



Modélisation géométrique et mécanique du complexe musculo-squelettique du rachis cervical sous facteur de charge

Aurélien Laville

► To cite this version:

Aurélien Laville. Modélisation géométrique et mécanique du complexe musculo-squelettique du rachis cervical sous facteur de charge. Biomécanique [physics.med-ph]. Arts et Métiers ParisTech, 2010. Français. NNT : 2010-ENAM-0055 . pastel-00553250

HAL Id: pastel-00553250

<https://pastel.hal.science/pastel-00553250>

Submitted on 6 Jan 2011

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

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

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

Doctorat ParisTech

T H È S E

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité " Biomécanique "

présentée et soutenue publiquement par

Aurélien LAVILLE

le 8 décembre 2010

**MODÉLISATION GÉOMÉTRIQUE ET MÉCANIQUE
DU COMPLEXE MUSCULO-SQUELETTIQUE DU RACHIS CERVICAL
SOUS FACTEUR DE CHARGE**

Directeur de thèse : **Wafa SKALLI**

Co-encadrement de la thèse : **Sébastien LAPORTE**

Partenaire scientifique : **Jennyfer LECOMPTE**

Jury

**M. Jean Chazal,
M. Yohan Payan,
M. Bertrand Fréchède,
M. Sébastien Laporte,
M. Eric Markiewicz
Mme. Wafa Skalli,
Mme. Anne Guillaume,
M. François Lavaste**

Professeur, CHU Gabriel Montpied, Clermont-Ferrand
Directeur de recherche CNRS, TIMC-IMAG, La Tronche
Maître de conférences, LBMC, INRETS-UCBL, Lyon
Maître de conférences, LBM, Arts et Métiers ParisTech, Paris
Professeur, LAMIH, Valenciennes
Professeur, LBM, Arts et Métiers ParisTech, Paris
Professeur agrégé du Val-de-Grâce, LAB PSA-Renault, Nanterre
Professeur émérite, LBM, Arts et Métiers ParisTech, Paris

Rapporteur
Rapporteur
Examineur
Examineur
Examineur
Examineur
Invité
Invité

**T
H
È
S
E**

*"Si vous l'avez rêvé, vous pouvez le réaliser.
Car n'oubliez pas que pour moi, tout a commencé avec un rêve et une souris."*

Walt Disney

Ce mémoire n'aurait vraisemblablement pas vu le jour sans les nombreux acteurs qui ont gravité autour du projet. Je tiens par conséquent à témoigner ma sincère reconnaissance à tous ceux qui ont apporté leur contribution à la réalisation de cette thèse. En particulier, je remercie :

-Pr. Wafa Skalli, directrice du LBM, qui a dirigé cette thèse en me transmettant sans cesse son optimisme et en me faisant profiter de son expérience. Son écoute et sa vision pragmatique ont assuré le bon cadrage du projet.

-Sébastien Laporte, maître de conférences et co-directeur de cette thèse, dont les connaissances théoriques ont été mises à l'épreuve à plusieurs reprises, tout comme son œil affûté pour identifier les erreurs de modélisation bien dissimulées. Face à un problème, seul le temps passant se révélait un obstacle pour prendre en compte les 1001 scénarios que son esprit imaginait.

-Jennyfer Lecompte, pour son implication dans le projet, son encadrement à l'Institut de Recherche Biomédicale des Armées et l'éclairage qu'elle a su m'apporter sur les problématiques militaires. Son sens de la critique et sa franchise légendaires ont largement favorisé la remise en question et la prise de recul.

-Anne Guillaume, directrice du LAB PSA-Renault, pour la confiance qu'elle m'a accordée dès le début et pour avoir participé au montage initial du projet en plantant le décor du secteur aéronautique militaire.

-Pr. Xavier Bigard, titulaire de la chaire de recherche de l'École du Val-de-Grâce, pour avoir été ouvert au dialogue en replaçant les enjeux de la défense sous les projecteurs.

-Pr. Jean Chazal et Yohan Payan pour m'avoir fait l'honneur d'être rapporteurs de cette thèse et de l'enrichir en apportant leurs points de vue très complémentaires. De même, je remercie Bertrand Fréchède, Pr. Eric Markiewicz et Pr. François Lavaste pour avoir accepté de prendre part au jury de soutenance et pour l'intérêt qu'ils ont bien voulu porter à ce travail.

-L'équipe du Pr. Jacques Bittoun au Centre Inter-Etablissement Résonance Magnétique (CIERM) de Kremlin-Bicêtre pour son aide lors la mise en place du protocole d'imagerie IRM.

Je tiens par ailleurs à remercier la Direction Générale de l'Armement et l'Institut de Recherche Biomédicale des Armées pour leur support financier et scientifique ainsi que leur accompagnement tout au long de ce projet.

Que serait la recherche sans échanges ? Ce mémoire est aussi le fruit de réflexions communes plus ou moins formelles. Je remercie pour cela le casting de choc des pauses café !

-Erwan Jolivet pour ses talents de programmation, son expérience du maillage.

-Sylvain Persohn pour ses compétences relatives aux expérimentations *in vitro*.

-Benjamin Aubert et Thomas Joubert pour leurs efforts incessants afin de faire évoluer les méthodes de reconstruction 3D.

-Dominique Bonneau et Pr. Patricia Thoreux pour leur pédagogie quand il s'agissait de m'initier à l'anatomie des muscles du cou.

-Marc-Antoine Rousseau pour sa vision du recours à la modélisation numérique en tant que chirurgien orthopédiste et pour son expertise du segment cervical.

Je présente par ailleurs ma reconnaissance à tous ceux qui ont joué un rôle en m'apportant le support nécessaire au quotidien.

-Elizabeth Prouteau dont je ne remercierai jamais assez les efforts lorsqu'il fallait répondre à mes demandes récurrentes de puissance de calcul afin de lancer des cascades de simulations.

-Mohamed Marhoum pour avoir toujours mis à ma disposition les documents nécessaires et pour m'avoir fait partager sa culture sans limite lors de nos débats cinématographiques.

-Marine Souq et Christophe Canu pour leur réactivité face aux questions administratives et pour avoir souvent volé à mon secours dans les situations délicates que peut connaître un doctorant.

-Sophie Campana pour avoir assuré l'interface avec l'Institut de Recherche Biomédicale des Armées dans le cadre de la convention de recherche.

Enfin, le climat de travail n'aurait pas été aussi propice au bon déroulement du projet sans les collègues et amis qui ont instauré une ambiance conviviale au LBM. Petite mention spéciale à Xavier, Laure-Lise et Christophe pour l'atmosphère qui a régné dans le bureau au cours de ces trois années !

Je remercie de même tous les membres de l'Institut de Recherche Biomédicale des Armées pour l'accueil qui m'a été réservé lors de mes séjours à Brétigny-sur-Orge et pour nos nombreux échanges.

Une page ne suffirait en aucun cas à remercier mes parents pour leur soutien tout au long du projet. En particulier, un grand merci pour leur patience à toute épreuve lorsque leur salon était envahi par mon PC dans les phases de travail les plus intenses.

Sommaire

Introduction générale	1
1 Rappels d'anatomie	3
1.1 Anatomie du rachis cervical	3
1.1.1 Vision d'ensemble	3
1.1.2 Structures osseuses	7
1.1.3 Éléments de liaison du rachis	9
1.2 Musculature du cou	10
1.2.1 Muscle strié squelettique	10
1.2.2 Muscles du cou	12
1.2.3 Variabilité des morphologies musculaires	17
2 Sollicitations mécaniques et risques lésionnels du secteur aéronautique militaire	19
2.1 Profils d'accélération en aéronautique militaire	19
2.1.1 Définition du facteur de charge	20
2.1.2 Caractéristiques des profils d'accélération	22
2.2 Lésions et mécanismes lésionnels	24
2.2.1 Description générale des mécanismes lésionnels	24
2.2.2 Lésions observées en vol	24
2.3 Facteurs de risque	27
2.3.1 Sollicitation intensive des muscles du cou	27
2.3.2 Absence d'anticipation des accélérations	28
2.3.3 Positionnement et mouvements de la tête	29
2.3.4 Morphologies à risque	30
2.3.5 Systèmes de casque	31
2.4 Synthèse et objectifs de la thèse	33
3 Synthèse bibliographique	35
3.1 Modèles musculo-squelettiques du rachis cervical	35
3.2 Modélisation des muscles du cou	39
3.2.1 Approches filaires	39
3.2.2 Approches volumiques	41
3.3 Méthodes de modélisation personnalisée	42
3.3.1 Contraintes liées au maillage	43
3.3.2 Méthodes de maillage classiques	43
3.3.3 Approches de maillage en biomécanique	46

3.4	Synthèse et reformulation des objectifs du projet	46
4	Modélisation paramétrée et personnalisée (PSSM) du rachis cervical	49
4.1	Matériels et méthodes	50
4.1.1	Modélisation paramétrée	50
4.1.2	Modélisation paramétrée et personnalisée	60
4.1.3	Évaluation de la méthode	62
4.2	Résultats	64
4.2.1	Génération des maillages	64
4.2.2	Analyse des paramètres	64
4.3	Discussion et conclusion	66
5	Modélisation paramétrée et personnalisée (PSSM) des muscles du cou	69
5.1	Matériels et méthodes	70
5.1.1	Modélisation de l'enveloppe externe	70
5.1.2	Modélisation paramétrée des muscles	72
5.1.3	Modélisation paramétrée et personnalisée	76
5.1.4	Évaluation de la méthode	79
5.2	Résultats	79
5.3	Discussion et conclusion	82
6	Modélisation en éléments finis : validation et exploitation prélimi- naires	87
6.1	Modélisation en éléments finis	88
6.1.1	Vertèbres et disques	88
6.1.2	Les ligaments	89
6.1.3	La tête	91
6.1.4	Tissus musculaires	94
6.1.5	Description des modèles complets	95
6.2	Validation des mobilités segmentaires	98
6.2.1	Matériels et Méthodes	98
6.2.2	Résultats	98
6.3	Analyse préliminaire du comportement en compression	106
6.3.1	Matériels et Méthodes	106
6.3.2	Résultats	107
6.4	Discussion et conclusion	108

Conclusion générale	115
Liste des figures	117
Liste des tableaux	121
Références	123
Annexe	141
A Méthodes de mesure de la courbure cervicale	141
B Études morphométriques du rachis cervical	145
C Description détaillée des muscles du cou	149
D Bilans lésionnels chez les pilotes	153
E Calcul des critères de qualité de maillage	155
Communications associées	161

Introduction générale

Depuis ses balbutiements, le secteur aéronautique militaire est caractérisé par une quête de performances ininterrompue. Si les limites technologiques des avions de combat constituaient autrefois un frein majeur, les progrès considérables réalisés portent aujourd'hui la tolérance physiologique des pilotes de chasse au centre des préoccupations. En effet, les avions de dernière génération atteignant des niveaux d'accélération élevés ($+9G_z$ sur le Rafale), les pilotes de chasse constituent plus que jamais une population à risque sur le plan biomécanique. L'accès croissant des femmes aux commandes d'avions de chasse (12 en 2010 dans l'armée française) soulève par ailleurs de nouvelles questions quant à l'influence de la morphologie sur les risques lésionnels.

La région cervicale est tout particulièrement concernée et s'avère être le site fréquent de lésions traumatiques (Green, 2003) ou de pathologies chroniques (Gillen et Raymond, 1990). Bien que la plupart des lésions affectant ce segment corporel soient mineures, elles induisent des troubles à long terme et constituent de fait un problème en termes d'aptitude au vol et d'efficacité des pilotes. À ce constat général vient s'ajouter l'usage croissant de dispositifs optroniques (jumelles de vision nocturne, systèmes de visée ...) implantés sur le casque qui engendrent une modification des propriétés inertielles du complexe tête-casque (masse, centrage). Ces contraintes supplémentaires peuvent représenter un danger lors d'accélération élevées (éjection, vol de combat...) ou une source de fatigue musculaire lors de vols opérationnels de longue durée (Phillips et Petrofsky, 1983). Le rachis cervical assurant à la fois le support de la tête et sa mobilité ainsi que la protection du névraxe, la sécurité des vols requiert une prévention des lésions au niveau du cou.

Dans ce contexte, marqué par une volonté accrue d'assurer la protection des personnels navigants, l'Institut de Recherche Biomédicale des Armées (IRBA) coordonne, avec le soutien de la Délégation Générale à l'Armement (DGA), un programme de recherche intitulé «La biomécanique de la colonne cervicale» dans lequel s'inscrit ce travail de doctorat. Face aux problématiques scientifiques relatives à la biomécanique des chocs, le Service de Santé des Armées a sollicité l'expertise du Laboratoire de Biomécanique (LBM) d'Arts et Métiers Paristech en l'intégrant dans la réalisation du projet depuis 2003. Deux premières thèses de doctorat issues de cette collaboration ont déjà contribué à l'analyse du comportement biomécanique du segment tête-cou sous facteur de charge. Les approches proposées étaient essentiellement expérimentales ayant pour sujets d'étude un mannequin anthropométrique de choc (Chavary, 2007) et des volontaires (Lecompte, 2007). N'étant pas destinées à une étude approfondie des mécanismes lésionnels, ces approches n'apportent que peu d'informations quantitatives des niveaux de sollicitations subis en vol par les tissus biologiques.

Le recours aux méthodes de simulation numérique s'avère complémentaire en ren-

dant possible la mesure de grandeurs inaccessibles expérimentalement. Le Laboratoire de Biomécanique a par conséquent initié différents axes de recherche autour de la modélisation en éléments finis du rachis depuis une trentaine d'années. En particulier, un modèle numérique conçu à l'origine en collaboration avec les constructeurs automobiles français (LAB GIE Renault-PSA) a été adapté afin d'étudier les risques de lésion lors de l'éjection d'un pilote muni d'un casque équipé (Chavary, 2007). Malgré l'apport incontestable des outils numériques, un verrou scientifique majeur persiste dans le cadre des problématiques abordées : aucun modèle ne permet jusqu'à présent de prendre en compte à la fois les variabilités morphologiques interindividuelles et les tissus musculaires.

Ce doctorat a pour objectif l'analyse des mécanismes lésionnels sous facteur de charge à l'aide d'une modélisation en éléments finis du système musculo-squelettique du segment tête-cou en apportant des solutions à ces deux limites technologiques. Une évolution du modèle précédemment développé est donc proposée en s'appuyant sur les progrès récents en matière de reconstruction tridimensionnelle à partir d'imagerie médicale (Jolivet *et al.*, 2008, Humbert *et al.*, 2009) et sur les méthodes de modélisation paramétrée développées au LBM (Lavaste *et al.*, 1992). Ce modèle rendra possible le calcul des contraintes au niveau de la colonne cervicale et l'évaluation des risques de lésions en fonction des conditions de vol. Il permettra de plus d'analyser les rôles des tissus musculaires et de la morphologie sur la réponse lésionnelle. La génération d'un tel modèle s'inscrit par ailleurs pleinement dans la thématique de «l'être humain virtuel» en biomécanique des chocs.

Après un bref rappel de l'anatomie du segment tête-cou, les spécificités du secteur aéronautique militaire en termes de sollicitations mécaniques sont abordées en identifiant les facteurs de risques lésionnels essentiels. Ce chapitre vise à mettre en avant les enjeux scientifiques du projet de thèse.

La revue de littérature décrit par la suite les approches employées pour la modélisation musculo-squelettique du segment tête-cou. En particulier, les méthodes permettant de prendre en compte les variabilités morphologiques ainsi que l'action des tissus musculaires sont présentées. Enfin, les limites inhérentes aux approches recensées permettent de définir les verrous scientifiques à lever et de reconsidérer plus précisément les objectifs du projet.

Les trois chapitres qui suivent décrivent le travail personnel effectué durant ce doctorat et sont rédigés sous la forme d'articles scientifiques. Dans un premier temps, les méthodes de modélisation géométrique paramétrée et personnalisable du rachis cervical et des tissus musculaires sont décrites et évaluées. Enrichis au moyen de lois de comportement mécanique, les maillages ainsi générés sont utilisés pour la construction de modèles en éléments finis. Le dernier chapitre présente la validation des mobilités segmentaires ainsi qu'une étude préliminaire visant à explorer les effets de la morphologie et des muscles sur le comportement en compression axiale.

La conclusion générale dresse dans un premier temps une synthèse des résultats obtenus. Elle est suivie d'une discussion sur les perspectives ayant trait aux applications du modèle proposé. En particulier, le potentiel d'exploitation dans le cadre du secteur aéronautique militaire est mis en avant.

Chapitre 1

Rappels d'anatomie

Les rappels d'anatomie descriptive du rachis cervical permettront de préciser les enjeux de la modélisation géométrique. Dans l'optique de cette représentation simplifiée de la réalité, les structures géométriques jouant un rôle fonctionnel important doivent être clairement identifiées.

Sommaire

1.1 Anatomie du rachis cervical	3
1.1.1 Vision d'ensemble	3
1.1.2 Structures osseuses	7
1.1.3 Éléments de liaison du rachis	9
1.2 Musculature du cou	10
1.2.1 Muscle strié squelettique	10
1.2.2 Muscles du cou	12
1.2.3 Variabilité des morphologies musculaires	17

1.1 Anatomie du rachis cervical

1.1.1 Vision d'ensemble

1.1.1.1 Repères anatomiques

Trois plans de référence, qui définissent le repère orthogonal (Oxyz), sont généralement associés au corps humain (FIG. 1.1) :

- *le plan sagittal*, qui constitue le plan de symétrie du corps humain (OXZ) ;
- *le plan frontal* (ou coronal), qui est le plan vertical perpendiculaire au plan sagittal (OYZ) ;
- *le plan horizontal* (ou transverse), qui est perpendiculaire aux deux autres (OXY).

Les mouvements du segment tête-cou par rapport au thorax sont définis dans ce même repère (FIG. 1.2) :

- *la flexion* est une rotation autour de l'axe Oy dans le sens positif ;
- *l'extension* est définie dans le même plan avec un sens de rotation négatif ;
- *l'inclinaison latérale* est la rotation dans le plan frontal autour de l'axe Ox ;
- *la rotation axiale* est la rotation autour de l'axe vertical Oz.

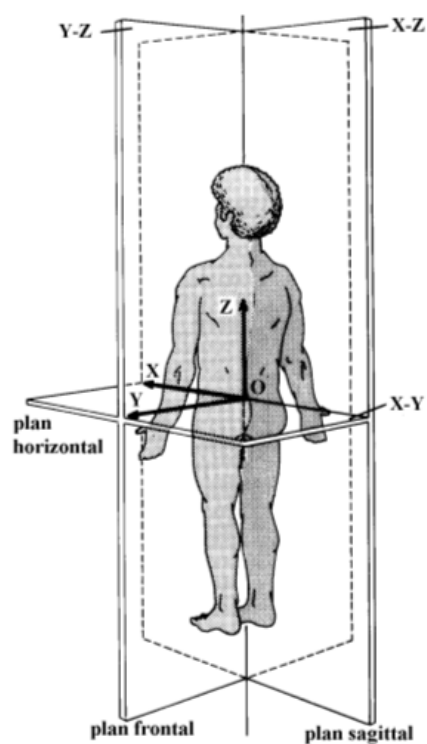


FIG. 1.1 – Plans anatomiques de référence, d'après White et Panjabi (1990)

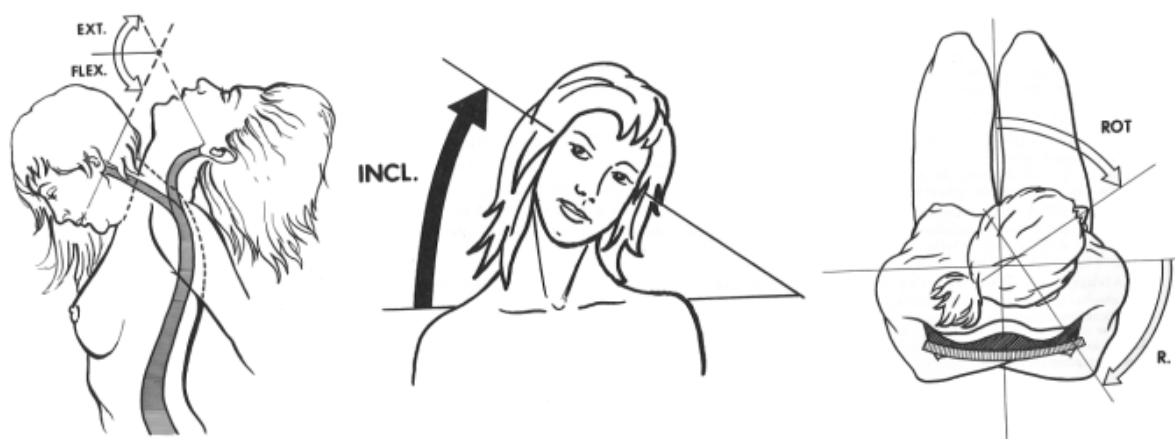


FIG. 1.2 – Mouvements du segment tête-cou, d'après Kapandji (1986)

1.1.1.2 Rachis cervical

Le rachis est composé de cinq segments délimités par des changements de courbure et caractérisés par des vertèbres bien spécifiques (FIG. 1.3) :

- le *rachis cervical* comporte 7 vertèbres (C1 à C7) en lordose (concavité postérieure) ;
- le *rachis thoracique* (ou dorsal) est composé de 12 vertèbres (T1 à T12) en cyphose (concavité antérieure) ;
- le *rachis lombaire* présente 5 vertèbres (L1 à L5) en lordose ;
- le *sacrum* est formé par 5 vertèbres sacrées soudées (S1 à S5) en cyphose ;
- le *coccyx* comporte 4 à 5 vertèbres coccygiennes soudées.

