Portier, L. (1991). *Etude sur la conception d'un modèle géométrique et mécanique de la colonne vertébrale scoliotique*. Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers.

Portier, L., Thibault, A., Skalli, W., Santin, J. J., Zeller, R., & Lavaste, F. (1993). Approche d'une modélisation globale, tridimensionnelle par éléments finis, du rachis pour l'étude de la scoliose. *Rachis*, *5*(5), 227–232.

Przybyla, A. S., Skrzypiec, D. M., Pollintine, P., Dolan, P., & Adams, M. A. (2007). Strength of the cervical spine in compression and bending. *Spine*, *32*(15), 1612–1620. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318074c40b

Putra, I. P. A., Iraeus, J., Sato, F., Svensson, M. Y., Linder, A., & Thomson, R. (2021). Optimization of Female Head – Neck Model with Active Reflexive Cervical Muscles in Low Severity Rear Impact Collisions. *Annals of Biomedical Engineering*, *49*(1), 115–128. https://doi.org/10.1007/s10439-020-02512-1

Putra, I. P. A., Iraeus, J., Thomson, R., Svensson, M. Y., Sato, F., Putra, I. P. A., Iraeus, J., Thomson, R., & Svensson, M. Y. (2019). Comparison of control strategies for the cervical muscles of an average female head-neck finite element model. *Traffic Injury Prevention*, *0*(0), 1–7. https://doi.org/10.1080/15389588.2019.1670818

Queisser, F., Blüthner, R., Bräuer, D., & Seidel, H. (1994). The relationship between the electromyogram-amplitude and isometric extension torques of neck muscles at different positions of the cervical spine. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *68*(1), 92–101. https://doi.org/10.1007/BF00599248

Radhakrishnan, K., Litchy, W. J., O'Fallon, W. M., & Kurland, L. T. (1994). Epidemiology of cervical radiculopathy a population-based study from Rochester, Minnesota, 1976 through 1990. *Brain*, *117*, 325–335. https://doi.org/10.1093/brain/117.2.325

Reid, J. G., & Costigan, P. A. (1987). Trunk muscle balance and muscular force. *Spine (Phila Pa 1976)*, *12*(8), 783–786.

Rose, W. (2011). Electromyogram analysis. *Mathematics and Signal Processing for Biomechanics*.

Rota, S. (2013). *Apport de l'électromyographie de surface en tennis : Proposition d'une nouvelle méthode normalisation des muscles du membre supérieur : Influence de la vitesse et de la fatigue de l'activité musculaire du membre supérieur en tennis*. Université Claude Bernard - Lyon 1.

Rousseau, M.-A., Bonnet, X., & Skalli, W. (2008). Influence of the geometry of a ball-and-socket intervertebral prosthesis at the cervical spine: a finite element study. *Spine*, *33*(1), E10--E14. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31815e62ea

Rousseau, M.-A., Laporte, S., Chavary-Bernier, E., Lazennec, J.-Y., & Skalli, W. (2007). Reproducibility of measuring the shape and three-dimensional position of cervical vertebrae in upright position using the EOS stereoradiography system. *Spine*, *32*(23), 2569–2572. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318158cba2

Safiri, S., Kolahi, A. A., Hoy, D., Buchbinder, R., Mansournia, M. A., Bettampadi, D., Ashrafi-Asgarabad, A., Almasi-Hashiani, A., Smith, E., Sepidarkish, M., Cross, M., Qorbani, M., Moradi-Lakeh, M., Woolf, A. D., March, L., Collins, G., & Ferreira, M. L. (2020). Global, regional, and national burden

of neck pain in the general population, 1990-2017: Systematic analysis of the Global Burden of Disease Study 2017. *The BMJ*, *368*. https://doi.org/10.1136/bmj.m791

Shea, M., Edwards, W. T., White, A. A. I., & Hayes, W. C. (1991). Variations of Stiffness along the human cervical spine. *J Biomechanics*, *24*(2), 95–107. https://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90354-p

Sihawong, R., Janwantanakul, P., Sitthipornvorakul, E., & Pensri, P. (2011). Exercise therapy for office workers with nonspecific neck pain: A systematic review. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *34*(1), 62–71. https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2010.11.005

Steffen, J. S., Obeid, I., Aurouer, N., Hauger, O., Vital, J. M., Dubousset, J., & Skalli, W. (2010). 3D postural balance with regard to gravity line: An evaluation in the transversal plane on 93 patients and 23 asymptomatic volunteers. *European Spine Journal*, *19*(5), 760–767. https://doi.org/10.1007/s00586-009-1249-5

Stokes, I. A. F., Rush, S., Moffroid, M., Johnson, G. B., & Haugh, L. D. (1987). Trunk Extensor EMG-Torque Relationship.pdf. *Spine*, *12*(8), 770–776.