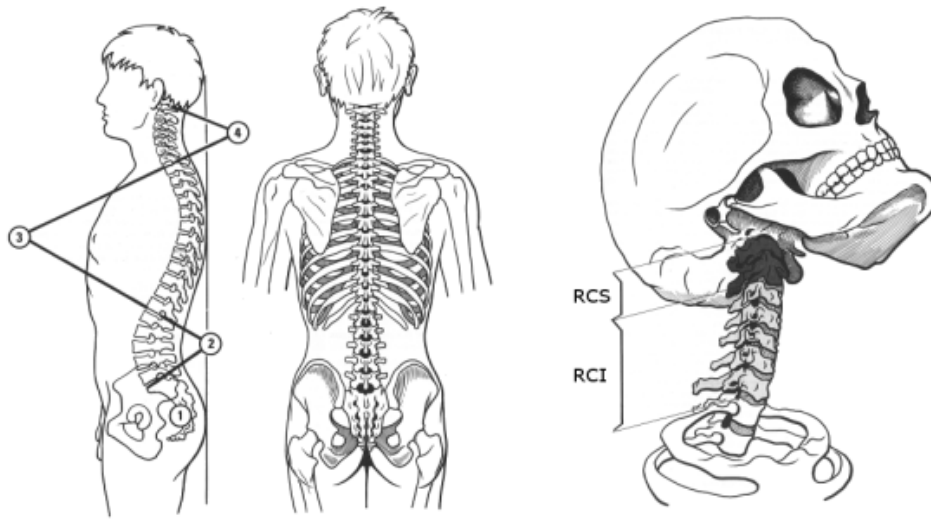


FIG. 1.3 – Rachis et rachis cervical, figures adaptées d'après Kapandji (1986)

Le rachis cervical constitue la jonction entre la tête et le reste du corps. Il a pour rôles prépondérants le support ainsi que l'orientation de la tête et du système sensoriel intégré et il contribue à la protection de la moelle épinière. Pour assurer ces fonctions, la colonne cervicale doit concilier rigidité et souplesse (Kapandji, 1986). Cette association contradictoire à première vue est rendue possible par la réunion des composants du rachis. En effet, les structures ligamentaires et musculaires forment une structure haubanée et agissent ainsi comme éléments raidisseurs de l'ensemble assurant ainsi la stabilité et limitant les amplitudes de mouvements. Par ailleurs, l'empilement de solides quasi-indéformables (les vertèbres) reliés par des composants déformables (les disques intervertébraux) est propice à la mobilité et la souplesse. Deux parties sont distinguées (FIG. 1.3) :

- le *rachis cervical supérieur* est constitué de deux vertèbres géométriquement atypiques, l'Atlas (C1) et l'Axis (C2), auxquelles on associe souvent l'os occipital du crâne. Ce segment très mobile est principalement impliqué dans le positionnement fin de la tête.
- le *rachis cervical inférieur* est composé des cinq vertèbres C3 à C7, cette dernière assurant la transition avec le rachis thoracique.

1.1.1.3 Variabilités posturales interindividuelles

La diversité des courbures du rachis cervical (FIG. 1.4) est mise en avant de façon récurrente dans la littérature à la fois pour des sujets asymptomatiques ou pathologiques (TAB. 1.1). Les méthodes de mesure et de classification des courbures étant différentes, elles sont décrites plus en détail dans l'Annexe A. À titre d'exemple, Takeshima *et al.* (2002) mesure des angles moyens de $17,5^\circ$ pour les lordoses, $2,8^\circ$ pour les courbures droites et $-16,5^\circ$ pour les cyphoses.

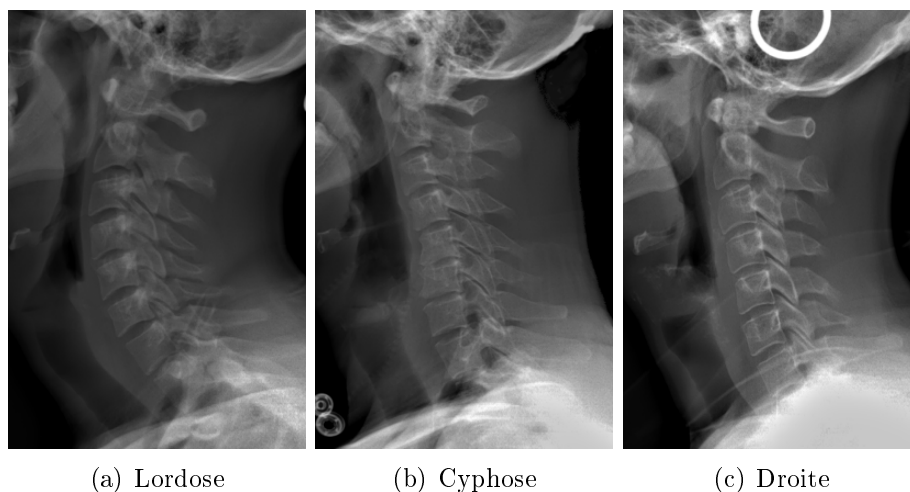


FIG. 1.4 – Les types de courbure cervicale

TAB. 1.1 – Classification des courbures cervicales (sujets asymptomatiques, en pourcentage)

Auteurs	Helliwell <i>et al.</i>	Côté <i>et al.</i>	Matsumoto <i>et al.</i>	Takeshima <i>et al.</i>	Klinich <i>et al.</i>
Années	1994	1997	1998	2002	2004
Hyperlordoses	3	/	/	/	/
Lordoses	54	57	64	23	82
Droites	28	30	22	26	14
Cyphoses	15	13	7	20	1
Sigmoïdes	/ ^a	/	3	18	3
Sigmoïdes inversées	/	/	5	13	/

^a / : classe non prise en compte par l'auteur.

La thématique de la courbure cervicale est encore à l'origine de multiples débats. De nombreux auteurs considèrent la lordose comme une normalité (Harrison *et al.*, 1997) et présentent les autres courbures comme pathologiques. Les variations seraient liées à des processus dégénératifs, des troubles musculaires (Helliwell *et al.*, 1994) ou encore à la survenue d'accidents tel que le whiplash (Kristjansson et Jónsson, 2002). Elles induiraient en outre des efforts plus importants dans le rachis (Harrison *et al.*, 2001) et expliqueraient l'apparition de douleurs.

D'autres auteurs, ayant observé des variabilités importantes lors d'études radiologiques sur différentes catégories de populations asymptomatiques (âge, sexe, ...), supposent à l'inverse que les courbures non-lordotiques sont de simples variantes normales

(Fineman *et al.*, 1963, Gore *et al.*, 1986, Matsumoto *et al.*, 1998). Matsumoto *et al.* (1998) observe en outre que les personnes de moins de 40 ans et les femmes présentent plus souvent une courbure non-lordotique. Paradoxalement, Boyle *et al.* (2002) a montré que la lordose a tendance à disparaître avec l'âge et surtout chez les hommes (TAB. 1.2).

TAB. 1.2 – Courbure en fonction de l'âge et du sexe, d'après Boyle *et al.* (2002)

Âge	Hommes	Femmes
18 – 29	26,7 °	30,3 °
30 – 44	22,1 °	22,1 °
45 – 59	17,8 °	14,7 °
60 – 74	15,4 °	19,3 °
75 +	12,2 °	25,7 °

1.1.2 Structures osseuses

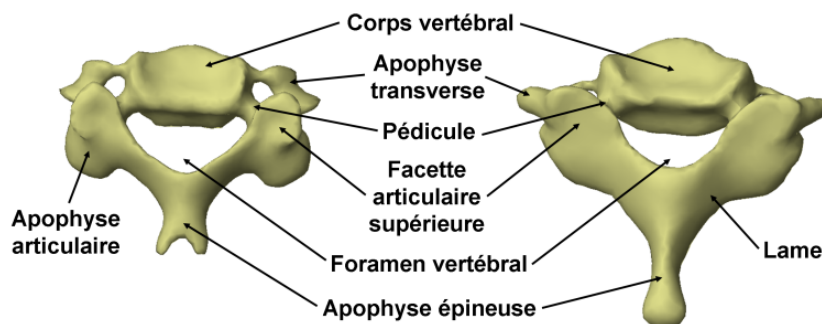
1.1.2.1 Description des vertèbres cervicales

Vertèbres du rachis cervical inférieur Elles sont similaires en terme de structure géométrique et de forme (FIG. 1.5 a). Le plateau supérieur du corps vertébral est surmonté des apophyses unciformes sur ses extrémités latérales. Le plateau inférieur présente quant à lui des échancrures latérales sur les côtés pour permettre l'articulation avec les unciformes de la vertèbre sous-jacente. Les deux apophyses articulaires forment des colonnes osseuses dont les surfaces supérieure et inférieure sont des facettes articulaires de forme ovale, taillées en biseau et recouvertes de cartilage. Les pédicules relient le corps aux apophyses articulaires. Les apophyses transverses qui partent du bord latéral du corps et d'une partie du pédicule permettent le passage de l'artère et de la veine vertébrale par le trou transversaire. Les lames s'étendent des apophyses articulaires à l'apophyse épineuse qui résulte de leur réunion. À chaque niveau, les capsules des articulations zygapophysaires relient les facettes articulaires inférieures et supérieures de deux vertèbres adjacentes.

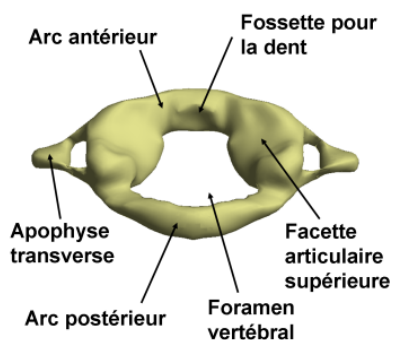
Vertèbres du rachis cervical supérieur L'Atlas (C1) ne possède ni corps vertébral ni apophyse épineuse et a la forme d'un anneau plus étendu transversalement que sagittalement (FIG. 1.5 b). L'Axis (C2) est caractérisée par son corps vertébral surmonté d'une saillie verticale volumineuse : l'odontoïde (FIG. 1.5 c). Ce processus, dont le sommet recueille plusieurs insertions ligamentaires, assure une grande partie de la jonction mécanique avec l'Atlas. En effet, la facette située sur sa face antérieure s'articule avec l'arc antérieur de l'Atlas tandis que la facette située sur sa face postérieure est en contact avec le ligament transverse de l'Atlas. À ces articulations s'ajoute le contact entre les facettes articulaires situées sur la face inférieure des masses latérales de l'Atlas et les facettes articulaires supérieures de l'Axis.

Os occipital du crâne La jonction du crâne avec le reste du rachis s'effectue au niveau de l'os occipital ou C0 (FIG. 1.5 d). Il est situé dans la portion médiane, postérieure et

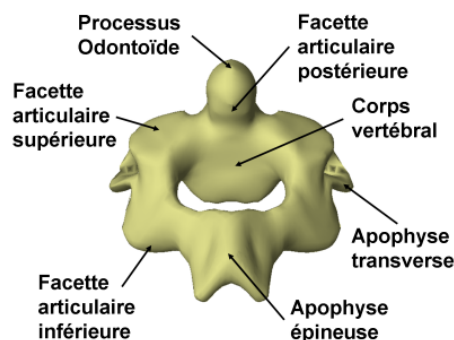
inférieure du crâne. Sa partie inférieure est traversée par un large orifice ovale : le trou occipital ou *foramen magnum*. Les condyles occipitaux présents sur la face exocrânienne des masses latérales viennent s'articuler sur les facettes articulaires supérieures de la vertèbre C1. L'écaille occipitale constituant la partie postérieure est le site de nombreuses insertions musculaires.



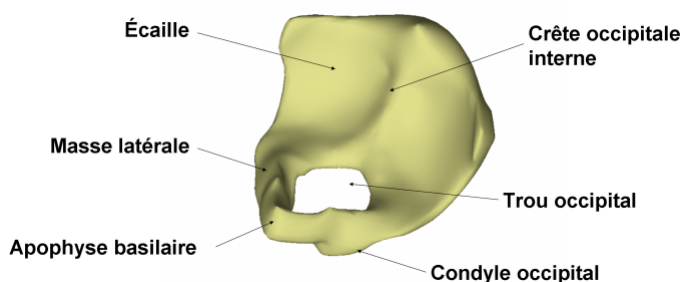
(a) Vertèbres cervicales C4 et C7



(b) Atlas, C1



(c) Axis, C2



(d) Os occipital, C0

FIG. 1.5 – Les vertèbres du rachis cervical

1.1.2.2 Variabilités morphométriques

Les études morphométriques effectuées sur des spécimens cadavériques ou à partir des modalités d'imagerie médicale ont mis en évidence une forte variabilité des paramètres morphologiques. Une synthèse des études est proposée dans l'Annexe B, le détail complet des études étant disponible dans les revues bibliographiques de Maurel (1993) et Véron

(1997).

Les variabilités sont présentes entre les différents niveaux vertébraux. En ce qui concerne les dimensions linéaires des vertèbres, Maurel (1993) observe par exemple des variations de 10 mm pour la largeur transversale des corps vertébraux qui augmente de C3 à C7. De même, Panjabi *et al.* (1991) met en avant la variabilité des dimensions du canal rachidien. Par ailleurs, les dimensions angulaires et en particulier l'orientation des surfaces de contact évoluent aussi largement comme a pu le montrer Panjabi *et al.* (1993a) au sujet des facettes articulaires.

Une forte dispersion interindividuelle des paramètres a de plus été observée. À titre d'exemple, Pal *et al.* (2001) note de fortes variabilités concernant l'orientation des facettes articulaires en fonction des sujets. En analysant les radios de profil de sujets répartis en groupes selon l'âge, le sexe ou la taille, Klinich *et al.* (2004) décrit des corrélations entre les dimensions des corps vertébraux et le sexe ainsi que la taille. Véron (1997) a quant à lui pu mettre en évidence les variabilités interindividuelles concernant le rachis cervical supérieur au moyen d'un système de pointage magnétique.

1.1.3 Éléments de liaison du rachis

1.1.3.1 Disques intervertébraux

Les disques constituent la jonction entre les plateaux des corps vertébraux de deux vertèbres adjacentes et travaillent essentiellement en compression.

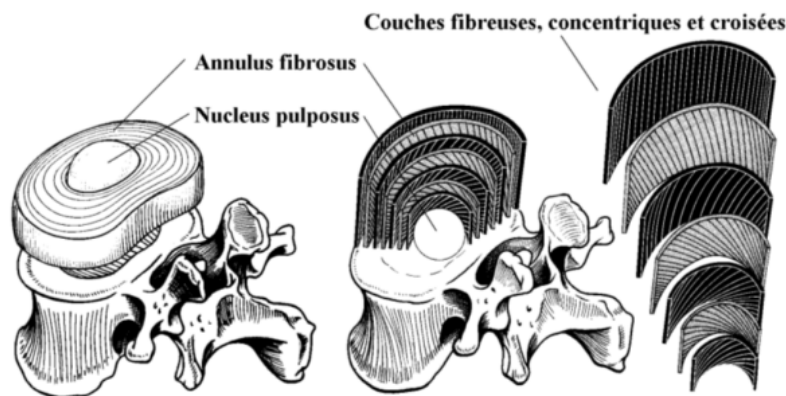


FIG. 1.6 – Disque intervertébral, figure adaptée d'après Kapandji (1986)

Leur structure est composée de deux parties (FIG. 1.6) :

- une partie centrale : le *nucleus pulposus*, substance gélatineuse contenant 88% d'eau ;
- une partie périphérique : l'*annulus fibrosus*, constitué d'une succession de couches fibreuses concentriques dont l'obliquité est croisée lorsqu'on passe d'une couche à la voisine.

En raison de cette configuration, le *nucleus pulposus* se retrouve enfermé dans une loge inextensible entre les plateaux des vertèbres adjacentes et l'*annulus fibrosus* (Kapandji, 1986). Des plateaux cartilagineux sont de plus présents à l'interface entre les plateaux des corps vertébraux et le disque intervertébral.

1.1.3.2 Ligaments

Les ligaments ont pour rôle essentiel de stabiliser le rachis et de limiter l'amplitude des déplacements, ils interviennent surtout en traction. Particulièrement nombreux au niveau du rachis cervical supérieur (FIG. 1.7), ils contribuent en grande partie à la stabilité en l'absence de disque intervertébral. Certains de ces ligaments sont communs avec le reste du rachis (FIG. 1.8). Une classification régulièrement adoptée consiste à décrire ces ligaments en fonction de leur localisation anatomique par rapport au corps vertébral. Le tableau 1.3 propose une description des zones d'insertions étant d'une importance majeure pour le comportement et la modélisation.

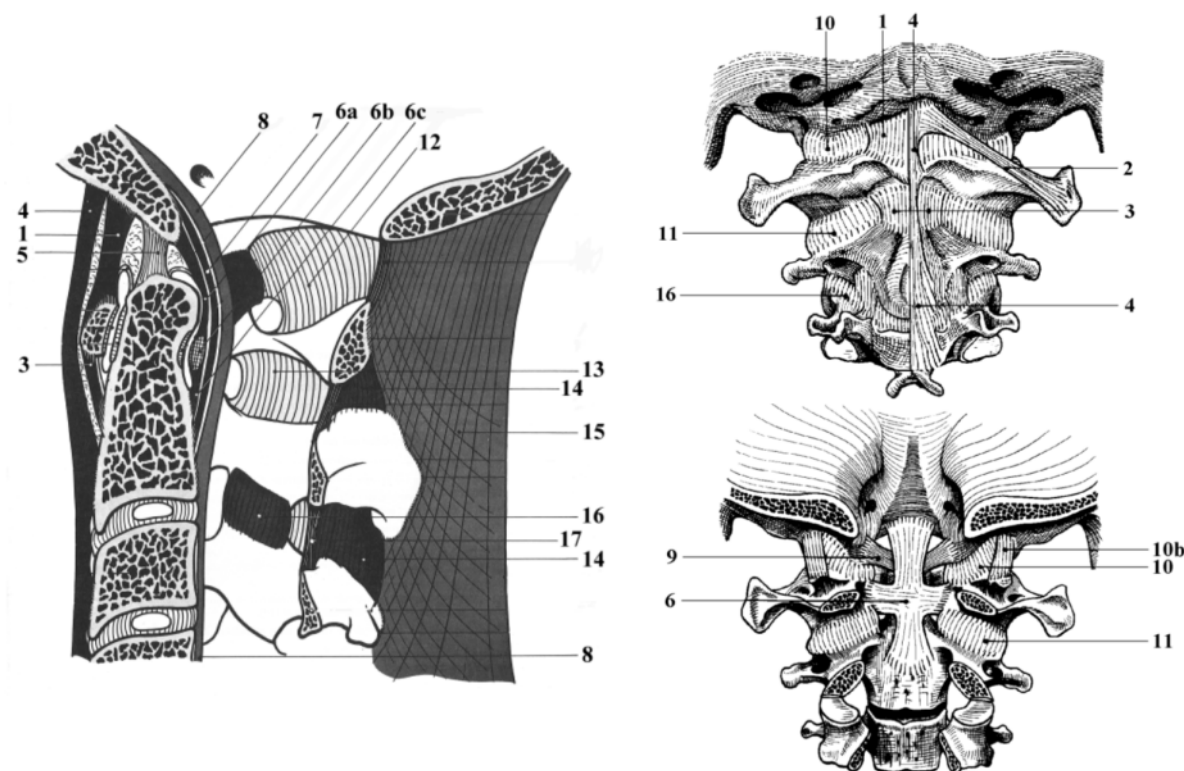


FIG. 1.7 – Ligaments du rachis cervical supérieur, figures adaptées d'après Kapandji (1986)

1.2 Musculature du cou

Les muscles du cou constituent les composants moteurs qui permettent de stabiliser et mobiliser le segment tête-cou. Ils représentent un ensemble complexe en raison notamment de leur nombre important (entre 50 et 60 environ).

1.2.1 Muscle strié squelettique

La structure élémentaire du muscle est le sarcomère. Il s'agit d'un arrangement de filaments d'actine et de myosine dont les variations de recouvrement engendrent les contractions musculaires (FIG. 1.9). L'association de sarcomères en série (entre 100 et

TAB. 1.3 – Insertions des ligaments du rachis cervical

Ligaments	Id ^a	Insertions
Ligaments antérieurs		
Occipito-atloïdien ant.	1	Apophyse basilaire / Arc ant. C1
Occipito-atloïdiens ant.-lat.	2	Apophyse basilaire / Processus transverses C1
Atloïdo-axoïdien ant.	3	Arc ant. C1 / Corps C2
Vertébral commun ant.	4	Apophyse basilaire / Corps C2
Ligaments postérieurs		
Apical	5	Apophyse basilaire / Odontoïde
Transverse de C1	6a	Masses latérales C1, contact odontoïde
Occipito-transversaire	6b	Ligament transverse / Apophyse basilaire
Transverso-axoïdien	6c	Ligament transverse / Corps C2
Occipito-axoïdien	7	Apophyse basilaire / Corps C2
Vertébral commun post.	8	Apophyse basilaire / Corps C2
Ligaments latéraux		
Alaires	9	Odontoïde / Condyles C0
Capsules occipito-atloïdiennes	10	Facettes articulaires C0 / C1
Occipito-atloïdiens Lat.	10b	Ecaïlle C0 / Apophyses transverses C1
Capsules atloïdo-axoïdiennes	11	Facettes C1 / Facettes C2
Ligaments des arcs postérieurs		
Occipito-atloïdiens post.	12	Bord du trou occipital / Arc post. C1
Atloïdo-axoïdiens post.	13	Arc post C1 / Arc post C2
Interépineux	14	Arc post C1 / Epineuse C2
Cervical post.	15	Crête occipitale ext. / Apophyses épineuses
Capsules articulaires	16	Facettes C2 / Facettes C3
Jaunes	17	Arc post. C2 / Arc post. C3
Ligaments du rachis cervical inférieur		
Vertébral commun ant.	4	Face ant. des corps entre eux
Vertébral commun post.	8	Face post. des disques entre eux
Transversaires	18	Apophyses transverses entre elles
Capsules unco-vertébrales	19	Échancrures lat. / Processus unciformes
Interépineux	14	Processus épineux entre eux
Capsules articulaires	16	Apophyses articulaires entre elles
Ligaments jaunes	17	Lames entre elles
Susépineux	20	Tubercules post. des processus épineux

^aLes identifiants font référence aux figures.