Stoner, K. E., Abode-Iyamah, K. O., Fredericks, D. C., Viljoen, S., Howard, M. A., & Grosland, N. M. (2020). A comprehensive finite element model of surgical treatment for cervical myelopathy. *Clinical Biomechanics*, *74*(October 2019), 79–86. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.02.009

Suderman, B. L., Krishnamoorthy, B., & Vasavada, A. N. (2012). Neck muscle paths and moment arms are significantly affected by wrapping surface parameters. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *15*(7), 735–744. https://doi.org/10.1080/10255842.2011.558085

Suderman, B. L., & Vasavada, A. N. (2012). Moving muscle points provide accurate curved muscle paths in a model of the cervical spine. *Journal of Biomechanics*, *45*(2), 400–404. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.10.014

Suderman, B. L., & Vasavada, A. N. (2017). Neck Muscle Moment Arms Obtained In-Vivo from MRI: Effect of Curved and Straight Modeled Paths. *Annals of Biomedical Engineering*, *45*(8), 2009–2024. https://doi.org/10.1007/s10439-017-1830-8

Tadepalli, S. C., Gandhi, A. A., Fredericks, D. C., Grosland, N. M., & Smucker, J. (2011). Cervical laminoplasty construct stability: an experimental and finite element investigation. *The Iowa Orthopaedic Journal*, *31*, 207–214.

Tang, C. Y., Zhang, G., & Tsui, C. P. (2009). A 3D skeletal muscle model coupled with active contraction of muscle fibres and hyperelastic behaviour. *Journal of Biomechanics*, *In press*.

Teo, E. C., Zhang, Q. H., & Huang, R. C. (2007a). Finite element analysis of head-neck kinematics during motor vehicle accidents: Analysis in multiple planes. *Medical Engineering and Physics*, *29*(1), 54–60. https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2006.01.007

Teo, J. C. M., Chui, C. K., Wang, Z. L., Ong, S. H., Yan, C. H., Wang, S. C., Wong, H. K., & Teoh, S. H. (2007b). Heterogeneous meshing and biomechanical modeling of human spine. *Med Eng Phys*, *29*(2), 277–290.

Theado, E. W., Knapik, G. G., & Marras, W. S. (2007). Modification of an EMG-assisted biomechanical model for pushing and pulling. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *37*(11–12), 825–831. https://doi.org/10.1016/j.ergon.2007.07.012

Thelen, D. G. (2003). Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults. *Journal of Biomechanical Engineering*, *125*(1), 70–77. https://doi.org/10.1115/1.1531112

Thenard, T., Vergari, C., Hernandez, T., Vialle, R., & Skalli, W. (2019). Analysis of Center of Mass and Gravity-Induced Vertebral Axial Torque on the Scoliotic Spine by Barycentremetry. *Spine*

Deformity, *7*(4), 525–532. https://doi.org/10.1016/j.jspd.2018.11.007

Töndury, G. (1972). Anatomie fonctionnelle des petites articulations du rachis. *Ann Med Phys*, *T.15*(No2), 173–191.

Trinh, K., Graham, N., Gross, A., Goldsmith, C., Wang, E., Id, C., & Tm, K. (2006). Acupuncture for neck disorders (Review). *The Cochrane Collaboration*, *3*, 1–41.

Trochu, F. (1993). A Contouring Program Based on Dual Kriging Interpolation. *Engineering with Computers*, *9*(3), 160–177. https://doi.org/10.1007/BF01206346

Van den Abbeele, M. (2018). *MODÉLISATION MUSCULOSQUELETTIQUE PERSONNALISÉE DU RACHIS CERVICAL*. Arts et Métiers ParisTech, Centre de Paris.