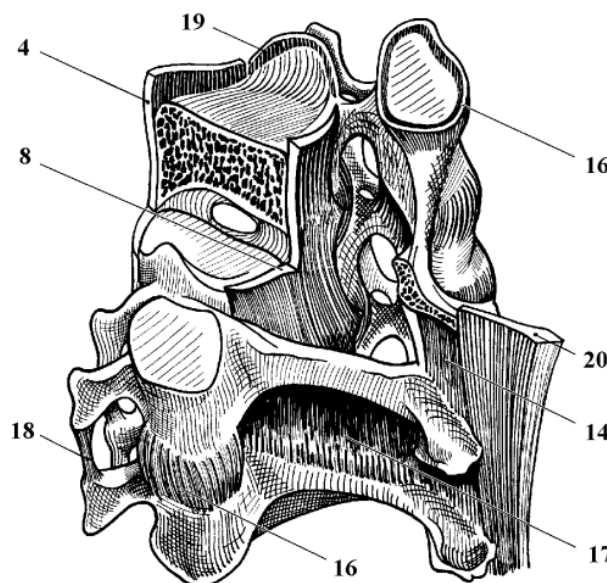


FIG. 1.8 – Ligaments du rachis cervical inférieur, figure adaptée d'après Kapandji (1986)

400) contribue à la constitution d'une myofibrille. Le taux de recouvrement des deux types de filament est en étroite relation avec la longueur du muscle (Goubel et Lensel-Corbeil, 1998). En effet, un fort recouvrement implique un raccourcissement des fibres tandis qu'un faible recouvrement est provoqué par un allongement du muscle (théorie des filaments glissants).

L'association de nombreuses myofibrilles (environ 2000 chez l'adulte) constitue une fibre musculaire. Les fibres sont regroupées en faisceaux entourés d'un tissu conjonctif relativement lâche (pérимysium). La réunion de ces faisceaux par un tissu conjonctif plus dense (épимysium) constitue le muscle (FIG. 1.9). À chaque extrémité, les faisceaux se rejoignent pour constituer les tendons qui assurent l'insertion du muscle sur les structures osseuses.

Les tissus musculaires sont activés grâce une commande nerveuse qui module pour cela le nombre de fibres recrutées et donc le niveau d'effort généré au sein du muscle. Les mesures électromyographiques (EMG) consistent à mesurer la propagation du signal électrique le long des fibres musculaires. L'amplitude du signal est corrélée au niveau d'activation et donc à la force développée.

1.2.2 Muscles du cou

Une majorité d'entre eux est poly-articulaire (recouvrant au moins deux articulations) et peut présenter de multiples sites d'attachement. Ils sont généralement répartis par paires symétriques par rapport au plan sagittal. D'un point de vue fonctionnel, ils contribuent en grande partie à la stabilité de l'ensemble du segment tête-cou (Kapandji, 1986). Permettant le maintien de la tête dans une position d'équilibre, ils confèrent aussi une raideur au rachis. Ce rôle raidisseur est rendu possible par plusieurs mécanismes :

- la compaction axiale qui est liée au fait que la direction des muscles est quasiment

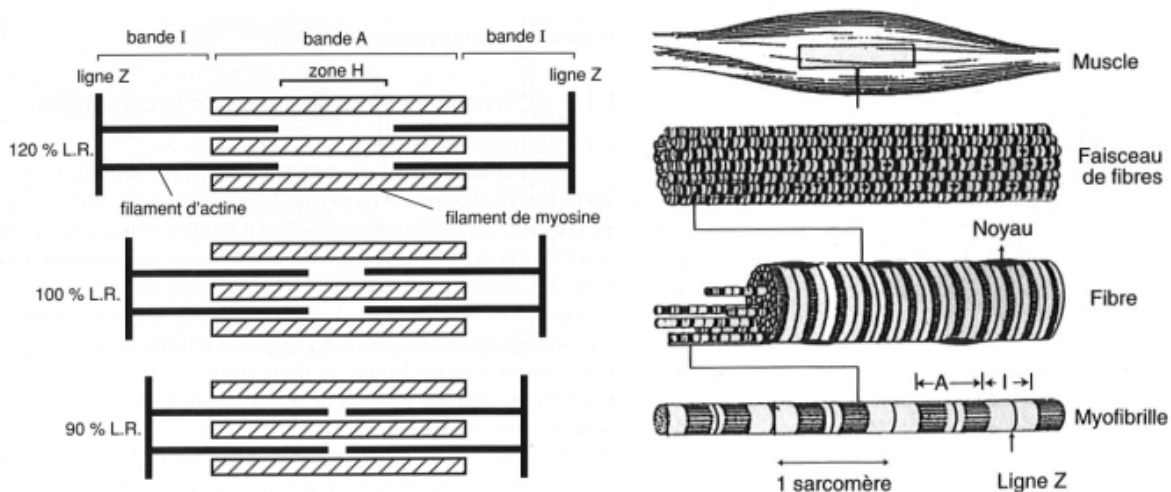


FIG. 1.9 – Organisation structurale du muscle, d'après Goubel et Lensel-Corbeil (1998). Gauche : unité sarcomère (LR : Longueur de Repos). Droite : les différentes échelles structurales

parallèle au rachis ;

- la création d'efforts transverses qui est induite par l'augmentation de la pression interne des muscles, les aponévroses peu extensibles rendant les contractions isovolumiques.

Le second rôle majeur des muscles est la mise en mouvement du segment tête-cou. Les caractéristiques des forces produites par un muscle sont directement liées à son architecture. La position d'un muscle par rapport à l'articulation mobilisée détermine en effet le bras de levier, tandis que les points d'insertion sont déterminants pour l'axe d'application de l'effort. Le grand nombre de muscles présents rend difficile l'étude fonctionnelle en raison des fortes redondances et des potentiels mécanismes d'antagonisme. Les mouvements engendrés sont de plus différents si la contraction d'un muscle est bilatérale ou unilatérale. Une contraction unilatérale d'un groupe de muscles permet souvent d'induire une inclinaison latérale tandis que les contractions symétriques bilatérales engendrent des mouvements de flexion ou d'extension. La génération d'une rotation de la tête nécessite à l'inverse la génération d'un couple de forces et implique donc plusieurs muscles.

Comme proposé par Kamibayashi et Richmond (1998), une classification descriptive en fonction des zones d'insertion a été adoptée dans ce chapitre, la position des muscles étant directement liée à leur fonction. Une description plus détaillée des sites d'insertion et des actions de chaque muscle est effectuée dans l'Annexe C de ce manuscrit. Les identifiants font référence aux illustrations (FIG. 1.10 à FIG. 1.12).

Muscles reliant le crâne et la ceinture scapulaire Il s'agit des muscles les plus superficiels à savoir le *Sterno-Cléido-Mastoïdien* ou SCM (1) et le *Trapèze* (2). Possédant un long bras de levier, ils sont puissants et capables de produire des forces importantes en flexion ou en extension mais sont sensés être au repos durant le simple maintien de la posture.

Muscles de la nuque Ces muscles postérieurs relient le crâne avec la colonne vertébrale. Ils sont extenseurs et permettent le maintien de la tête en équilibre. Ils peuvent être divisés en deux parties : la partie *Capitis* s'insère sur la base du crâne tandis que la partie *Cervicis* s'insère sur les premières vertèbres cervicales. Ils sont répartis en couche (FIG. 1.10). Le plan le plus superficiel comprend le *Trapèze* déjà évoqué précédemment. Les muscles *Splenius* (3 et 4) se situent dans le plan directement recouvert par le *Trapèze*. Le groupe des *Complexus* se situe dans le plan moyen. Il comprend les *Semi-spinalis* (5 et 6) et les *Longissimus* (7 et 8).

Muscles sous-occipitaux, le triangle de Tillaux Situés dans le plan le plus profond de la nuque, ils relient le crâne et plus particulièrement l'os occipital aux deux premières vertèbres cervicales (FIG. 1.10). Ces petits muscles ont des courts bras de levier. Ils servent donc plus à stabiliser la tête et à orienter une mise en mouvement qu'à produire des déplacements d'amplitude élevée. Ils peuvent par ailleurs jouer un rôle proprioceptif important. Ce groupe comprend les *Rectus Capitis Posterior* (9 et 10) et les *Obliques Capitis* (11 et 12).

Muscles pré-vertébraux, le rempart convexitaire Situés sur la face antérieure du rachis, ils agissent comme fléchisseurs de la tête et du cou (FIG. 1.12). Les volumes musculaires étant bien plus faibles que pour les muscles postérieurs, le cou est plus faible en flexion qu'en extension. Ce groupe comprend le *Longus Capitis* (13) et le *Longus Colli* (14). Des muscles plus petits sont situés au niveau du rachis cervical supérieur, les *Rectus Capitis Anterior* (15) et *Lateralis* (16).

Muscles Hyoïdiens En fonction de leur localisation verticale par rapport à l'os hyoïde, les muscles *Sus-hyoïdiens* (17) sont abaisseurs de la mâchoire ou élévateurs de l'os hyoïde tandis que les muscles *Sous-hyoïdiens* (18) sont abaisseurs de l'os hyoïde et participent à l'abaissement de la mâchoire (FIG. 1.12).

Muscles reliant la colonne vertébrale et la cage thoracique Ils sont utilisés en inclinaison latérale notamment (FIG. 1.12). On distingue les *Scalènes antérieur, médian et postérieur* (19, 20 et 21) ainsi que le muscle *Ilio-Costal* (22).

Muscles reliant la scapula et la colonne vertébrale Le *Levator Scapulae* (23) et le *Rhomboïde* (24) permettent la mobilité de la scapula.

Muscles profonds reliant les vertèbres entre elles Il s'agit de très petits muscles mono-articulaires à très court bras de levier situés dans le plan le plus profond à proximité du rachis. Les muscles *Inter-épineux* (25) et le *Multifidus* (26) peuvent être distingués.

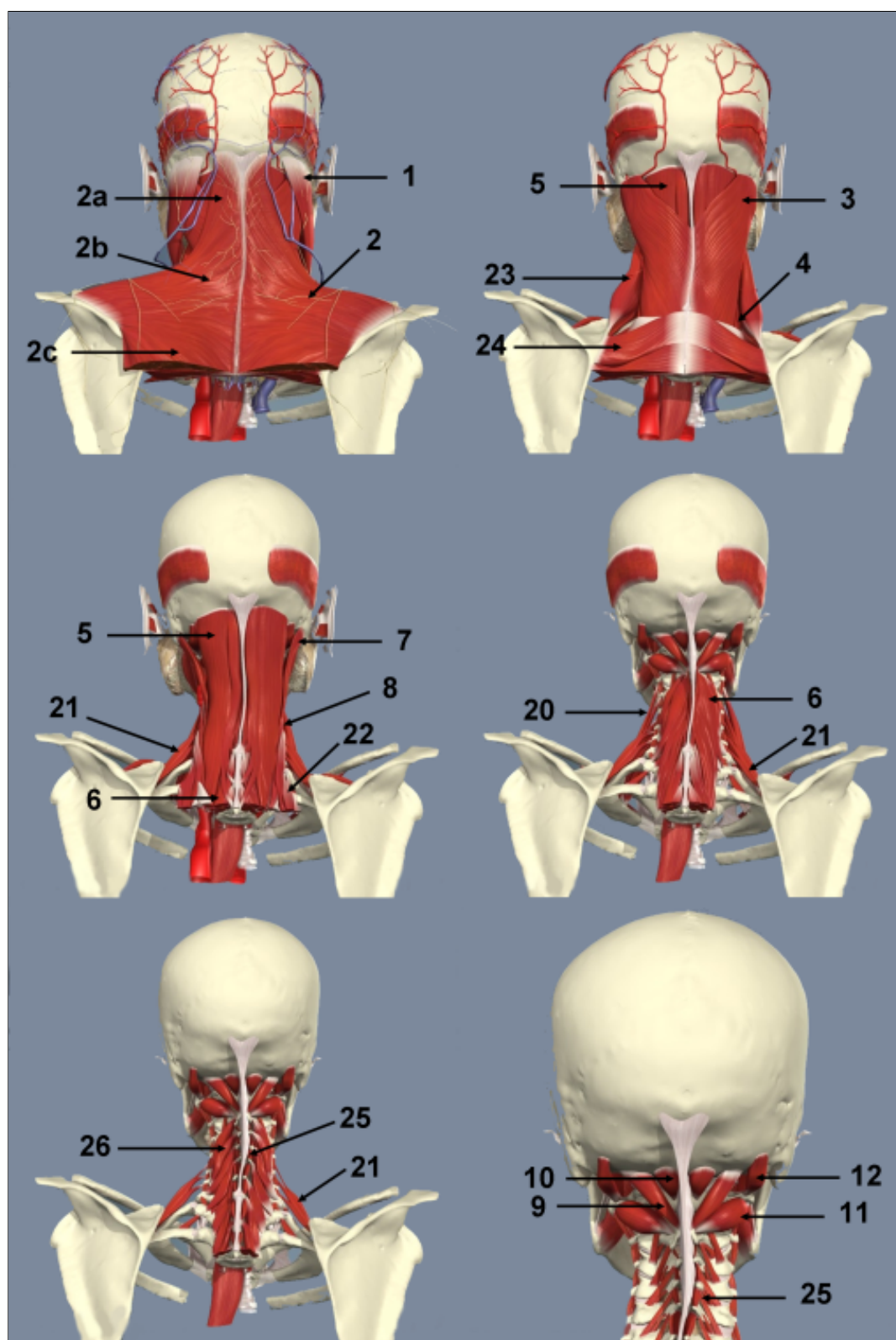


FIG. 1.10 – Description des couches musculaires en vue postérieure, figures adaptées d'après Primal-Pictures

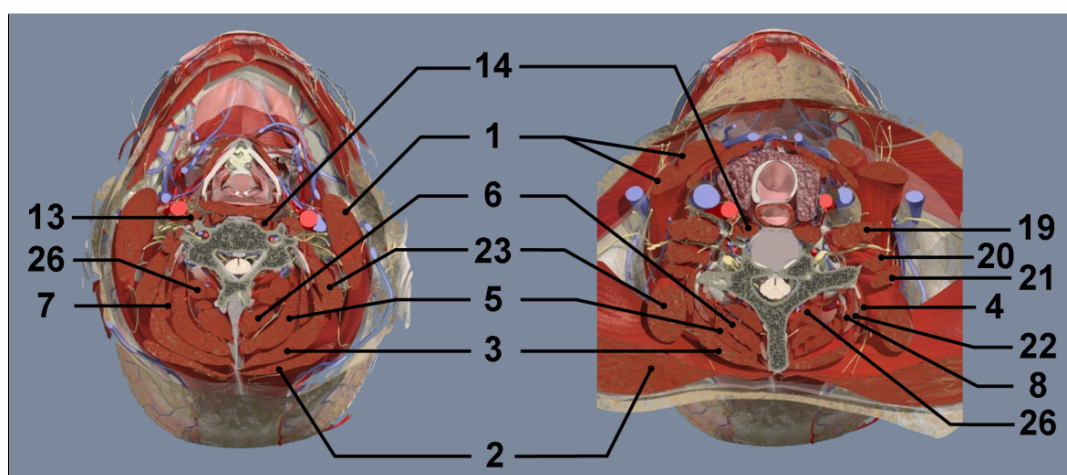


FIG. 1.11 – Description des coupes musculaires. Gauche : niveau C4. Droite : niveau C7. Figures adaptées d'après PrimalPictures

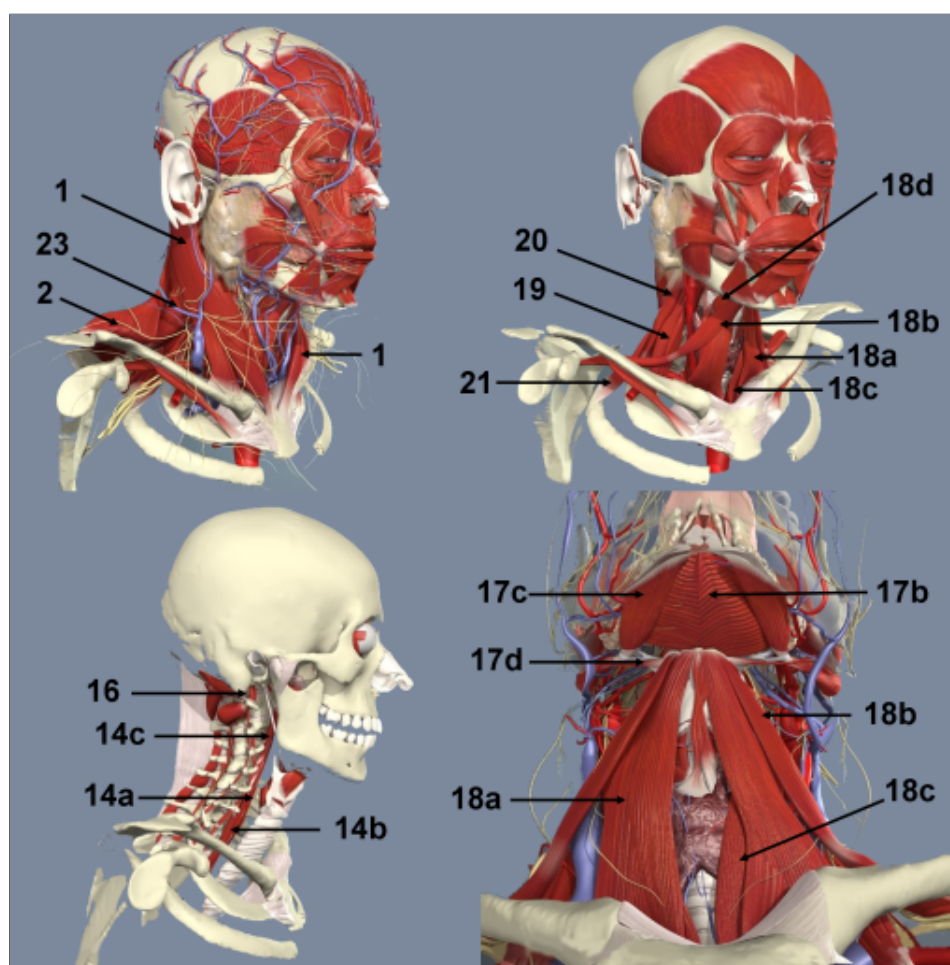


FIG. 1.12 – Description des couches musculaires antérieures, figures adaptées d'après PrimalPictures

1.2.3 Variabilité des morphologies musculaires

La morphologie d'un muscle est caractérisée par sa forme, sa taille et son architecture. Les principaux paramètres architecturaux ont été mesurés par Kamibayashi et Richmond (1998) et Van Ee *et al.* (2000) dans le cadre d'analyses morphométriques des muscles du cou. La ligne d'action principale d'un muscle correspond à l'axe de génération de la force. La capacité de production de force est conditionnée par l'organisation spatiale des fibres par rapport à cette ligne d'action. L'angle de pennation est l'angle mesuré entre l'orientation des fibres et la ligne principale d'action.

La surface de section physiologique (PCSA : Physiologic Cross-Section Area) est la surface de section perpendiculaire à la direction des fibres. La force générée par un muscle est proportionnellement corrélée à sa section, cette dernière étant liée au nombre de fibres (Mayoux-Benhamou *et al.*, 1989). Kamibayashi et Richmond (1998) proposent une méthode de mesure de la PCSA en fonction de la masse (m), l'angle de pennation (θ), la densité (ρ) et la longueur de fascicule normalisée (l) :

$$PCSA = \frac{m \times \cos \theta}{\rho \times l}$$

La variabilité des paramètres architecturaux musculaires est observable à la fois entre les différents muscles d'un même sujet et d'un individu à l'autre. Le tableau 1.4 décrit les mesures de PCSA des muscles du cou. Kamibayashi et Richmond (1998) et Mayoux-Benhamou *et al.* (1989) insistent sur les variabilités individuelles puisqu'ils constatent que les sections n'évoluent pas proportionnellement avec la taille et le poids des sujets. À ces variations interindividuelles s'ajoutent les variabilités intraindividuelles en fonction de l'état du sujet (activité physique et niveau d'entraînement par exemple).