Van den Abbeele, M., Li, F., Pomero, V., Bonneau, D., Sandoz, B., Laporte, S., & Skalli, W. (2018). A subject-specific biomechanical control model for the prediction of cervical spine muscle forces. *Clinical Biomechanics*, *51*(February), 58–66. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.12.001

Van Der Horst, M. J. (2002). Human Head Neck Response in Frontal , Lateral and Rear End Impact Loading - modelling and validation -. In *Thesis, Technische Universiteit Eindhoven*. https://doi.org/10.6100/IR554047

Van Ee, C. A., Nightingale, R. W., Camacho, D. L., Chancey, V. C., Knaub, K. E., Sun, E. A., & Myers, B. S. (2000). Tensile properties of the human muscular and ligamentous cervical spine. *Stapp Car Crash Journal*, *44*(November), 85–102. https://doi.org/10.4271/2000-01-SC07

Van Lopik, D. W., & Acar, M. (2004). A computational model of the human head and neck system for the analysis of whiplash motion. *International Journal of Crashworthiness*, *9*(5), 465–473. https://doi.org/10.1533/ijcr.2004.0302

Van Lopik, D. W., & Acar, M. (2007). Dynamic verification of a multi-body computational model of human head and neck for frontal, lateral, and rear impacts. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part K: Journal of Multi-Body Dynamics*, *221*(2), 199–217. https://doi.org/10.1243/14644193JMBD89

Vasavada, A. N., Hughes, E., Nevins, D. D., Monda, S. M., & Lin, D. C. (2018). Effect of Subject-Specific Vertebral Position and Head and Neck Size on Calculation of Spine Musculoskeletal Moments. *Annals of Biomedical Engineering*, *46*(11), 1844–1856. https://doi.org/10.1007/s10439-018-2084-9

Vasavada, A. N., Lasher, R. A., Meyer, T. E., & Lin, D. C. (2008). Defining and evaluating wrapping surfaces for MRI-derived spinal muscle paths. *Journal of Biomechanics*, *41*(7), 1450–1457. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.02.027

Vasavada, A. N., Nevins, D. D., Monda, S. M., Hughes, E., & Lin, D. C. (2015). Gravitational demand on the neck musculature during tablet computer use. *Ergonomics*, *58*(6), 990–1004. https://doi.org/10.1080/00140139.2015.1005166

Vasavada, A. N., Siping, L., & Delp, S. L. (1998). Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles. *Spine*, *23*(4), 412–422. https://doi.org/10.1097/00007632-199802150-00002

Vergari, C., Gaume, M., Persohn, S., Miladi, L., & Skalli, W. (2021). From in vitro evaluation of a finite element model of the spine to in silico comparison of spine instrumentations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *123*(September 2020), 104797. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104797

Vergari, C., Ribes, G., MEnga, B. A., Adam, C., Miladi, L., Ilharreborde, B., Abelin-Genevois, K., Rouch, P., & Skalli, W. (2015). Evaluation of a patient-specific finite-element model to simulate conservative treatment in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine Deformity*, *3*(1), 4–11.

https://doi.org/10.1016/j.jspd.2014.06.014

Visser, B., & Van Dieën, J. H. (2006). Pathophysiology of upper extremity muscle disorders. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *16*(1), 1–16. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.06.005

von Luschka, H. (1858). *Die Halbgelenke des menschlichen Korpers. Eine Monographie*. Reimer.

Voo, L. M., Kumaresan, S., Yoganandan, N., Pintar, F. A., & Cusick, J. F. (1997). Finite element analysis of cervical facetectomy. *Spine (Phila Pa 1976)*, *22*(9), 964–969. https://doi.org/10.1097/00007632-199705010-00006

Voo, L. M., Pintar, F. A., Yoganandan, N., & Liu, Y. K. (1998). Static and dynamic bending responses of the human cervical spine. *Journal of Biomechanical Engineering*, *120*(December), 693–696.

Walker, S. M., & Schrodt, G. R. (1974). I segment lengths and thin filament periods in skeletal muscle fibers of the rhesus monkey and the human. *The Anatomical Record*, *178*(1), 63–81. https://doi.org/10.1002/ar.1091780107

Wang, M. C., Chan, L., Maiman, D. J., Kreuter, W., & Deyo, R. A. (2007). Complications and mortality associated with cervical spine surgery for degenerative disease in the United States. *Spine*, *32*(3), 342–347. https://doi.org/10.1097/01.brs.0000254120.25411.ae

Wang, M. C., Kreuter, W., Wolfla, C. E., Maiman, D. J., & Deyo, R. A. (2009). Trends and variations in cervical spine surgery in the United States: Medicare beneficiaries, 1992 to 2005. *Spine*, *34*(9), 953–955. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31819e2fd5

Wang, X., Meng, Y., Liu, H., Chen, H., Wang, B., & Hong, Y. (2021). Cervical sagittal alignment after Prestige LP cervical disc replacement: radiological results and clinical impacts from a single-center experience. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *22*(1), 4–11. https://doi.org/10.1186/s12891-021-03962-x

Weis-Fogh, T., Alexander, R. M., & Pedley, T. J. (1977). The sustained power output from striated muscle. *Scale Effects in Animal Locomotion*, 511–525.

Wheeldon, J. A., Pintar, F. A., Knowles, S., & Yoganandan, N. (2006). Experimental flexion/extension data corridors for validation of finite element models of the young, normal cervical spine. *Journal of Biomechanics*, *39*(2), 375–380. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.11.014

Wheeldon, J. A., Stemper, B. D., Yoganandan, N., & Pintar, F. A. (2008). Validation of a finite element model of the young normal lower cervical spine. *Annals of Biomedical Engineering*, *36*(9), 1458–1469. https://doi.org/10.1007/s10439-008-9534-8

White, A. P., Arnold, P. M., Norvell, D. C., Ecker, E., & Fehlings, M. G. (2011). Pharmacologic management of chronic low back pain: Synthesis of the evidence. *Spine*, *36*(21 SUPPL.), 131–143. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31822f178f

Wittek, A., Kajzer, J., Haug, E., Ono, K., Witter, A., Kajzer, J., Haug, E., & Ono, K. (2001). Finite element modelling of the muscle effects on kinematic responses of head-neck complex in frontal impact at high speed. *JSME International Journal, Series C*, *44*(2), 379–388. https://doi.org/10.1299/jsmec.44.379

Wu, W., Chen, C., Ning, J., Sun, P., Zhang, J., Wu, C., Bi, Z., Fan, J., Lai, X., & Ouyang, J. (2017). A Novel Anterior Transpedicular Screw Artificial Vertebral Body System for Lower Cervical Spine Fixation: A Finite Element Study. *Journal of Biomechanical Engineering*, *139*(6), 61003. https://doi.org/10.1115/1.4036393

Xiong, W., Zhou, J., Sun, C., Chen, Z., Guo, X., Huo, X., Liu, S., Li, J., & Xue, Y. (2020). 0.5-to 1-Fold Intervertebral Distraction Is a Protective Factor for Adjacent Segment Degeneration in Single-level Anterior Cervical Discectomy and Fusion. *Spine*, *45*(2), 96–102. https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000003209

Xu, S., Liang, Y., Zhu, Z., Qian, Y., & Liu, H. (2018). *Systematic review Cervical disc replacement and Adjacent segment degeneration.pdf*. *11*, 1–10.

Yan, Y., Huang, J., Li, F., & Hu, L. (2018). *Investigation of the Effect of Neck Muscle Active Force on Whiplash Injury of the Cervical Spine*. *2018*. https://doi.org/10.1155/2018/4542750

Yang, K. H., Zhu, F., Luan, F. L., Zhao, L., & Begeman, P. C. (1998). Development of a finite element model of the human neck. *Proceedings of the 42nd Stapp Car Crash Conference*, 195–205.

Yoganandan, N., Kumaresan, S., & Pintar, F. A. (2001). Biomechanics of the cervical spine Part 2: Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling. *Clinical Biomechanics*, *16*, 1–27.

Yoganandan, N., Pintar, F. A., Stemper, B. D., Wolfla, C. E., Shender, B. S., & Paskoff, G. (2007). Level-dependent coronal and axial moment-rotation corridors of degeneration-free cervical spine in lateral flexion. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume.*, *89*(5), 1066–1074. https://doi.org/10.2106/JBJS.F.00200

Yoganandan, N., Pintar, F. A., Zhang, J., & Baisden, J. L. (2009). Physical properties of the human head: mass, center of gravity and moment of inertia. *J Biomech*, *42*(9), 1177–1192. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.029

Yoganandan, N., Stemper, B. D., Pintar, F. A., Baisden, J. L., Shender, B. S., & Paskoff, G. R. (2008). Normative segment-specific axial and coronal angulation corridors of subaxial cervical column in axial rotation. *Spine*, *33*(5), 490–496.

Yu, C.-C., Hao, D. J., Huang, D.-G., Qian, L. X., Feng, H., Li, H. K., & Zhao, S. C. (2016a). Biomechanical analysis of a novel prosthesis based on the physiological curvature of endplate for cervical disc replacement. *PLoS ONE*, *11*(6), 1–12. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0158234

Yu, C.-C., Liu, P., Huang, D.-G., Jiang, Y.-H., Feng, H., & Hao, D. J. (2016b). A new cervical artificial disc prosthesis based on physiological curvature of end plate: a finite element analysis. *Spine Journal*, *16*(11), 1384–1391. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2016.06.019

Zajac, F. E. (1989). Muscle and Tendon: Properties, Models, Scaling and Application to Biomechanics and Motor Control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*.