TAB. 1.4 – Surfaces de section musculaires physiologiques moyennes (cm^2)

	Van Ee <i>et al.</i> 2000	Kamibayashi et Richmond 1998	
Protocole Sujets étudiés	IRM <i>in vivo</i> 6 hommes, 50 ^e percentile 20 à 23 ans	Dissections 3 femmes, 7 hommes 66 à 92 ans	
Muscles			
Sterno-Cléido-Mastoïdien	4,92	3,72	(1,81 ; 5,26) ^a
Trapèze (Faisceaux 1)	3,77	1,96	(1,25 ; 2,94)
Trapèze (Faisceaux 2)	9,96	10,77	(7,99 ; 15,26)
Splenius capitis	3,09	4,26 ^b	(2,57 ; 5,48)
Splenius cervicis	1,43		
Semispinalis capitis	5,52	5,40	(3,93 ; 7,32)
Semispinalis cervicis	3,06		
Longissimus capitis	0,98		
Longissimus cervicis	1,49		
Major post. rec. capitis	1,68	0,93	(0,44 ; 1,45)
Minor post. rec. capitis	0,92	0,50	(0,28 ; 0,83)
Superior oblique capitis	0,88	1,03	(0,29 ; 1,69)
Inferior oblique capitis	1,95	1,29	(0,69 ; 1,73)
Longus capitis	1,37	0,92	(0,54 ; 1,63)
Omohyoid	0,75		
Sternohyoid	0,58		
Sternothyroid	0,65		
Thyrohyoid	0,37		
Scalène antérieur	1,88	1,45	(0,37 ; 4,51)
Scalène moyen	1,36	2,00	(1,00 ; 3,34)
Scalène postérieur	1,05	1,55	(0,59 ; 3,15)
Iliocostalis	1,04		
Levator scapulae	3,12	2,18	(1,39 ; 3,24)
Major Rhomboid	2,46	5,84	(1,76 ; 9,93)
Minor Rhomboid	1,02		

^aMinimum et maximum

^bPCSA pour le muscle complet.

Chapitre 2

Sollicitations mécaniques et risques lésionnels du secteur aéronautique militaire

Le secteur aéronautique militaire est un environnement particulièrement contraignant sur le plan biomécanique. La plupart des études relatives au segment tête-cou menées dans le cadre de la biomécanique des chocs concernent l'accidentologie automobile ou la traumatologie sportive. La nature des sollicitations étant considérablement différentes, il convient de s'intéresser aux lésions encourues et aux mécanismes lésionnels afin d'être en mesure de réduire les risques de blessures chez les personnels navigants.

Sommaire

2.1	Profils d'accélération en aéronautique militaire	19
2.1.1	Définition du facteur de charge	20
2.1.2	Caractéristiques des profils d'accélération	22
2.2	Lésions et mécanismes lésionnels	24
2.2.1	Description générale des mécanismes lésionnels	24
2.2.2	Lésions observées en vol	24
2.3	Facteurs de risque	27
2.3.1	Sollicitation intensive des muscles du cou	27
2.3.2	Absence d'anticipation des accélérations	28
2.3.3	Positionnement et mouvements de la tête	29
2.3.4	Morphologies à risque	30
2.3.5	Systèmes de casque	31
2.4	Synthèse et objectifs de la thèse	33

2.1 Profils d'accélération en aéronautique militaire

Le secteur aéronautique militaire se démarque largement de l'accidentologie automobile en raison de la variété des accélérations subies par les pilotes. Les accélérations surviennent dans toutes les directions et non plus uniquement dans le plan horizontal. La pesanteur ressentie varie en outre avec les mouvements de l'avion.

2.1.1 Définition du facteur de charge

Un aéronef subit en permanence quatre forces (FIG. 2.1) : son poids (P), la poussée (P_{ou}) et les résultantes aérodynamiques, à savoir la traînée (T) et la portance (P_{or}).

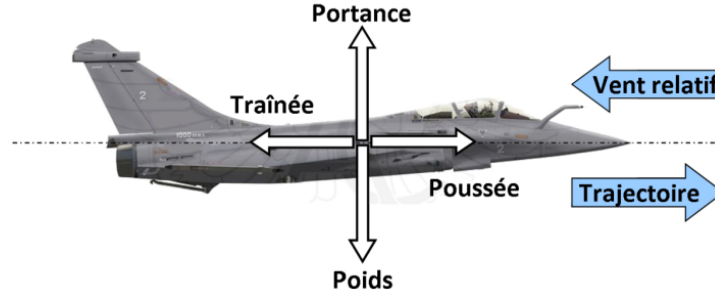


FIG. 2.1 – Bilan des forces à l'équilibre

Dans le cas d'un vol en palier, c'est-à-dire rectiligne horizontal et à vitesse constante, le bilan des forces suivant peut donc être écrit :

$$\vec{P} + \vec{P}_{ou} + \vec{T} + \vec{P}_{or} = \vec{0}$$

Deux relations d'équilibre peuvent ainsi être établies :

$$\begin{cases} \|\vec{P}\| = \|\vec{P}_{or}\| \\ \|\vec{P}_{ou}\| = \|\vec{T}\| \end{cases}$$

En considérant un vol toujours rectiligne et à vitesse constante mais en montée ou en descente (FIG. 2.2) et en décomposant le poids réel ($P_{réel}$) en une composante selon la verticale de l'avion, le poids apparent (P_{app}) et une composante selon la direction horizontale de l'avion (P_{ho}), les relations d'équilibre deviennent :

$$\begin{cases} \|\vec{P}_{app}\| = \|\vec{P}_{or}\| \\ \|\vec{P}_{ou}\| = \|\vec{T}\| + \|\vec{P}_{ho}\| \end{cases}$$

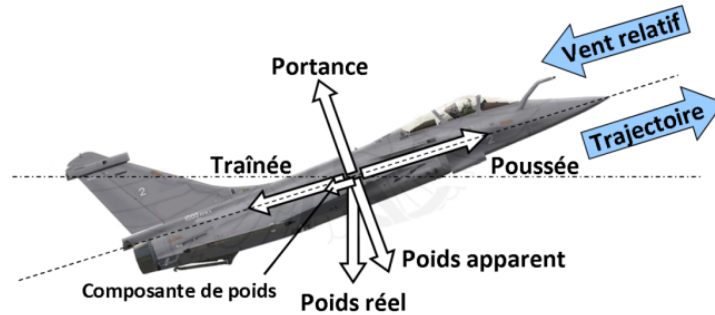


FIG. 2.2 – Bilan des forces à l'équilibre en montée

La grandeur nommée «facteur de charge» et exprimée en G est définie de la façon suivante :

$$\vec{n} = \frac{\vec{P}_{app}}{\vec{P}_{réel}}$$

Cette grandeur est inférieure à 1 dans tous les cas évoqués jusqu'à présent. Ces conditions sont cependant relativement rares, et des accélérations surviennent en général (FIG. 2.3). Toute variation du vecteur vitesse va engendrer des accélérations :

- linéaires dans le cas d'une variation de l'amplitude de la vitesse (décollage, atterrissage ...);
- radiales dans le cas d'une variation de la direction de la vitesse (virages ...).

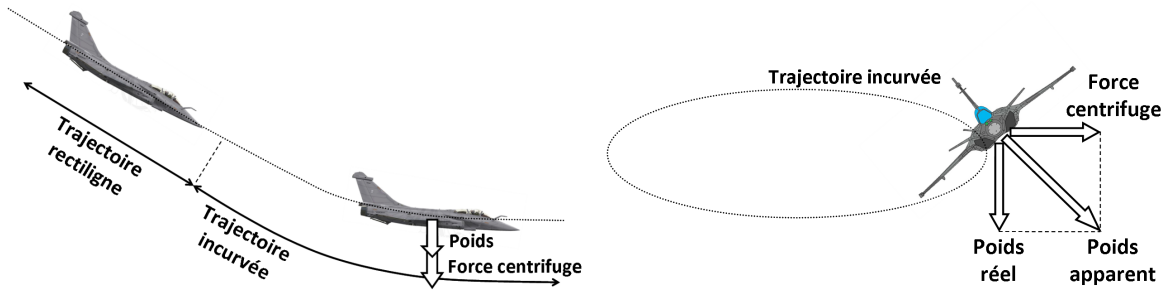


FIG. 2.3 – Bilan des forces en cas de changement de trajectoire

En cas de changement de direction, l'accélération s'accompagne d'effets d'inertie centrifuge et le bilan mécanique devient donc :

$$\begin{aligned} M \cdot \vec{g} + \vec{P}_{ou} + \vec{T} + \vec{P}_{or} &= M \cdot \vec{\gamma} \\ \vec{F}_{inertie} + M \cdot \vec{g} + \vec{P}_{ou} + \vec{T} + \vec{P}_{or} &= \vec{0} \end{aligned}$$

L'expression du facteur de charge devient donc :

$$\begin{aligned} \vec{n} &= \frac{\vec{P}_{app}}{\vec{P}_{réel}} \\ n &= \frac{\|\vec{F}_{inertie}\| + \|\vec{P}_{réel}\|}{\|\vec{P}_{réel}\|} \end{aligned}$$

Ce facteur qui est alors supérieur à 1 peut être considéré comme un facteur multiplicatif du poids du pilote. Cette dernière situation va concerner chaque virage effectué par l'avion (FIG. 2.4). Le facteur de charge est directement relié à l'angle de roulis (TAB. 2.1) :

$$n = \frac{1}{\cos \varphi}$$

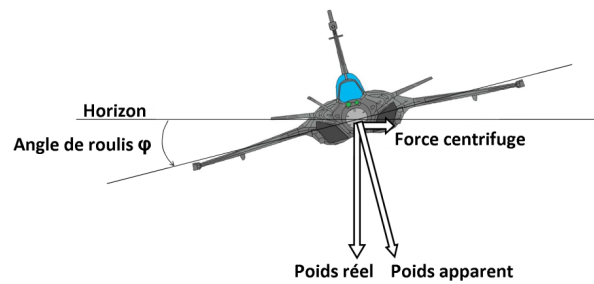


FIG. 2.4 – Relation entre le facteur de charge et l'angle de roulis

TAB. 2.1 – Exemple de facteurs de charge occasionnés par des virages

Angle de roulis (degrés)	Facteur de charge (G)
0	1
15	1,03
30	1,15
45	1,41
60	2
80	5,75

2.1.2 Caractéristiques des profils d'accélération

Un profil d'accélération est défini à l'aide de différents paramètres qui influent sur la tolérance des pilotes :

- le type d'accélération (linéaire ou radiale) ;
- l'amplitude de l'accélération ;
- la durée de l'accélération ;
- la vitesse d'établissement de l'accélération (Jolt) ;
- la direction de l'accélération (par rapport aux axes du corps).

La plupart de ces paramètres présentent des valeurs très différentes des niveaux rencontrés dans le domaine des chocs automobiles (TAB. 2.2). En effet, les accélérations en choc automobile sont de plus courte durée et les tolérances lésionnelles associées aux accélérations maintenues dans le temps sont par conséquent moins documentées dans la littérature.

TAB. 2.2 – Comparaison des profils d'accélération, d'après Green (2003)

Paramètres du profil	Chocs automobiles	Aéronautique militaire	
	Choc frontal	Vol de combat	Éjection
Jolt	200 à 6000 $G.s^{-1}$	15 $G.s^{-1}$	Jusqu'à 300 $G.s^{-1}$
Durée	200 ms	Plusieurs secondes	250 ms
Direction	Souvent linéaire, G_x	Souvent G_z , combinaison G_y	G_z
Amplitude	20 G	Jusqu'à 9 G	15 à 20 G

En ce qui concerne les amplitudes et les directions, une grande variété est à observer en fonction des manœuvres effectuées et des phases de vol.

Vol de combat Les évolutions en manœuvres de combat engendrent des accélérations pouvant durer 10 à 60 secondes et atteindre des pics à $9 G_z$.

Catapultage Il permet aux avions de décoller sur des pistes de longueur réduite (porte-avions). L'avion est propulsé de 0 à 270 km/h en 2 secondes et atteint des accélérations de $+4$ à $+5 G_x$.

Appontage Afin d'atterrir sur un porte-avions, une crosse d'appontage est déployée sous l'avion puis elle est stoppée par des câbles tendus en travers de la piste (les brins d'arrêt). La décélération peut atteindre -4 à $-8 G_x$.

Éjection L'abandon de l'avion en cas d'urgence doit se faire avec une vitesse suffisamment importante pour ne pas heurter les pans arrières de l'aéronef en raison de la vitesse. Des amplitudes de $+15$ à $+20 G_z$ peuvent être atteintes pendant une centaine de millisecondes. Ce cas particulier a été décrit en détail dans le travail de thèse de Chavary (2007). Le tableau 2.3 et la figure 2.5 en rappellent les principales étapes.

TAB. 2.3 – Étapes d'une éjection, d'après Guill et Herd (1989)

Temps	Phase	Description
0 ms	Commande de l'éjection	
0 - 250 ms	Phase balistique (1)	Activation de la chaîne pyrotechnique Fragilisation de la verrière Rappel du buste à l'aide du harnais Rappel des jambes
250 ms	Phase fusée (2)	Siège hors de l'habitacle Activation des moteurs-fusées auxiliaires
500 ms	Phase de stabilisation (3)	Sortie du parachute stabilisateur
1000 ms	Déploiement du parachute principal (4)	En fonction des informations du siège (vitesse, facteur de charge, altitude)
1500 ms	Séparation siège / pilote (5)	
2500 ms	Pleine ouverture du parachute	

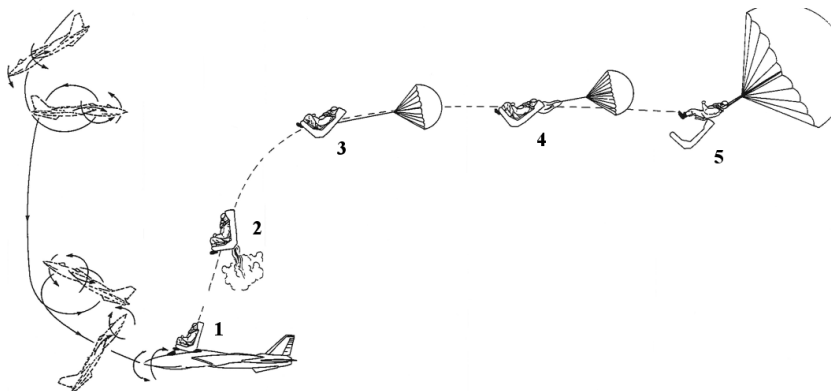


FIG. 2.5 – Étapes d'une éjection, d'après Guill (1989)

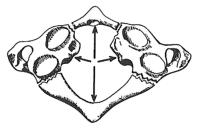
2.2 Lésions et mécanismes lésionnels

Les lésions décrites dans le secteur aéronautique militaire sont relativement variées en terme de gravité. On distingue les lésions aiguës des vertèbres ou des tissus mous ainsi que les lésions dégénératives. Ces lésions peuvent survenir en conditions normales de vol, c'est-à-dire sous facteur de charge ou encore lors d'accidents plus exceptionnels tels que l'éjection.

2.2.1 Description générale des mécanismes lésionnels

Des synthèses détaillées des mécanismes lésionnels du rachis cervical ont été présentées par Bertholon (1999) et Cusick et Yoganandan (2002). Les lésions sont classés en fonction des mécanismes qui les provoquent et synthétisées dans les tableaux 2.4 et 2.5.

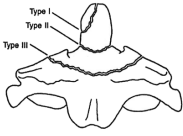
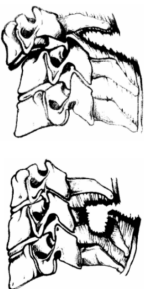
TAB. 2.4 – Mécanismes lésionnels en compression du rachis cervical

Mécanismes	Lésions	Figures
Compression axiale	-Fracture multiple du corps vertébral (<i>Burst fracture</i>) Possible migration de fragments vers la moelle épinière (Mc Elhaney <i>et al.</i> , 1983, Yoganandan <i>et al.</i> , 1990) -Fracture de l'Atlas (<i>Fracture de Jefferson</i>) Souvent symétrique et bilatérale (Mc Elhaney <i>et al.</i> , 1983, Alem <i>et al.</i> , 1984)	 
Compression-flexion	-Fracture d'écrasement (<i>Wedge fracture</i>) Partie antérieure du corps vertébral (Mc Elhaney <i>et al.</i> , 1983, Yoganandan <i>et al.</i> , 1990) -Fracture d'arrachement (<i>Tear drop</i>) (Huelke <i>et al.</i> , 1981)	 
Compression-extension	-Fracture des éléments postérieurs Avec déchirement des ligaments adjacents (Huelke <i>et al.</i> , 1981, Mc Elhaney <i>et al.</i> , 1983) -Lésion de la moelle épinière Compression du ligament jaune possible	

2.2.2 Lésions observées en vol

Étant donné que les accélérations concernent toutes les directions et que la tête des pilotes est très mobile, une grande partie des mécanismes lésionnels présentés peut être observée dans le secteur aéronautique militaire. Plusieurs études ont eu pour objectif

TAB. 2.5 – Autres mécanismes lésionnels du rachis cervical

Mécanismes	Lésions	Figures
Traction axiale	-Fracture des plateaux vertébraux (Sances <i>et al.</i> , 1981, Yoganandan <i>et al.</i> , 1996) -Luxation occipito-atloïdienne Sectionnement possible de la moelle épinière (Sances <i>et al.</i> , 1981, Van Ee <i>et al.</i> , 2000)	
Traction-extension	-Fracture en éclat (<i>Chip fracture</i>) Partie antéro-inférieure de la vertèbre (Huelke <i>et al.</i> , 1981) -Fracture dite du pendu (<i>Fracture d'Hangman</i>) Fracture bilatérale des pédicules de C2 (Nightingale <i>et al.</i> , 1997, Van Ee <i>et al.</i> , 2000) -Lésions des capsules C0C1 (Sances <i>et al.</i> , 1981) -Rupture du ligament longitudinal antérieur (Sances <i>et al.</i> , 1981, Shea <i>et al.</i> , 1992)	
Cisaillement antéro-postérieur	-Fracture de l'odontoïde Instable, fatale si déplacement postérieur (Van Ee <i>et al.</i> , 2000)	
Flexion	-Étirement excessif des ligaments postérieurs (Shea <i>et al.</i> , 1992) -Fracture des facettes articulaires (Nightingale <i>et al.</i> , 1991) - Luxation des capsules articulaires Due au déplacement ant. des facettes inf. (Huelke <i>et al.</i> , 1981, Nightingale <i>et al.</i> , 1997) Fracture des apophyses épineuses (Huelke <i>et al.</i> , 1981, Nightingale <i>et al.</i> , 1997)	
Inclinaison latérale	-Fracture des facettes articulaires Compression du côté de l'inclinaison (Huelke <i>et al.</i> , 1981)	
Torsion	-Luxation atlanto-axoïdienne -Dislocation unilatérale des facettes (Myers <i>et al.</i> , 1991)	

de recenser les blessures dans le cadre d'enquêtes prospectives à l'aide de questionnaires (Knudson *et al.*, 1988, Vanderbeek, 1988, Yacavone et Bason, 1992, Newman, 1997) ou à travers des rapports de cas cliniques (Andersen, 1988, Schall, 1989, Clark, 1990, Hämäläinen *et al.*, 1994) qui sont présentés dans l'Annexe D.

Lésions sévères La forte fréquence des accélérations en G_z implique en grande partie des mécanismes lésionnels de compression. Ils sont à l'origine de fractures vertébrales et ces blessures majeures peuvent léser la moelle épinière. Les fractures de compression sont les plus décrites aux niveaux C5 à C7 avec des pourcentages de compression atteignant 22% (Schall, 1989, Andersen, 1988). La survenue de lésions discales suite à des sollicitations en compression a de plus été couramment décrite (Schall, 1989, Hämäläinen *et al.*, 1994). Il s'agit essentiellement de hernies discales aux niveaux C5 – C6 et C6 – C7 survenant durant des manœuvres de combat à environ $7 G_z$. Le second mécanisme à l'origine de fractures vertébrales est l'hyperflexion lorsque la tête du pilote reste bloquée en position fléchie à des niveaux d'accélération très élevés ($+9 G_z$). En dressant le bilan des lésions sévères survenues spécifiquement lors d'éjections, Chavary (2007) et Lewis (2006) décrivent de même des fractures vertébrales en compression de C6 et des hernies discales en C5 – C6.

Lésions ligamentaires et musculaires Les lésions mineures des tissus mous sont les plus fréquentes mais elles peuvent avoir des répercussions à long terme sur les pilotes et entraîner une perte d'habilitation au vol. En ce qui concerne les ligaments, les lésions concernent surtout le niveau C6 – C7 et ont été décrites pour l'inter-épineux (Schall, 1989, Andersen, 1988) et le ligament longitudinal (Newman, 1997). Les lésions musculaires sont quant à elles provoquées par des déplacements de grande amplitude ou par des contractions isométriques excessives pourtant dans les corridors normaux de mobilité. De niveaux de gravité différents, elles peuvent aller des simples douleurs musculaires, aux spasmes musculaires, puis aux torticolis (Vanderbeek, 1988, Clark, 1990). Dans les situations plus graves, un déficit sensitif (paresthésies, dysesthésies) ou un déficit moteur (affectation de la coordination, dextérité ou mobilité) peuvent apparaître.

Pathologies chroniques et dégénératives Le constat général d'une dégénérescence prématurée du rachis cervical chez les pilotes semble indiquer que les facteurs de charge jouent un rôle sur l'apparition accélérée de pathologies dégénératives. Vanderbeek (1988) observe une augmentation de la fréquence des lésions majeures chez les pilotes de plus de 35 ans. Gillen et Raymond (1990) présentent les conclusions détaillées d'exams cliniques et radiographiques et mettent en évidence une détérioration significative du système ostéo-articulaire chez les jeunes pilotes par rapport à des sujets contrôles. Ils rapportent une réduction des amplitudes de mouvement (confirmée par Loose *et al.*, 2009), une formation d'ostéophytes (en C5 et C6 essentiellement), des discopathies (C4 – C5 et C5 – C6) ainsi qu'une perte de la lordose.

2.3 Facteurs de risque

Il convient d'identifier les facteurs propices à la survenue de lésions afin d'être en mesure de réduire les risques. Certains paramètres sont liés intrinsèquement au pilote comme l'âge, le sexe, l'expérience et le nombre d'heures de vol, la morphologie, la force musculaire et le niveau d'entraînement . . . D'autres facteurs dépendent des performances de l'avion et en particulier de l'amplitude des accélérations, du type de siège éjectable, de l'inclinaison du siège . . . Enfin, certains sont liés aux conditions au moment précis où survient l'accélération comme la durée de la mission et la fatigue occasionnée, le poids du casque, la position et les mouvements de la tête, l'anticipation des accélérations ou encore le type de mission (entraînement, combat, . . .). Cette section décrit les principaux facteurs de risque mis en évidence de façon récurrente dans la littérature.

2.3.1 Sollicitation intensive des muscles du cou

Le maintien de la tête dans une position voulue sous facteur de charge nécessite un recrutement musculaire important. Les muscles extenseurs sont donc sollicités en permanence afin de procurer le support contre la gravité. Les mesures en vol réalisées par Hämäläinen et Vanharanta (1992) ont permis de quantifier le niveau de recrutement des extenseurs pour maintenir la tête en position neutre sous différents niveaux d'accélération (TAB. 2.6). Les signaux EMG sont ici normalisés avec la contraction volontaire maximale (MVC) des sujets mesurée au préalable.

TAB. 2.6 – Sollicitation des extenseurs selon l'accélération, d'après Hämäläinen et Vanharanta (1992)

Accélération	Pourcentage de la MVC
1 G_z	6,4 %
4 G_z	15,6 %
7 G_z	37,9 %

Risques de lésions musculaires Les mesures réalisées pendant des manœuvres de vol de combat indique des niveaux de contraction extrêmement élevés. Oksa *et al.* (1996) constate ainsi en étudiant l'activité du muscle Sterno-Cléido-Mastoïdien que des pics d'activation, dont certains dépassent 100 % de la contraction volontaire maximale, surviennent très régulièrement (jusqu'à 257 %). Hämäläinen et Vanharanta (1992) effectuent le même constat en mesurant la réponse des muscles extenseurs du cou.

Phénomènes de fatigue Ces contractions maintenues sont à l'origine des phénomènes de fatigue. Une contraction est dite fatigante lorsqu'elle est maintenue à une tension supérieure à 15 % de la force maximale d'un sujet (Petrofsky et Phillips, 1982). L'endurance est la durée pendant laquelle une telle contraction peut être maintenue. Le fait de maintenir la tête en position est une forme de pur exercice isométrique. Les mesures réalisées en vol par Oksa *et al.* (1999) ont permis de mettre en évidence la fatigue musculaire sur les extenseurs du cou et le Sterno-Cléido-Mastoïdien. Suite à la

réalisation de plusieurs vols, les contractions volontaires maximales sont environ divisées par 2 à chaque nouveau vol.

Réduction de la protection et de la stabilité Une fatigue excessive peut avoir des répercussions sur la capacité des muscles à protéger et stabiliser le rachis lors des sollicitations dynamiques. Les muscles interviennent en effet lors d'impacts pour restreindre les amplitudes de mouvement comme ont pu le constater Ono *et al.* (1997), Van der Horst *et al.* (1997), Wittek *et al.* (2001), Teo *et al.* (2004), Stemper *et al.* (2006). Ils contribuent de plus à la stabilité en induisant une compaction axiale du rachis (Bernhardt *et al.*, 1999) et en diminuant les amplitudes de mouvement des segments très mobiles tels que le rachis cervical supérieur (Kettler *et al.*, 2002).

Apparition de douleurs cervicales Les douleurs cervicales fréquentes chez les pilotes de chasse pourraient être la conséquence d'une insuffisance des fonctions musculaires d'après Ang *et al.* (2005). Les contractions volontaires maximales (MVC) des muscles extenseurs et fléchisseurs ont été étudiées chez des pilotes souffrant de douleurs et des pilotes sans douleur. Les auteurs ont constaté que les sujets éprouvant des douleurs présentent une MVC des extenseurs inférieure. Ils émettent donc l'hypothèse qu'une force supérieure des muscles du cou est nécessaire pour protéger et stabiliser le segment tête-cou sous accélération G_z . La réalisation d'exercices de renforcement musculaire a été proposée dans la littérature afin de réduire les risques de lésions en vol (Ang *et al.*, 2005). Ces entraînements visent à augmenter la force ainsi que l'endurance des muscles du cou.

2.3.2 Absence d'anticipation des accélérations

Le siège de passager arrière est souvent sujet à des risques lésionnels plus importants. En effet, les instructeurs, navigateurs ou opérateurs d'armes ne contrôlent pas l'avion et ne peuvent donc pas anticiper l'application d'un facteur de charge (Green, 2003). À l'instant de l'accélération, le passager peut avoir positionné sa tête dans une position désavantageuse ou être en train de la déplacer dans une direction opposée. Ses muscles sont de plus relativement relaxés et ne sont pas préparés à assurer le maintien de la tête.

La problématique du temps de réponse se pose tout particulièrement sous facteur de charge lorsque les taux d'accélération (Jolt) sont importants. Il est déterminant pour connaître la capacité des muscles à intervenir dans un délai suffisamment court pour influencer le comportement global lors d'un choc. Le tableau 2.7 propose une synthèse des temps de réponse mesurés pour le muscle Sterno-Cléido-Mastoïdien (facilement accessible à l'EMG) lors d'essais de whiplash *in vivo*, à de faibles niveaux d'accélérations.

Foust *et al.* (1973) constatent qu'avec l'âge, le temps de réponse s'allonge. En ce qui concerne le sexe, ils montrent de plus que les hommes sont plus lents.

Dans le cadre de l'aéronautique militaire, si on considère à titre d'exemple le cas d'une accélération survenant en vol, il faut environ 50 ms pour initier la contraction musculaire à partir du moment où le mouvement de la tête est détecté, et 100 ms supplémentaires afin d'atteindre la contraction volontaire maximale. En considérant un taux d'accélération de $15 G.s^{-1}$, une transition de 2,25 G se sera produite avant d'obtenir

TAB. 2.7 – Temps de réponse musculaire du Sterno-Cléido-Mastoïdien lors d'un whiplash

Auteurs	Sollicitation	Départ de la mesure	
		Accélération de la tête	Initiation du choc
Szabo et Welcher (1996)	10 km/h	20 ms	110 ms
Ono <i>et al.</i> (1997)	6 km/h	45 ms	70 ms
Magnusson <i>et al.</i> (1999)	0,5 G	19 ms	72 ms
Brault <i>et al.</i> (2000)	4 et 8 km/h	40 ms	F : 87, 79 ms H : 95, 83 ms
Kumar <i>et al.</i> (2002a)	0,5 à 1,4 G	-8 ms	111 ms
Siegmund <i>et al.</i> (2003)	1,5 G	F : 39 ms H : 45 ms	F : 68 ms H : 74 ms

le soutien des muscles. Et sans cette contraction, les amplitudes de mouvement de la tête seront plus élevées et pourront occasionner des lésions.

Le phénomène de contraction réflexe évoqué par Brault *et al.* (2000) peut par ailleurs constituer un risque de lésion dans le cas où une contraction musculaire se produit une fois que la tête a déjà commencé son mouvement.

2.3.3 Positionnement et mouvements de la tête

La tête des pilotes est en mouvement perpétuel et le rachis cervical subit des chargements alors qu'il est bien souvent dans une position loin d'être optimale. Certains des mouvements de la tête sont décrits comme étant des mouvements à risque par Coakwell *et al.* (2004) pour plusieurs raisons :

- ils engendrent des efforts importants au niveau des articulations ;
- ils nécessitent des forces de support importantes de la part des muscles et des ligaments pour maintenir la tête en position ;
- ils génèrent des géométries compromettantes du rachis (resserrement du canal rachidien, compression des disques intervertébraux, augmentation de la pression intradiscale, mauvais alignement des vertèbres qui perturbe la transmission des efforts).

Ces mouvements sont induits par plusieurs facteurs liés à la fois aux équipements et au comportement des pilotes en vol.

Inclinaison du siège C'est une solution qui a été retenue en partie afin de réduire la hauteur de colonne liquidienne entre le cœur et le cerveau, ce qui permet d'améliorer la tolérance des pilotes aux forts facteurs de charge (FIG. 2.6). Cette inclinaison vers l'arrière (34° dans le Rafale) nécessite toutefois une flexion permanente du cou comme décrit dans Coakwell *et al.* (2004) et donc une diminution de la lordose cervicale.

Réflexe optocinétique cervical Décrit par Beer et Freeman (2007), il s'agit de la tendance des pilotes à aligner leur tête avec l'horizon et donc à effectuer des mouvements d'inclinaison latérale de la tête à chaque virage. L'image de l'horizon est en effet utilisée

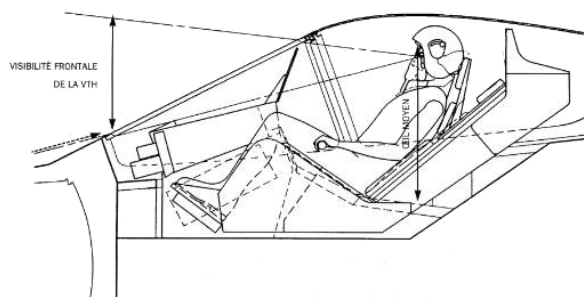


FIG. 2.6 – Inclinaison du siège dans le Rafale

comme point de référence pour l'orientation et constitue un repère fixe à l'inverse de l'avion.

Vision totale de l'environnement Durant les manœuvres de combat aérien, la bonne visibilité de l'environnement est indispensable pour assurer la survie du pilote. Green et Brown (2004) ont pu constater en effectuant des mesures en vol que la tête est éloignée de sa position neutre pendant 67,4 % du temps. Les mouvements les plus fréquents sont la rotation qui permet de visualiser les côtés de l'avion (30,3 % du temps d'après les auteurs) et l'extension qui est fréquente pour regarder directement au dessus de la verrière (30,1 % du temps). À ces mouvements s'ajoute la manœuvre de «check-6» qui correspond à une rotation élevée pour regarder derrière l'avion.

Tout comme les accélérations, ces positions augmentent le recrutement des tissus musculaires. Dans l'étude en vol de Hämäläinen et Vanharanta (1992), la limite de 100 % de la contraction volontaire maximale est déjà atteinte lors de mouvements de la tête en dessous de 4 G_z . Green et Brown (2004) ont constaté que le niveau d'activation musculaire est corrélé avec l'amplitude des mouvements effectués par la tête. L'étude en vol de Netto et Burnett (2006) révèle que la manœuvre de check-6 engendre les niveaux d'activation les plus importants avec de fortes co-contractions et l'approche des amplitudes de mouvement limites dans toutes les directions (86 % de la rotation axiale).

2.3.4 Morphologies à risque

Le contexte actuel de féminisation des personnels navigants apporte de nouvelles questions relatives aux risques lésionnels en fonction du sexe ou de la morphologie des pilotes. Très peu d'études dans la littérature se sont intéressées à ce problème qui peut être traité à différentes échelles.

Morphologie à l'échelle globale Peu d'études ont rapporté d'influence de la morphologie globale d'un sujet lors de vol. Dans le cas de l'éjection cependant, la charge pyrotechnique est prédéfinie donc si un individu plus léger s'éjecte, il subit une accélération plus importante. Plusieurs hypothèses contradictoires ont été proposées dans la littérature. Patterson (1989) avance que les sujets légers et les sujets «grands et minces» sont plus susceptibles d'encourir des lésions. À l'inverse, Edwards (1996) fait une étude rétrospective des éjections en essayant de corrélérer le poids, la taille et l'indice

de masse corporelle avec la survenue de lésions. Il conclut que le poids est significativement lié à l'apparition de lésions sévères. La taille est quant à elle significativement corrélée avec l'occurrence de fractures vertébrales. Dans le domaine de l'accidentologie automobile, Dehner *et al.* (2008) concluent suite à une étude sur volontaires que chaque sujet présente des risques lésionnels qui lui sont propres et en particulier liés à sa morphologie. Dans le cas du choc arrière, ils déduisent que les sujets à risques sont ceux qui présentent une faible circonférence de tête, un long cou, une taille et un poids importants. De même, Stemper *et al.* (2003) concluent à la suite d'essai *in vitro* que les femmes présentent des amplitudes de mouvement segmentaires plus importantes lors de chocs arrières pouvant conduire à des lésions.

Morphologie à l'échelle locale Les variabilités s'expriment à l'échelle morphométrique très locale ainsi qu'à une échelle plus posturale comme cela a déjà été évoqué dans le chapitre des rappels anatomiques. Certains paramètres tels que la taille des corps vertébraux influent directement sur les tolérances lésionnelles en compression notamment. Pintar *et al.* (1998) ont identifié une limite à la rupture des vertèbres en compression pour les femmes égale à 93 % de celle des hommes en raison de leur plus petite taille. De même Gilsanz *et al.* (1994) observent que la surface de section des corps vertébraux 25 % plus faible induit une augmentation de 39 % de la contrainte en compression axiale. Les variabilités affectent de plus le comportement local cinématique des unités fonctionnelles vertébrales comme cela a pu être mis en évidence par Clausen *et al.* (1997), Maurel *et al.* (1997) ou encore Goel et Clausen (1998). Enfin, la courbure cervicale a de même été reliée aux risques lésionnels dans plusieurs études (Maiman *et al.*, 2002, Stemper *et al.*, 2005a, Fréchède *et al.*, 2006).

Morphologie musculaire Les surfaces de section musculaires sont corrélées à la force que les muscles peuvent générer. La force produite durant une contraction volontaire maximale est un paramètre important puisqu'il est susceptible d'influencer le comportement. Le tableau 2.8 recense des études de mesure de force menées sur sujets volontaires et met en évidence une variabilité interindividuelle. Foust *et al.* (1973) constatent que les hommes sont plus forts et que la taille et l'âge ont un effet sur la capacité à générer de la force musculaire. Moroney *et al.* (1988a) mesurent des forces chez les femmes qui atteignent 60 % à 90 % de celles des hommes. De même, Jordan *et al.* (1999) affirment que la force musculaire est 20 % à 25 % plus élevée chez les hommes. À partir de 70 ans cependant, les femmes présentent une diminution de la force plus faible que celle observée chez les hommes.

2.3.5 Systèmes de casque

Le port du casque, du masque à oxygène ainsi que des éventuels systèmes additionnels (jumelles de vision nocturne, viseur visuel de casque, contrepoids, équipement de communication) augmentent le poids supporté par la tête et constituent donc des sources de contraintes supplémentaires lors d'accélération (FIG. 2.7).

Le centre de gravité de l'ensemble tête-casque étant souvent déplacé vers l'avant, les muscles sont contraints de supporter une charge supplémentaire. Hämmäläinen (1993) observe des niveaux de contraction moyens de 73 % de la contraction volontaire maximale

TAB. 2.8 – Forces musculaires en fonction du sexe (en Newton)

Auteurs	Flexion	Extension	Inclinaison
Foust <i>et al.</i> (1973)	F : 52 - 91 H : 104 - 162	F : 80 - 127 H : 143 - 206	
Schneider <i>et al.</i> (1975)			F : 52 - 84 H : 84 - 143
Mayoux-Benhamou <i>et al.</i> (1989)		215	
Jordan <i>et al.</i> (1999)	F : 54 - 71 H : 59 - 93	F : 90 - 117 H : 80 - 136	
Kumar <i>et al.</i> (2002b)	F : 41 H : 72	F : 72 H : 100	F : 52 H : 76
Lecompte (2007)	F : 111 H : 211	F : 199 H : 299	
Siegmund <i>et al.</i> (2007)	Pic : 230	Pic : 323	Pic : 190
Vasavada <i>et al.</i> (2008)	F : 82 H : 149	F : 173 H : 244	



FIG. 2.7 – Exemple de casque équipé, figure : Bey, DMAO

(MVC) lors de mouvement de flexion-extension sous $4 G_z$ avec un casque équipé. De même, Sovelius *et al.* (2008) constatent que le casque peut augmenter la contraction de 46 % de la MVC lors d'exercices en trampoline. Le port du casque équipé réduit par conséquent l'endurance des pilotes (Phillips et Petrofsky, 1983, Lecompte, 2007). Il augmente de plus les risques de lésions (Manoogian *et al.*, 2006).

Deux facteurs doivent donc être pris en compte lors de la conception des casques : le poids occasionné et la position des masses qui détermine le bras de levier des efforts imposés. À titre d'exemple, si la tête pèse entre 3.5 et 5 kg, avec 1.8 à 2.2 kg de dispositifs additionnels, la charge statique est équivalente à 48 - 65 kg sous $9 G_z$.

Les études sont nécessaires afin de proposer des recommandations pour la conception de futurs casques. L'influence positive du contrepoids localisé à l'arrière du casque pour rééquilibrer les efforts demeure un sujet débattu selon les auteurs. Phillips et Petrofsky (1983) suggèrent en effet une répartition des masses lourdes en arrière tandis que Cha-vary (2007) constate une influence négative du contrepoids lors d'essais sur une rampe d'éjection avec un mannequin anthropométrique.

2.4 Synthèse et objectifs de la thèse

Le secteur aéronautique militaire est très contraignant comme en témoignent les lésions qui ont été décrites. La réduction des risques lésionnels requiert une meilleure compréhension des mécanismes à l'origine des blessures. En particulier, une mesure quantitative des niveaux de sollicitation des différents tissus en fonction des profils d'accélération est indispensable. L'influence de la morphologie et le rôle joué par les muscles dans la protection du rachis sont en outre à explorer plus en détails étant donné le peu d'informations quantitatives disponibles dans la littérature.

Ce manque d'informations est en partie inhérent aux limites des approches employées et au fait que le secteur rend particulièrement difficile la réalisation d'études expérimentales, les mesures en vol étant complexes à mettre en œuvre et très onéreuses. Deux thèses de doctorat ont été réalisées précédemment dans le cadre de la collaboration entre l'Institut de Recherche Biomédicale des Armées et le LBM afin d'étudier la problématique des systèmes de casques. La première étude sur mannequin anthropométrique au moyen d'une rampe d'éjection a apporté des informations intéressantes concernant la cinématique du segment tête-cou et les efforts globaux lors d'une éjection (FIG. 2.8 a). La seconde étude réalisée en centrifugeuse humaine sur des sujets volontaires a permis de mesurer les niveaux d'activation occasionnés par des accélérations comprises entre 1 et $4 G_z$ (FIG. 2.8 b).

Des limites persistent cependant et ne rendent pas possible l'étude des mécanismes lésionnels sous facteur de charge. Les approches sur mannequins ne permettent pas de prendre en compte les variabilités morphologiques interindividuelles et n'offrent pas de représentation fine des muscles. Les essais conduits *in vivo* visant à étudier le comportement musculaire sont quant à eux limités à des niveaux d'accélérations faibles qui ne sont pas représentatifs des situations dans lesquelles surviennent les lésions. Les mesures EMG fournissent en outre une information limitée aux muscles de surface dans la plupart des cas. L'accès aux données quantitatives indicatrices de l'état des tissus est par ailleurs quasiment impossible par des méthodes non-invasives. Enfin, l'influence des variabilités géométriques sur la réponse biomécanique du rachis cervical est particulièrement difficile

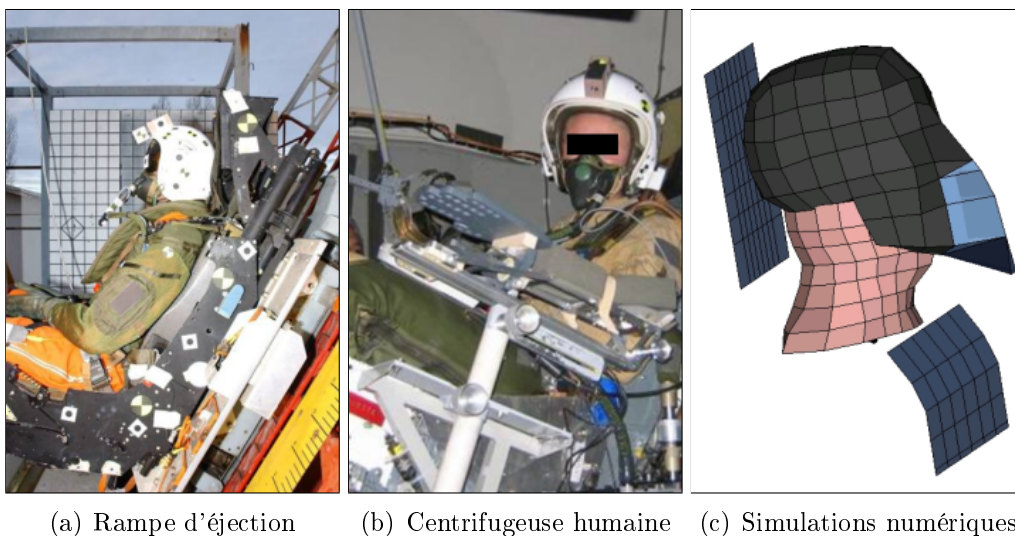


FIG. 2.8 – Approches employées dans le cadre de la collaboration entre l'IRBA et le LBM au cours des deux thèses précédentes. a et c : Chavary (2007), b : Lecompte (2007)

à étudier. En effet, la variabilité inhérente aux sujets d'essai ne permet pas de réaliser des études de sensibilité sur les paramètres morphométriques expérimentalement.

Le recours aux méthodes de simulation numérique a fortement contribué depuis les dernières décennies à approfondir cette connaissance. En particulier, une approche numérique a déjà été envisagée dans la thèse de Chavary (2007) pour l'éjection des pilotes (FIG. 2.8 c). Le modèle utilisé était une adaptation du modèle précédemment développé par Bertholon (1999) et Fréchède *et al.* (2005) au LBM et en partenariat avec les constructeurs automobiles français (LAB GIE Renault-PSA). Il représente un sujet moyen (50^e percentile) et ne permet donc pas la prise en compte des dispersions morphologiques interindividuelles. De plus, les muscles représentés ne sont pas modélisés avec un niveau de détails suffisant pour l'étude précise des phénomènes musculaires.