Zeh, J., Hansson, T., Bigos, S., Spengler, D., Battié, M., & Wortley, M. (1986). Isometric strength testing. Recommendations based on a statistical analysis of the procedure. *Spine*, *11*(1), 43–46.

Zhang, Q. H., Teo, E. C., & Ng, H. W. (2005). Development and Validation of A C0-C7 FE Complex for Biomechanical Study. *Journal of Biomechanical Engineering*, *127*(5), 729. https://doi.org/10.1115/1.1992527

Zhou, B.-H., Baratta, R. V., Solomonow, M., Olivier, L. J., Nguyen, G. T., & D'Ambrosia, R. D. (1996). Evaluation of isometric antagonist coactivation strategies of electrically stimulated muscles. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *43*(2), 150–160. https://doi.org/10.1109/10.481984

Publications et Communications

Articles scientifiques

C. Muth-seng, D. Brauge, N. Soriau, B. Sandoz, M. Van den Abbeele, W. Skalli, S. Laporte, *Experimental analysis of the lower cervical spine in flexion with a focus on facet tracking*, **Journal of Biomechanics**, 2019, 93:220-225. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.06.022

C. Muth-seng, M. Huneidi, C. Heidsieck, S. Laporte, J.-Y. Le Coz, O. Gille, W. Skalli, *Personalised gravitational loading of the cervical spine from biplanar X-rays for asymptomatic and clinical subjects in neutral standing position*, **Clinical Biomechanics**, 2022, In Press. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2022.105577

Présentation orale en conférence internationale

C. Muth-seng, D. Brauge, N. Soriau, B. Sandoz, M. Van den Abbeele, W. Skalli, S. Laporte, *Experimental analysis of the lower cervical spine in hyperflexion*, **8th World Congress of Biomechanics**, 8-12 Juillet 2018, Dublin, Ireland.

Christophe MUTH-SENG

Contribution à l'exploitation de la modélisation musculosquelettique personnalisée du rachis cervical inférieur dans un contexte clinique

Résumé

La cervicalgie représente une cause d'invalidité majeure et sa prise en charge par chirurgie est de plus en plus commune. La modélisation numérique peut aider à mieux comprendre les mécanismes de dégénérescence et d'émergence de complications. L'objectif de cette thèse est donc de contribuer au développement de modélisations sujet-spécifiques du rachis cervical inférieur et réaliser des applications cliniques préliminaires. La première partie analyse le chargement gravitationnel sur les cervicales et permet ainsi de quantifier les changements posturaux liés au vieillissement et à la chirurgie en des termes biomécaniques. En adaptant un modèle précédent, la seconde partie porte sur le chargement rachidien et musculaire chez des patients. La troisième partie traite de la réduction du coût numérique d'un modèle sujet-spécifique en éléments finis pour faciliter le développement futur de la personnalisation de ses conditions de chargement. L'ensemble des travaux produits contribue à l'implémentation de ces outils en routine clinique pour une application plus large pour l'identification de paramètres biomécaniques et cliniques pour une meilleure prévention des dégénérescences et des complications chirurgicales.

Mots clés : Modélisation personnalisée – Rachis cervical – Musculosquelettique – Clinique – Eléments finis

Résumé en anglais

Neck pain is a leading cause of invalidity and the use of surgery to treat it has been on a rising trend. Numerical modelling has and can still contribute to a better understanding of degeneration and complication mechanisms. The aim of this PhD thesis is to contribute to the development of subject-specific lower cervical spine models and preliminary clinical applications. The first part is an analysis of the gravitational loading on the cervical spine, quantifying in biomechanical terms the postural changes associated with aging and following surgery. By adapting a previous model, the second part focuses on the quantification of spinal and muscular loadings for patients before and after surgery. The third part deals with the reduction of a subject-specific finite-element model using beam elements to facilitate further development to personalize its loading conditions. The works carried out over the course of this PhD contribute to the implementation of these modelling tools in clinical practice for a more widespread application and thus the identification of clinically and biomechanically relevant parameters to improve prevention of degeneration and surgical complications.

Keywords : Subject-specific modelling – Cervical spine – Musculoskeletal – Clinical – Finite element modelling