L'objectif de ce travail de doctorat est de contribuer à l'évolution des modèles développés afin de répondre aux problématiques morphologiques et musculaires. Il contribuera donc à lever le verrou scientifique de l'étude des mécanismes lésionnels de la région cervicale et en particulier pour le secteur aéronautique militaire.

Chapitre 3

Synthèse bibliographique

Le chapitre précédent a entre autres mis en avant la nécessité d’approfondir la connaissance de l’influence de la morphologie et des tissus musculaires sur les mécanismes lésionnels du rachis cervical. Si l’apport des modèles numériques a pu être évoqué, les prises en compte de ces deux aspects constituent cependant un verrou scientifique et cette synthèse bibliographique a pour objectif de faire l’état de l’art des méthodes de modélisation employées.

Sommaire

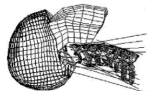
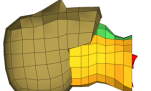
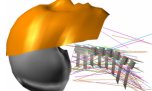
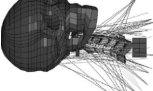
3.1	Modèles musculo-squelettiques du rachis cervical	35
3.2	Modélisation des muscles du cou	39
3.2.1	Approches filaires	39
3.2.2	Approches volumiques	41
3.3	Méthodes de modélisation personnalisée	42
3.3.1	Contraintes liées au maillage	43
3.3.2	Méthodes de maillage classiques	43
3.3.3	Approches de maillage en biomécanique	46
3.4	Synthèse et reformulation des objectifs du projet	46

3.1 Modèles musculo-squelettiques du rachis cervical

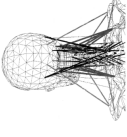
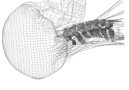
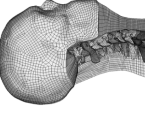
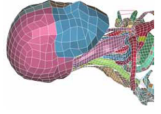
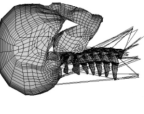
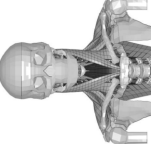
L’état de l’art des modèles musculo-squelettiques du rachis cervical est synthétisé dans les tableaux 3.1 et 3.2.

Domaine d’application La plupart des modèles musculo-squelettiques du segment tête-cou sont développés afin de réaliser des études dans le domaine de l’accidentologie automobile. Ils ont souvent pour enjeux l’étude des chocs frontal et latéral ou encore le whiplash survenant dans le cas du choc arrière. L’influence des tissus musculaires lors d’un choc a été investiguée dans certaines études (Van der Horst *et al.*, 1997, Wittek *et al.*, 2001, Lee *et al.*, 2004, Ejima *et al.*, 2005, Stemper *et al.*, 2005b, 2006) ainsi que les contraintes musculaires engendrées (Hedenstierna *et al.*, 2009). Des applications plus ciblées comme l’interaction avec un airbag (Yang *et al.*, 1998) ou le choc sur le toit d’une voiture (Halldin *et al.*, 2000) ont aussi été traitées. Dans le contexte d’exploration des

TAB. 3.1 – Modèles musculo-squelettiques du segment tête-cou

Groupe musculaire													
Comportement musculaire													
Validation													
Illustration													
Géométrie du rachis													
Vertèbres													
Disques													
Ligaments													
Représentation des muscles													
Géométrie musculaire													
Activation musculaire													
Comportement musculaire													
Validation													
Illustration													
De Jager <i>et al.</i> 1994 Van der Horst 2002 Eindhoven	1 sujet (<i>m</i> , 70 ans, 1.73m, 80kg) Lordose ajustée	Rigides Contact facettes : Ressorts généralisés	Ressort + amortisseur en parallèle (6 dof)	Ressorts non linéaires tension seule	16 x2	1D	Ouvrages anatomiques	Oui	Éléments type Hill	Chocs frontal, latéral : NBDL Choc arrière : Bertholon <i>et al.</i> (2000) Ono <i>et al.</i> (1997)			
Yang <i>et al.</i> 1998 Wayne State University	1 sujet Proche 50 ^e percentile IRM Lordose ajustée	Éléments briques : élastique- plastique	Éléments briques : viscoélastique linéaire	Éléments membranes et câbles tension seule	16 x2	1D	Deng et Goldsmith (1987)	Non	Câbles non linéaire tension seule (Yamada, 1970)	Impact axial : Nightingale <i>et al.</i> (1997) Choc arrière			
Bertholon 1999 Fréchède <i>et al.</i> 2005 LBM	Simplifiée Études morphométriques 50 ^e percentile	Rigides Contact facettes Surface/surface	Éléments briques : viscoélastique linéaire	Ressorts multilinéaires amortisseurs tension seule	4	3D	Visible Human 7 coupes vertébrales Mise à l'échelle 50 ^e percentile	Non	Orthotrope transverse Direction long. : non linéaire	Chocs frontal, latéral, oblique : NBDL Choc arrière : Bertholon <i>et al.</i> (2000) Prasad <i>et al.</i> (1997)			
Van Ee <i>et al.</i> 2000 Chancey <i>et al.</i> 2003 Duke	1 sujet Visible Human (<i>m</i> , 39 ans, 1.8m, 91kg) CT-Scan	Rigides	Ressort non-linéaire + Amortisseur linéaire en parallèle	Inclus dans le disque (3 dof)	24 x2	1D	IRM : 6 sujets 50 ^e percentile Dissections : 6 cadavres	Oui	2 ressorts en parallèles Passif : non-linéaire Actif : Hill	Tension axiale Van Ee <i>et al.</i> (2000)			
Halldin <i>et al.</i> 2000 Brolin <i>et al.</i> 2005 KTH, Suède	1 sujet CT-Scan Mise à l'échelle 50 ^e percentile	Éléments briques : élastique	Éléments briques : viscoélastique linéaire	Ressorts Bilinéaires tension seule Cruciforme : Membranes	14 x2	1D	Ouvrages anatomiques	Oui	Éléments type Hill	Chocs frontal, latéral, oblique : NBDL Choc arrière : Ono <i>et al.</i> (1997) Impact axial : Nightingale <i>et al.</i> (1997)			

TAB. 3.2 – Modèles musculo-squelettiques du segment tête-cou (Suite)

Wirttek <i>et al.</i> 2001 Nitsche <i>et al.</i> 1996	Simplifiée Lordose naturelle	Éléments briques : élastique	Éléments briques : élastique	Éléments membranes : anisotrope élastique	16	1D	Ouvrages anatomiques	Oui	Éléments type Hill	Chocs frontal : NBDL	
Lee <i>et al.</i> 2004	1 sujet Viewpoint Datalab (Base commerciale) 50 ^e percentile	Rigides	Ressort non-linéaire + Amortisseur (6 dof)	Câbles non linéaires Cruciforme : membranes	22 x2	1D	Ouvrages anatomiques	Oui	Éléments type Hill	Choc frontal : NBDL	
Meyer <i>et al.</i> 2004 ULP, Strasbourg	1 sujet 50 ^e percentile CT-Scan	Rigides	Éléments briques : élastique	Ressorts multilinéaires Amortisseurs Cruciforme : briques	5	3D	1 sujet 50 ^e percentile CT-Scan	Non	Postérieurs : hyperélastique Antérieurs : élastique	Chocs frontal, latéral oblique : NBDL Choc arrière : Prasad <i>et al.</i> (1997) Réponse fréquentielle	
Ejima <i>et al.</i> 2005 JAMA, Japon	1 sujet CT-Scan 50 ^e percentile	Éléments briques	Éléments briques	Éléments membranes	17 x2	3D	1 sujet (<i>m</i> , 1.6 <i>m</i> , 72 <i>kg</i>) IRM (segmentation) Recalage posture	Non	Viscoélastique	Choc arrière Ono <i>et al.</i> (1997)	
Zhang <i>et al.</i> 2005 Teo <i>et al.</i> 2007a Singapour	1 cadavre 50 ^e percentile Palpaxe 3D Lordose ajustée	Éléments briques : élastique- plastique	Éléments briques : élastique	Câbles linéaires tension seule Cruciforme : briques	16 x2	1D	Deng et Goldsmith (1987)	Non	Câbles non-linéaire (Yamada, 1970)	Chocs frontal, latéral : NBDL Choc arrière Impact axial : Nightingale <i>et al.</i> (1997)	
Hedenstierna 2008 Hallidin <i>et al.</i> 2000 KTH, Sweden	1 sujet Mise à l'échelle 50 ^e percentile CT-Scan	Éléments briques : viscoélastique linéaire	Éléments briques : viscoélastique linéaire	Ressorts non-linéaires tension seule Cruciforme : membranes	24 x2	3D + 1D	1 sujet 50 ^e percentile IRM (segmentation) Recalage posture	Oui	Briques passives : Hyperélastique Viscoélastique Câbles actifs : type Hill	Chocs frontal, latéral : NBDL Choc arrière : Ono <i>et al.</i> (1997)	

mécanismes lésionnels, la compression (Yang *et al.*, 1998, Halldin *et al.*, 2000, Zhang *et al.*, 2005) ou la tension (Van Ee *et al.*, 2000) axiales ont été étudiées. Meyer *et al.* (2004) utilisent par ailleurs un modèle pour l'analyse de la réponse fréquentielle à un impact sur la tête. Seuls les modèles musculo-squelettiques en éléments finis de Teo *et al.* (2004) et Chavary (2007) ont été employés pour la simulation d'éjection de pilotes de chasse.

Modélisation géométrique Trois approches peuvent être identifiées afin de générer la géométrie des modèles. Une première méthode consiste à employer uniquement des formes géométriques simplifiées pour représenter les composants des vertèbres (Fréchède *et al.*, 2005). Un second ensemble de techniques consiste à effectuer des mesures physiques sur des spécimens *in vitro* (Zhang *et al.*, 2005). Ces méthodes consistent à mesurer physiquement la position de points dans l'espace à l'aide de palpeurs tridimensionnels. Enfin, les autres méthodes reposent pour l'essentiel sur le traitement d'images médicales issues de CT-Scan, d'IRM ou de stéréoradiographie. Les progrès dans ce secteur ont permis d'améliorer considérablement le détail des géométries modélisées. Les équipes ayant recours à ces modalités optent en général pour une représentation très précise et morpho-réaliste. Néanmoins, dans l'ensemble des approches proposées, un unique sujet est représenté et la géométrie est difficilement modifiable. La section 3.3 décrit plus en détail les méthodes de personnalisation de maillage.

Modélisation mécanique Les vertèbres sont souvent considérées comme des corps rigides. Cette approche est justifiable dans le cadre d'études s'intéressant aux déformations des tissus mous uniquement. La modélisation des éléments de liaison du rachis dépend quant à elle du niveau de détails attribué à ces tissus. Dans le cas des approches discrètes, les disques sont modélisés par des liaisons constituées d'un ressort et d'un amortisseur en parallèle. Dans le cas des approches continues, un maillage volumique est associé au disque permettant ainsi une mesure des déformations et des contraintes. En ce qui concerne les tissus musculaires qui font l'objet de la section 3.2, les lois employées dépendent à nouveau du type de représentation choisi (discrète ou continue).

Validation des modèles La validation des modèles présentée dans le tableau de synthèse ne concerne que les simulations pour lesquelles les muscles sont pris en compte. La phase de validation qui consiste à confronter la réponse d'un modèle avec des résultats expérimentaux étant particulièrement complexe pour le segment tête-cou complet, la plupart des modèles décrits dans la littérature sont validés pour une ou deux configurations de simulation uniquement. Dans la plupart des cas, il s'agit de contrôler le comportement cinématique global des modèles. Les sollicitations de chocs frontal, latéral, oblique ou arrière sont employées dans ce but et proviennent souvent des mêmes essais. À titre d'exemple, les essais réalisés par le Naval BioDynamics Laboratory (NBDL) sont considérés comme une référence pour les validations. La réponse lésionnelle des modèles est plus rarement soumise à une validation. Il s'agit pour cela de confronter les lésions prédites numériquement aux bilans lésionnels issus d'essais ou d'études cliniques. Un des apports essentiels de la modélisation en éléments finis étant d'offrir un niveau de détails suffisant pour l'étude et la prédiction des lésions, cette validation semble importante.

3.2 Modélisation des muscles du cou

La revue de littérature relative aux modèles du segment tête-cou a permis d'identifier deux approches concernant la modélisation des tissus musculaires.

3.2.1 Approches filaires

Le recours à des éléments filaires de type câbles est quasi-omniprésent dans les modèles musculo-squelettiques de la littérature.

3.2.1.1 Géométrie

Les sites d'insertion musculaire, définis généralement à partir d'ouvrages anatomiques ou de dissections, déterminent les deux points d'ancrage des éléments. L'utilisation de deux points peut cependant donner des résultats biaisés en ce qui concerne l'orientation des efforts. Van Ee *et al.* (2000) évoquent leurs limites pour la modélisation des contacts avec les vertèbres en particulier lors des grandes rotations. Afin d'assurer le suivi de la courbure du rachis au cours d'un choc, des nœuds intermédiaires (souvent contraints et reliés rigidement à la vertèbre adjacente) ont été rajoutés par plusieurs auteurs. Les muscles suivent ainsi la courbure du cou et la ligne d'action des efforts musculaires est donc plus réaliste (Van der Horst, 2002). Pour les muscles ayant des larges sites d'insertion comme le *Trapèze*, une subdivision en plusieurs câbles est fréquente (Hedenstierna et Halldin, 2008).

3.2.1.2 Comportement mécanique

Le comportement mécanique est issu du modèle de Hill dans la plupart des cas. Ce modèle rhéologique est un modèle théorique dont l'enjeu est de restituer les propriétés mécaniques du muscle sans prendre en compte la représentation de l'anatomie. Hill a proposé le premier modèle à trois composantes dont la description est rapportée par Goubel et Lensel-Corbeil (1998). Le modèle contient (FIG. 3.1 a) :

- un ressort non-amorti appelé «*composante élastique série*» (CES) qui permet d'expliquer la chute brutale de tension lorsque le muscle activé dans des conditions isométriques subit un raccourcissement rapide ;
- une «*composante contractile*» (CC) dont la vitesse de raccourcissement ne dépend que de la force développée par le muscle ;
- une «*composante élastique parallèle*» (CEP) responsable de la tension de repos.

Les éléments de type Hill souvent proposés dans les solveurs en éléments finis (FIG. 3.1 b) sont constitués d'une composante contractile (CC), d'une composante élastique (CE) et d'une composante amortisseur (CA) en parallèle. La force générée est donc la somme des forces respectives de ces composantes.

$$\begin{aligned} F_{totale} &= F_{active} + F_{passive} \\ F_{totale} &= F_{CC} + F_{CE} + F_{CA} \end{aligned}$$

Le paramétrage de l'activation nécessite le réglage de la force active qui est fonction du niveau d'activation A , de la force isométrique maximale F_{max} , de la relation Force-

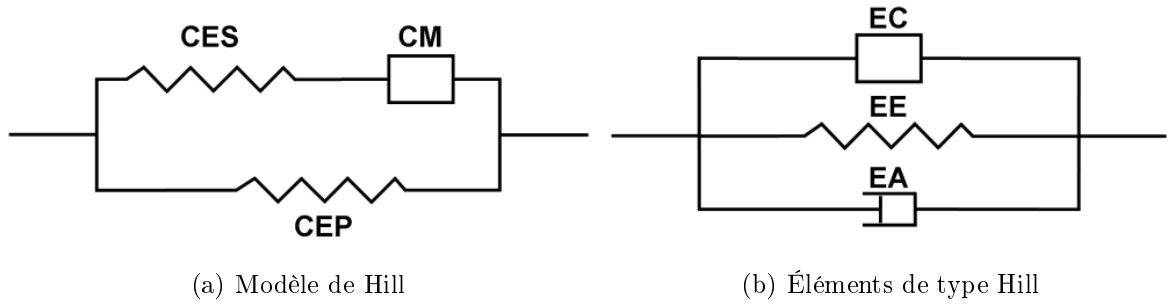


FIG. 3.1 – Modèle de Hill à trois composantes et éléments associés

Vitesse normalisée f_V (FIG. 3.2 b et d) et de la relation Force-Longueur normalisée f_L (FIG. 3.2 a et c).

$$F_{CC} = A(t) \cdot F_{max} \cdot f_V(v_n) \cdot f_L(l_n)$$

Avec :

$$F_{max} = PCSA \cdot \sigma_{max}$$

Le pic de contrainte isométrique σ_{max} de 0,5 MPa selon Winters et Stark (1988) et 0,44 MPa selon Myers *et al.* (1995) est identique pour chaque sujet contrairement à la PCSA qui doit être personnalisée.

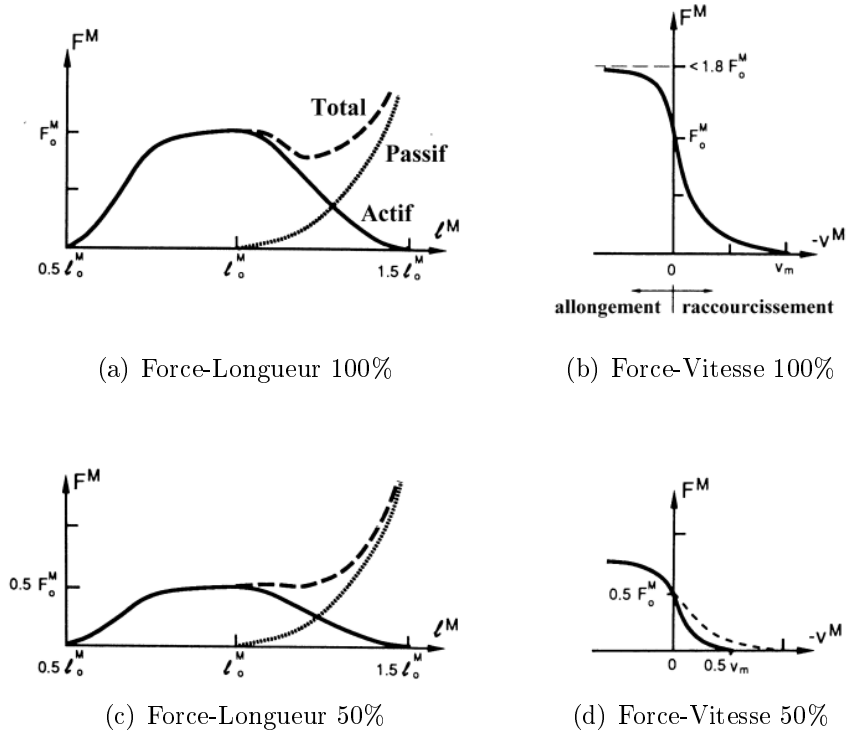


FIG. 3.2 – Relation Force-Longueur et Force-Vitesse en fonction du niveau d'activation, d'après Zajac (1989)

3.2.2 Approches volumiques

Les représentations volumiques des muscles dans les modèles musculo-squelettiques en éléments finis sont plus rares.

3.2.2.1 Géométrie

Les géométries musculaires volumiques requièrent l'emploi des modalités d'imagerie médicale telles que l'IRM ou le CT-Scan. La technique généralement utilisée repose sur la segmentation des contours musculaires dans l'ensemble des coupes provenant d'un sujet. Une interpolation de type spline permet ensuite d'obtenir la géométrie 3D en s'appuyant sur les contours (Blemker et Delp, 2005, Ejima *et al.*, 2005, Behr *et al.*, 2006, Hedenstierna et Halldin, 2008).

Cette approche, particulièrement difficile à automatiser, est longue et fastidieuse pour le rachis cervical en raison du nombre important de muscles considérés. La segmentation est par ailleurs plus complexe que pour les structures osseuses dans la mesure où les frontières entre les muscles ne sont pas toujours faciles à percevoir (Cordier et Magnenat Thalmann, 1998). En raison de ces contraintes, peu de modèles adoptent une représentation volumique fine des muscles du cou (Ejima *et al.*, 2005, Hedenstierna et Halldin, 2008).

Cordier et Magnenat Thalmann (1998) proposent une méthode reposant sur la déformation d'un objet générique. Les auteurs mentionnent cependant le fait que le muscle à reconstruire doit présenter une géométrie proche de celle du modèle générique.

Une approche originale pour la reconstruction tridimensionnelle des muscles a été développée au LBM (Jolivet *et al.*, 2008). Cette méthode permet d'acquérir une géométrie personnalisée à partir d'un nombre de coupes réduit (IRM ou CT-Scan). La première étape consiste à segmenter manuellement les contours dans les coupes choisies. Cette information partielle permet la génération d'un objet paramétré. Celui-ci est par la suite déformé en s'appuyant sur les contours segmentés afin d'obtenir la géométrie personnalisée.

3.2.2.2 Comportement mécanique

Dans le cas de la modélisation volumique, des lois constitutives des matériaux sont nécessaires afin de relier les contraintes aux déformations. Une synthèse détaillée des lois utilisées pour les tissus musculaires est proposée dans la thèse de Jolivet (2007). Un rappel des caractéristiques mécaniques essentielles du muscle est effectué dans la suite de cette section.

Hyperélasticité Le muscle peut subir de grandes déformations sans dissiper d'énergie, elles sont donc réversibles. On observe une relation exponentielle entre la force passive et le degré d'étirement.

Quasi-incompressibilité En raison de la forte présence d'eau dans les muscles, ils peuvent être considérés isovolumiques. Cette propriété se traduit numériquement par un coefficient de Poisson avoisinant 0,5 dans les modèles.

Anisotropie Les propriétés sont différentes en fonction de la direction de sollicitation mais une direction est toutefois privilégiée : celle des fibres musculaires. Cette anisotropie transverse est à l'origine des modèles composites renforcés par des fibres.

Viscosité Elle a entre autre été mise en évidence par Best *et al.* (1994), Myers *et al.* (1995) et Bosboom *et al.* (2001). La raideur du muscle est différente en fonction de la vitesse de sollicitation. En réalisant des essais de traction dynamiques à différents taux de chargement, Myers *et al.* (1995) montrent par exemple que pour une déformation de 20 %, les raideurs augmentent de 1,75 MPa à 2,79 MPa lorsque les taux de déformation passent de 1 s^{-1} à 25 s^{-1} . Bosboom *et al.* (2001) observent de même la réponse viscoélastique du muscle passif en compression transverse en faisant varier le taux de chargement et en effectuant des tests de relaxation.

Activation Aucun élément volumique contractile n'est disponible dans les solveurs en éléments finis actuels. Les auteurs calculent donc les composantes active et passive séparément et les somment à chaque pas de calcul. Une matrice volumique passive est en général couplée avec des éléments unidirectionnels de type Hill pour la partie contractile (Kojic *et al.*, 1998, Martins *et al.*, 1998, Johansson *et al.*, 2000, Jolivet *et al.*, 2000, Blemker et Delp, 2005, Behr *et al.*, 2006, Böl et Reese, 2008, Hedenstierna *et al.*, 2008, Tang *et al.*, 2009).

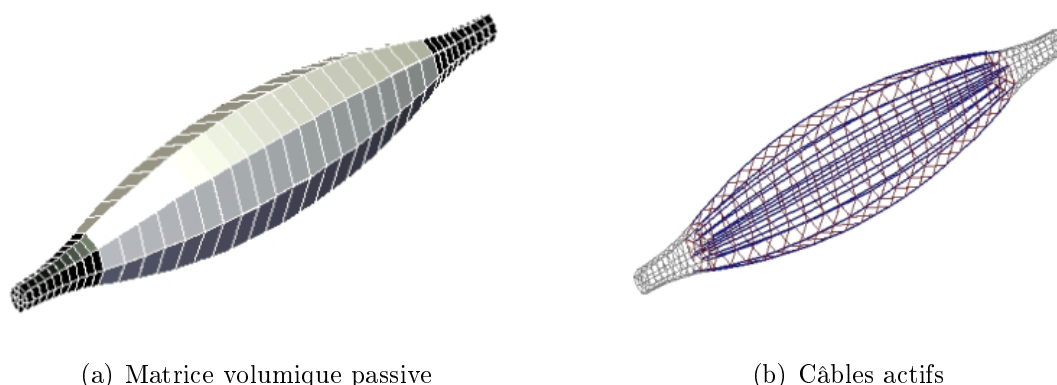


FIG. 3.3 – Modèle volumique parcouru par des câbles, méthode proposée par Jolivet *et al.* (2000)

3.3 Méthodes de modélisation personnalisée

Au regard de la littérature, aucun modèle musculo-squelettique du segment tête-cou ne permet d'étudier l'influence des paramètres géométriques. La plupart des modèles existants présentent en effet des géométries moyennes ou issues des données d'imagerie médicale d'un sujet unique donné. Ces géométries figées rendent impossible les études de sensibilités liées aux paramètres morphométriques dans la mesure où il est souvent difficile de modifier indépendamment la valeur d'un paramètre isolé. De plus, la génération de la géométrie correspondant à un sujet et du maillage associé sont des tâches

peu automatisées qui requièrent un temps important. Cette contrainte ne permet pas la prise en compte d'un nombre étendu de morphologies. Cette section présente les atouts et limites des approches de maillage couramment employées.

3.3.1 Contraintes liées au maillage

Le maillage qui consiste à discrétiser le volume d'étude en sous-volumes est une étape préliminaire indispensable pour la réalisation de simulations en éléments finis. Cette étape cruciale constitue le verrou technologique majeur dans la génération de modèles personnalisés. Dans de nombreux cas, le niveau d'automatisation devient le critère de choix prépondérant au détriment de la qualité du maillage.

Blacker (2001) propose une liste de critères afin d'évaluer un algorithme de maillage en hexaèdres :

Généralité géométrique : l'algorithme doit être approprié pour toutes les géométries.

Respect de la géométrie : le maillage doit prendre en compte les contraintes géométriques fixées par l'utilisateur.

Conservation des surfaces limites : ces surfaces étant primordiales pour les études mécaniques, il faut produire des éléments de bonne qualité à proximité des frontières du domaine à discrétiser.

Insensibilité à l'orientation : l'orientation de la géométrie ne doit pas affecter le maillage.

Tolérance aux défauts géométriques : les cas locaux où la géométrie n'est pas parfaite (trous, chevauchements...) doivent pouvoir être ignorés.

Contrôle de la densité : le nombre d'éléments générés doit être maîtrisable.

Qualité du maillage : les éléments doivent être en conformité avec les critères de qualité de maillage dans la mesure où les éléments distordus affectent la précision de la résolution numérique.

Rapidité : le temps de génération doit rester raisonnable.

3.3.2 Méthodes de maillage classiques

Les approches classiques consistent en général à acquérir premièrement une géométrie tridimensionnelle de l'objet pour le mailler par la suite. Blacker (2001) décrit quatre grandes approches (FIG. 3.4).

Approches par primitives Elles consistent à reconnaître des formes génériques dont le maillage est réalisable simplement et rapidement d'après un schéma prédéterminé (FIG. 3.4 a). Le procédé d'extrusion d'une section connue peut être intégré dans ces approches en considérant la section comme primitive (FIG. 3.4 b). Ces approches aboutissent à des maillages de bonne qualité à condition que la géométrie ne soit pas trop éloignée de la primitive. Le maillage est rapide, cependant, les primitives décrivent généralement les surfaces et donc les volumes ainsi maillés peuvent être difficiles à connecter. Cette approche est appliquée au LBM (Lavaste *et al.*, 1992) pour le maillage des structures biologiques.

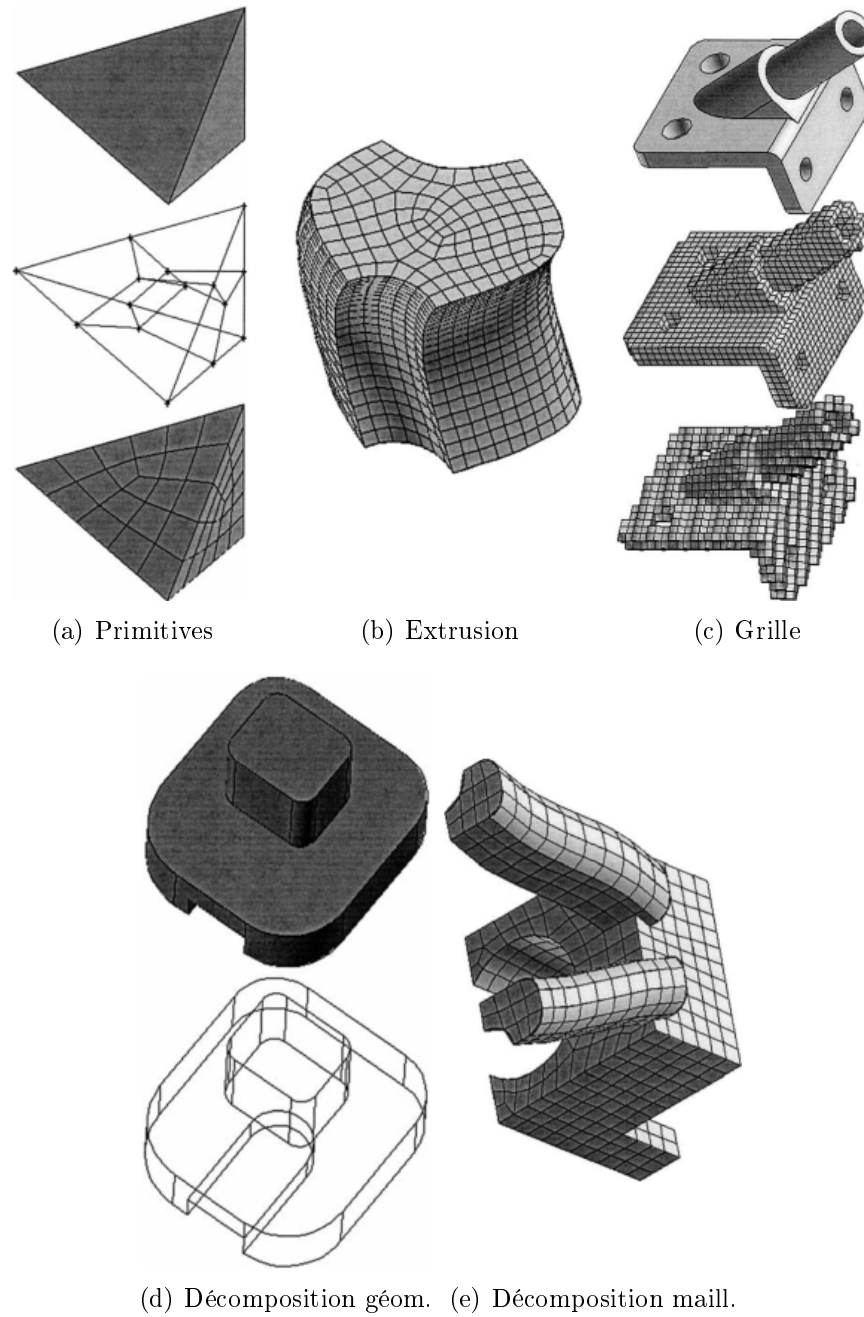


FIG. 3.4 – Les méthodes de maillage générales, figures issues de Blacker (2001)

Approches avec grilles Elles reposent sur l'utilisation d'une grille qui englobe le volume à mailler (FIG. 3.4 c). En général, la grille est structurée et alignée avec le système de coordonnées. La grille est alors intersectée avec la géométrie pour déterminer les mailles situées à l'intérieur (à conserver), intersectées (à modifier) et à l'extérieur (à exclure). Un ajustement des éléments localisés sur les bords doit être réalisé par la suite. Ces méthodes, fortement automatisables, sont applicables à la plupart des géométries. Le réglage de la densité de la grille permet en outre de prendre en compte des détails géométriques. Cependant, ces approches peuvent ne pas conserver la topologie des surfaces limites et les éléments à l'intérieur (qui ne sont pas retouchés) sont de meilleure qualité que les éléments situés sur les bords. Ces méthodes de maillage sont de plus très sensibles à l'orientation initiale du volume à mailler. Viceconti *et al.* (2004), Shim *et al.* (2007) appliquent ce type d'approche pour le maillage du fémur, du bassin ou d'os trabéculaire. Teo *et al.* (2007b) génèrent de même le maillage du rachis au moyen de grilles.

Décomposition du volume Elle consiste à décomposer le domaine en sous-parties qui peuvent être maillées plus simplement (avec des primitives ou de l'extrusion en général). Il peut s'agir d'une décomposition géométrique (FIG. 3.4 d) durant laquelle la géométrie est découpée avant le processus de maillage ou bien d'un partitionnement du maillage (FIG. 3.4 e) qui repose sur l'utilisation du maillage interne comme mécanisme de coupe (pas de coupes géométriques). Une simplification géométrique préliminaire est souvent nécessaire pour effectuer une décomposition géométrique et elle n'est pas possible pour toutes les géométries. La propagation de la densité de maillage est aussi à prendre en compte entre les différents blocs. Une approche multi-blocs de ce type est utilisée par Kallemeyn *et al.* (2009) pour le maillage des vertèbres cervicales.

Approches par front avançant Elles reposent sur la propagation du maillage vers l'intérieur du volume en partant de la surface limite. Lorsque les surfaces maillées se rejoignent, elles sont connectées en essayant d'insérer des hexaèdres corrects. Il est cependant fréquent de devoir ajouter d'autres types d'éléments pour combler les vides. Le coût numérique du maillage peut être élevé.

Limites pour la biomécanique Étant développées pour générer des maillages à partir de données CAO, ces méthodes reposent sur une discrétisation du volume en partant des surfaces libres (Young *et al.*, 2008). Dans le domaine médical, des progrès majeurs ont été effectués pour obtenir une reconstruction 3D des surfaces, ce qui permet ensuite une utilisation des méthodes de maillage classiques. Ces méthodes impliquent cependant des temps utilisateurs considérables (Viceconti *et al.*, 1998), et ne sont pas forcément applicables à des géométries et des topologies complexes. Par ailleurs, dans le cas des images 3D issues de CT-Scan ou d'IRM par exemple, les surfaces ne sont pas explicitement définies. L'identification des volumes d'intérêt se fait par segmentation et il y a un risque de perte de conformité des surfaces aux interfaces et d'engendrer des interpénétrations.

3.3.3 Approches de maillage en biomécanique

Face à ces limites, le secteur biomédical est à l'origine de méthodes de maillage personnalisé qui reposent essentiellement sur trois approches complémentaires des méthodes déjà évoquées. L'utilisation de ces approches pour les vertèbres cervicales demeure cependant assez rare.

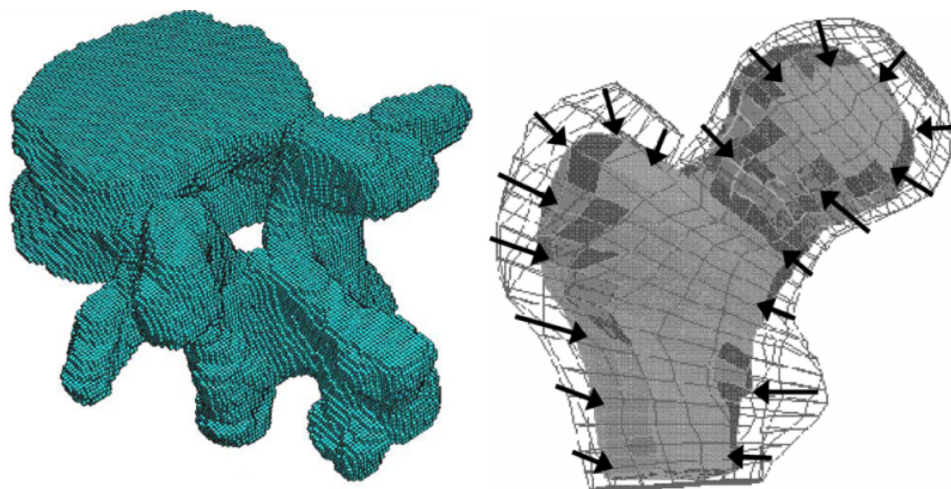
Approches par voxels Elles consistent à convertir directement les voxels des images médicales 3D en éléments hexaédriques (Keyak *et al.*, 1990, Viceconti *et al.*, 1998). Elles ont pour avantage d'assurer la conformité des maillages aux interfaces, d'être simples à implémenter et de faciliter la personnalisation des lois de matériau. Elles aboutissent en revanche à des surfaces non lissées et n'offrent pas beaucoup de flexibilité quant à la densité de maillage (FIG. 3.5 a). Le recours aux algorithmes exploitant les «marching cubes» permet de résoudre le problème du lissage avec toutefois une perte de conformité dans les zones où au moins trois structures sont en contact (Wang *et al.*, 2005, Young *et al.*, 2008).

Déformation d'un objet générique Cette démarche consiste à recaler et déformer un maillage générique sur une géométrie 3D issue d'imagerie médicale (FIG. 3.5 b). Cousteau *et al.* (2000) et Grosland *et al.* (2009) emploient cette méthode pour le maillage respectivement du fémur proximal et d'une phalange. La limite majeure réside dans le fait que les géométries trop éloignées du modèle de référence donnent lieu à des éléments distordus. Une étape supplémentaire de régularisation du maillage a été proposée par Bucki *et al.* (2010) afin d'apporter une solution à ce problème. Une évolution de l'approche proposée au LBM et présentée par Duchemin *et al.* (2008) pour le fémur proximal consiste à pré-personnaliser un maillage générique paramétré afin de s'approcher de la géométrie cible dans un premier temps, avant la phase de déformation.

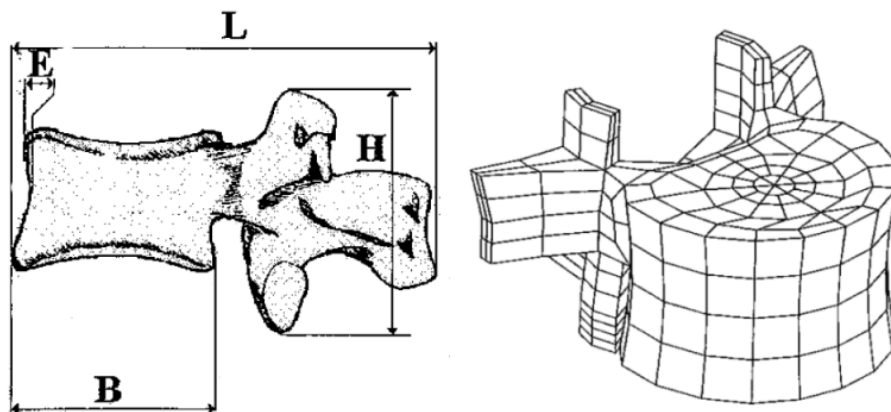
Paramétrage de la géométrie Cette approche proposée par le LBM consiste à décrire l'ensemble de la géométrie d'une structure au moyen de paramètres morphométriques (Lavaste *et al.*, 1992, Maurel *et al.*, 1997). La mesure des paramètres descripteurs à partir de données d'imagerie médicale permet la personnalisation de la géométrie. Cette approche semble être la seule qui permet de modifier simplement les paramètres géométriques localement et indépendamment sans affecter le maillage. Comparativement aux autres méthodes proposées, le paramétrage offre de plus la possibilité de générer les maillages de morphologies variées sans recours systématique aux données personnalisées d'un sujet (FIG. 3.5 c).

3.4 Synthèse et reformulation des objectifs du projet

L'état de l'art révèle un nombre important de modèles numériques du segment tête-cou qui varient cependant selon le niveau de détail géométrique attribué à chaque composant, les lois de comportement mécanique ou encore l'étendue de la validation. Les limites décrites dans cette synthèse permettent de redéfinir les objectifs du projet relativement à la prise en compte des variabilités morphologiques et des tissus musculaires.



(a) Approche par voxels avant lissage (Wang *et al.*, 2005) (b) Déformation d'un modèle générique (Couteau *et al.*, 2000)



(c) Paramétrage géométriques (Lavaste *et al.*, 1992)

FIG. 3.5 – Les méthodes de maillage particulièrement employées en biomécanique

Tous les modèles décrits dans la littérature sont constitués à partir de la géométrie d'un unique sujet lorsqu'elle est personnalisée. Le verrou technique de la génération de maillage est une des raisons principales de ce constat. La modélisation géométrique des variabilités interindividuelles nécessite donc le développement d'une méthode de maillage personnalisé du rachis qui fera l'objet du chapitre 4. L'approche proposée au LBM par Lavaste *et al.* (1992) et Maurel *et al.* (1997) offre des perspectives intéressantes en terme de qualité de maillage et d'automatisation. Les progrès réalisés au LBM en ce qui concerne la reconstruction tridimensionnelle des structures osseuses à partir de stéréoradiographie (Humbert *et al.*, 2009) constitueront en outre un apport supplémentaire pour la modélisation géométrique.

L'état de l'art des modèles musculo-squelettiques révèle un recours quasi-omniprésent aux représentations discrètes unidimensionnelles en ce qui concerne la modélisation des tissus musculaires. Ces approches sont peu propices à la modélisation des contacts entre les muscles et les vertèbres lors des grandes rotations. De plus, les câbles utilisés offrent une information limitée au niveau des nœuds d'insertion et une déformation constante le long des muscles. Le recours à une modélisation volumique tridimensionnelle, plus rare dans la littérature, offre de nombreux avantages. Elle permet un meilleur suivi de la courbure du rachis au cours d'un choc tout en assurant une conservation de la ligne d'action musculaire. En effet, en raison de la flexibilité du cou, la direction des efforts musculaires varie fortement avec les mouvements du rachis cervical. La modélisation volumique rend de plus possible la prise en compte de la raideur musculaire en compression, des effets d'inertie (meilleure répartition des masses et des inerties du cou) ainsi que des contacts intermusculaires. Dans une optique d'évaluation des lésions musculaires, elle permet aussi d'étudier la répartition des déformations au sein des tissus. La modélisation des muscles en 3D semble donc à privilégier dans le cadre de ce projet.

Enfin, les géométries musculaires des rares modèles volumiques proposés dans la littérature sont issues d'un unique sujet et aucun modèle ne permet à l'heure actuelle d'étudier l'effet des variabilités interindividuelles ayant trait aux volumes musculaires. Une modélisation tridimensionnelle et personnalisée à partir d'imagerie médicale des groupes musculaires permettrait d'intégrer les effets de la morphologie dans l'étude du comportement. Le maillage et l'acquisition de la géométrie constituant à nouveau les facteurs limitant, une méthode de maillage personnalisé doit être développée et constituera l'enjeu du chapitre 5. Cette méthode s'appuiera sur l'approche de reconstruction 3D des tissus musculaires à partir d'un nombre limité de coupes IRM proposée au LBM (Jolivet *et al.*, 2008).

Chapitre 4

Modélisation paramétrée et personnalisée (PSSM) du rachis cervical

Comme évoqué dans le chapitre 1 des rappels anatomiques, la géométrie des vertèbres cervicales présente une grande variabilité interindividuelle et intraindividuelle selon le niveau vertébral. Les variabilités morphométriques et posturales du rachis cervical sont supposées influencer fortement son comportement biomécanique. Cependant, l'influence de ces paramètres géométriques est difficile à évaluer.

La méthode de modélisation paramétrée proposée au LBM par Maurel *et al.* (1997) pour le rachis cervical inférieur est adaptée dans ce chapitre afin de générer des maillages paramétrés et personnalisables (PSSM : *Parametric and Subject-Specific Modelling*) du segment rachidien C0-T4. Les premières vertèbres thoraciques sont intégrées dans la modélisation afin de permettre les insertions musculaires et l'application des conditions aux limites par la suite. Le maillage hexaédrique généré doit présenter des éléments de bonne qualité ainsi qu'une densité adaptée pour des applications en choc.

Sommaire

4.1	Matériels et méthodes	50
4.1.1	Modélisation paramétrée	50
4.1.2	Modélisation paramétrée et personnalisée	60
4.1.3	Évaluation de la méthode	62
4.2	Résultats	64
4.2.1	Génération des maillages	64
4.2.2	Analyse des paramètres	64
4.3	Discussion et conclusion	66

4.1 Matériels et méthodes

4.1.1 Modélisation paramétrée

4.1.1.1 Conceptualisation géométrique

La géométrie des vertèbres étant complexe, la méthode de modélisation repose dans un premier temps sur une décomposition géométrique des vertèbres. Une approche par bloc est donc envisagée afin de traiter chaque unité structurale de la vertèbre (FIG. 4.1). Ce découpage est effectué d'après la structure anatomique et les zones fonctionnelles majeures.

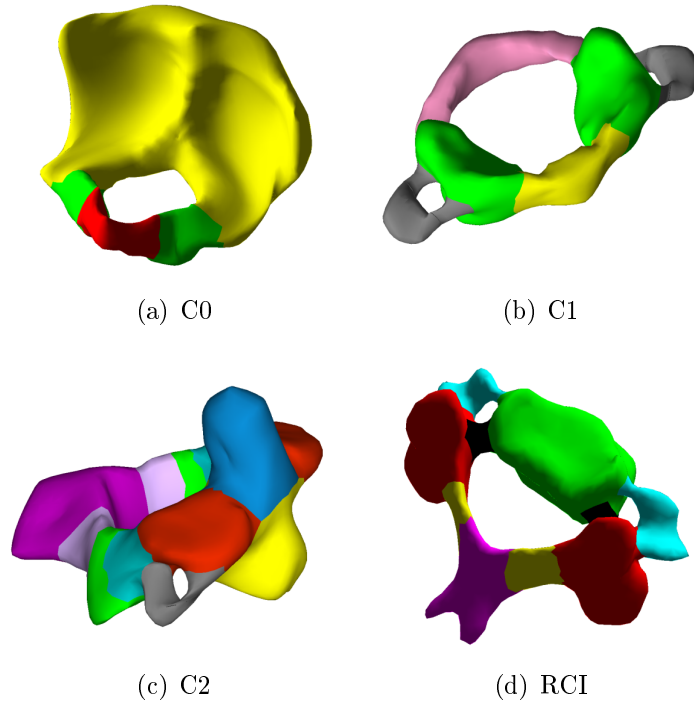


FIG. 4.1 – Décomposition en blocs des vertèbres du rachis cervical

La géométrie des blocs est ensuite conceptualisée à l'aide de primitives géométriques orientées dans l'espace. Ces primitives doivent permettre à la fois une définition de la forme des contours et des surfaces en s'appuyant sur des hypothèses issues de la connaissance anatomique a priori des vertèbres. Une importance particulière est attribuée aux zones fonctionnelles telles que les surfaces de contact, les zones de jonction par lesquelles transitent les efforts comme les pédicules. Les primitives employées pour la modélisation du rachis cervical inférieur sont en grande partie issues de celles proposées par Maurel (1993). Pour le rachis cervical supérieur, seules les surfaces articulaires ont été conceptualisées par Véron (1997) au LBM.

L'exemple du corps vertébral sera repris tout au long de ce chapitre pour illustrer la méthode. La conceptualisation des plateaux vertébraux du rachis cervical inférieur (RCI) est effectuée en deux temps. Comme indiqué sur la figure 4.2, le contour est tout d'abord défini à l'aide de quatre cercles tangents (trois cercles et une ellipse pour le

rachis thoracique). Des plans sont ensuite définis afin de prendre en compte les surfaces des apophyses unciformes et des échancrures latérales. Dans le cas du plateau inférieur, concave dans le plan sagittal, la surface centrale est obtenue grâce à un cylindre (FIG. 4.3).

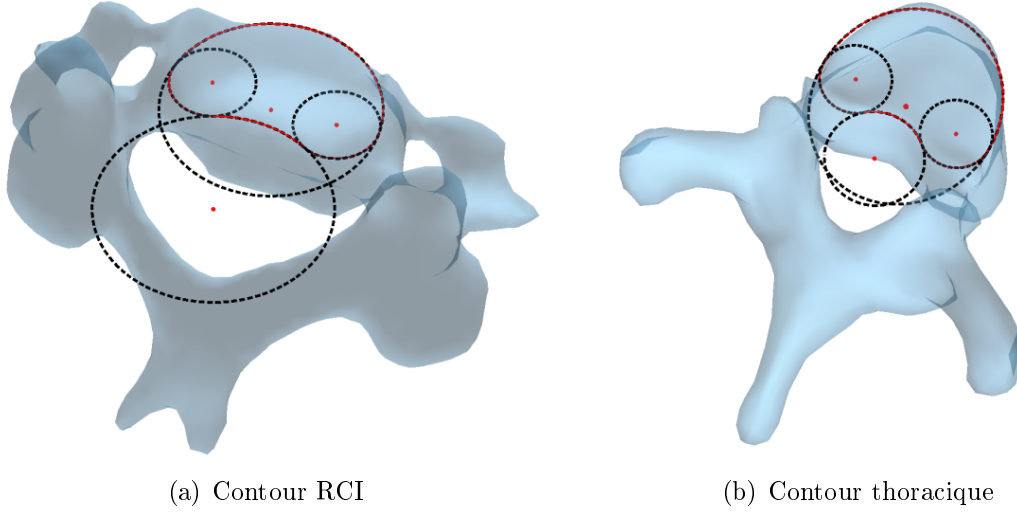


FIG. 4.2 – Primitives utilisées pour modéliser le contour des plateaux vertébraux

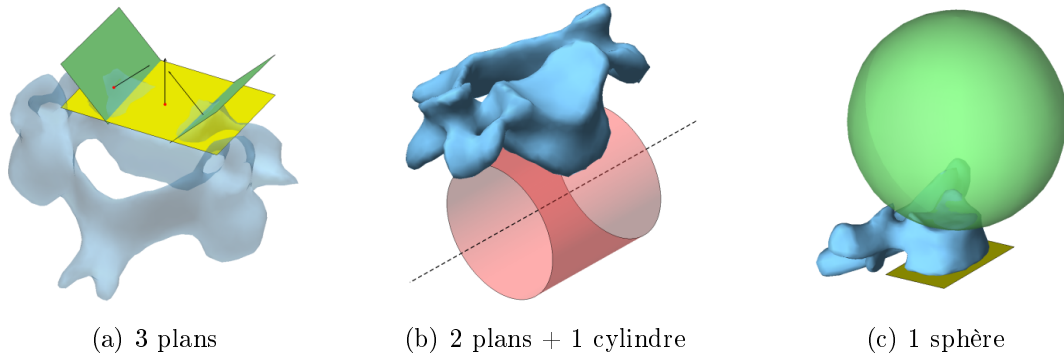


FIG. 4.3 – Primitives utilisées pour modéliser la surface des plateaux vertébraux. a et b : plateaux supérieur et inférieur des vertèbres du rachis cervical inférieur. c : plateau supérieur des vertèbres thoraciques.

Les facettes articulaires constituent les zones de contact essentielles à prendre en compte dans la modélisation (FIG. 4.4). La plupart des facettes sont représentées par une ellipse (contour) et un plan (surface). Dans le cas des facettes antérieure et postérieure de l'odontoïde en revanche, un cylindre est utilisé pour représenter la courbure concave des facettes dans le plan transverse. La facette antérieure de l'Atlas est traitée de la même manière. Enfin, pour l'articulation occipito-atloïdienne, les facettes sont des portions de sphères ou de cylindres.

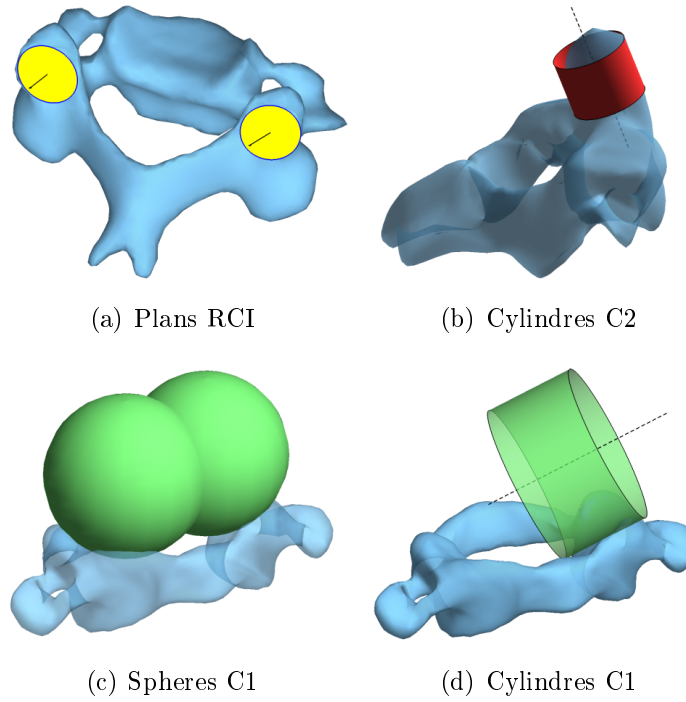


FIG. 4.4 – Primitives utilisées pour modéliser les facettes articulaires

4.1.1.2 Paramètres descripteurs de primitives

La description à l'aide de primitives géométriques décrites dans un même repère local associé à la vertèbre se prête bien à la modélisation tridimensionnelle. En revanche, la traduction de ces primitives en paramètres locaux descripteurs peut s'avérer plus parlante dans le cas de descriptions cliniques ou morphométriques par exemple. Les paramètres utilisés sont des dimensions linéaires, des rayons de courbure ou des dimensions angulaires.

Un repère associé à la vertèbre doit être choisi pour la mesure des paramètres. Dans le but de pouvoir comparer les valeurs obtenues, les repères d'expression des paramètres proposés par Maurel (1993) pour le rachis cervical inférieur et Véron (1997) pour le rachis cervical supérieur (FIG. 4.5) ont été conservés. L'orientation des axes choisie dans l'ensemble du manuscrit est conforme à celle proposée par la Scoliosis Research Society (Stockes, 1994) comme le montre la figure 4.5.

Les paramètres relatifs à chaque vertèbre sont mesurés dans ces repères. Le tableau 4.1 détaille la nomenclature utilisée pour décrire les paramètres. À titre d'exemple, le paramétrage des quatre cercles qui constituent les plateaux vertébraux est effectué au moyen des dimensions morphométriques (FIG. 4.6). À ces dimensions s'ajoutent ensuite des contraintes de tangence afin de définir les cercles de façon unique.

Les autres primitives telles que les sphères ou les cylindres sont définies à l'aide des paramètres classiquement utilisés en géométrie dans l'espace (FIG. 4.7). Dans la plupart des cas, l'orientation des surfaces est effectuée au moyen de deux angles comme indiqué sur la figure 4.8. Le tableau 4.2 décrit le nombre de primitives et de paramètres nécessaire pour la description des différentes vertèbres modélisées.

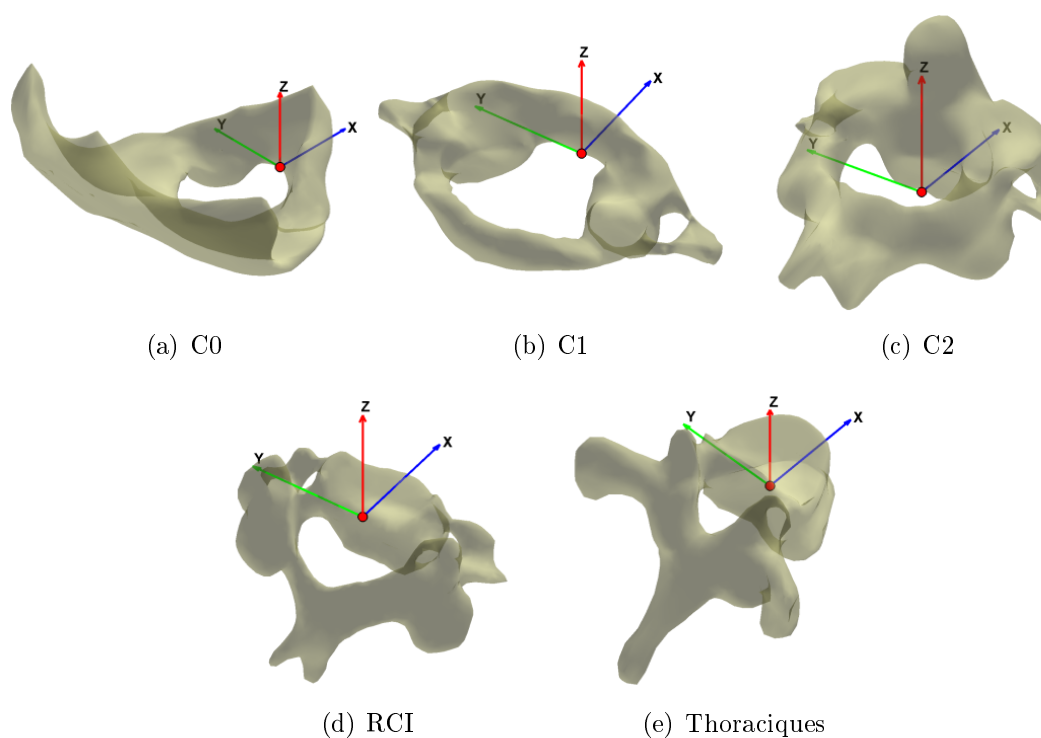


FIG. 4.5 – Définition des repères locaux vertébraux pour la définition des paramètres

Tab. 4.1 – Nomenclature pour la définition des paramètres descripteurs

Mesure		Suffixe		Primitives		Bloc		Suffixe	
A	Angle	S	Plan sagittal	PT	Point	PL	Plateau	s	supérieur
L	Longueur	T	Plan transverse	D	Droite	U	Processus Unciforme	i	inférieur (ou interne)
R	Rayon	o	Origine	C	Cercle	P	Pédicule	e	externe
X, Y ou Z	Coordonnées	x, y, z	Axe	E	Ellipse	F	Facette	a	antérieur
				P	Plan	E	Apophyse épineuse	p	postérieur
				CY	Cylindre	L	Lame	g	gauche
				SP	Sphère	T	Apophyse transverse	d	droite
						O	Odontoïde	m	médian
						A	Arc		
						FO	Foramen Magnum		
						B	Apophyse basilaire		
						LO	Ligne occipitale		
						EO	Écaille occipitale		

TAB. 4.2 – Données nécessaires pour le paramétrage des vertèbres

Type de vertèbre	Primitives	Paramètres
Os occipital	39	115
Atlas	39	153
Axis	52	192
Rachis cervical inf.	52	159
Thoraciques	47	168

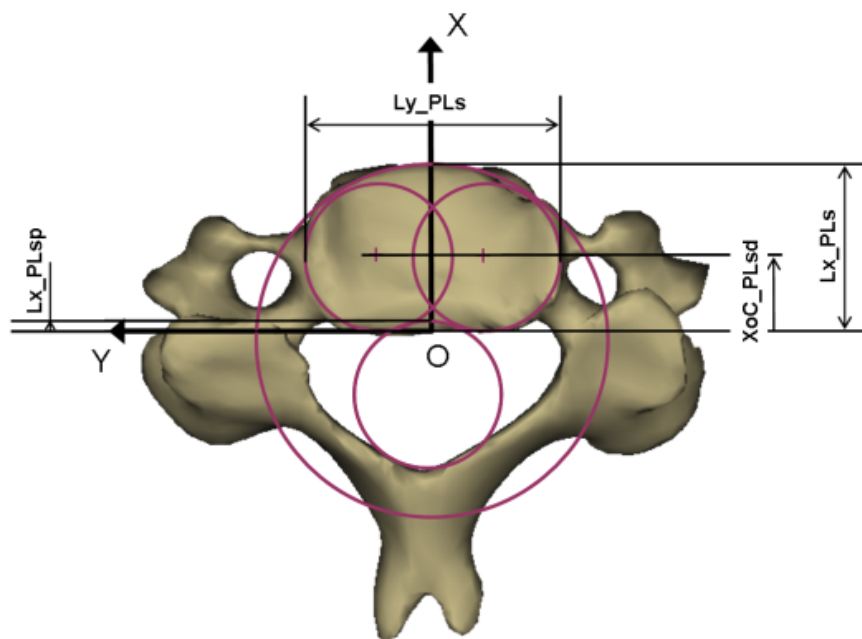
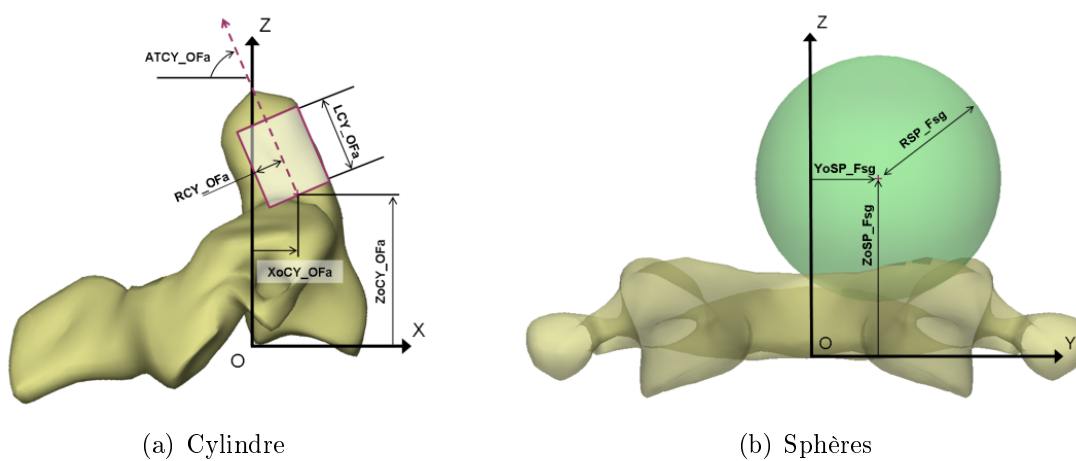


FIG. 4.6 – Paramétrage des primitives du plateau supérieur (RCI)



(a) Cylindre

(b) Sphères

FIG. 4.7 – Paramétrage des cylindres et des sphères

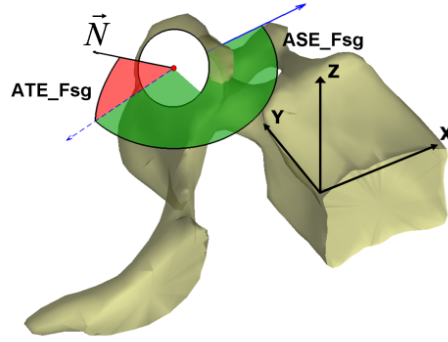


FIG. 4.8 – Paramétrage des surfaces inclinées

4.1.1.3 Maillage local

Le maillage hexaédrique est généré automatiquement en s'appuyant sur les primitives géométriques. Les méthodes de maillage diffèrent en fonction des blocs qui ont été identifiés lors de la décomposition géométrique. L'approche concernant le maillage des vertèbres du rachis cervical inférieur est proche de celle présentée par Maurel (1993). Les modifications apportées visent à améliorer la qualité du maillage et à ajuster sa densité. En particulier, le maillage des zones de jonction comme les pédicules ou les lames est optimisé automatiquement en prenant en compte les critères de qualité d'éléments (Kelly, 1998, Knupp, 2003). Les maillages des vertèbres du rachis cervical supérieur et des vertèbres thoraciques ont quant à eux été développés dans le cadre de ce doctorat.

Pour de nombreux blocs comme le corps vertébral ou les apophyses articulaires, le maillage est généré en réalisant l'extrusion d'un maillage surfacique (exemple présenté dans la FIG. 4.9). Après avoir extrait le contour fermé du plateau à partir des primitives circulaires, un maillage en quadrangles de la surface est réalisé. Ce maillage surfacique est ensuite projeté sur les plans des apophyses unciformes. La position de la section pédiculaire conditionne la hauteur des couches lors de l'extrusion du maillage volumique. Dans les cas de formes plus complexes comme les massifs articulaires de C1, l'extrusion n'est pas droite mais réalisée avec un contrôle des dérivées (FIG. 4.10).

Une adaptation du maillage au niveau des sites de raccordement de blocs est réalisée afin d'assurer des éléments de bonne qualité dans les zones de jonction. Ces optimisations visent par exemple à réaliser l'insertion du pédicule sur le corps et l'apophyse articulaire (FIG. 4.9 d, FIG. 4.11 et FIG. 4.12) ou la jonction des lames (FIG. 4.13).

Dans le cas particulier de l'os occipital, le choix d'un maillage surfacique de la surface exocrânienne en quadrangle a été retenu afin de pouvoir gérer les insertions ligamentaires et musculaires. L'approche consiste, toujours en s'appuyant sur les primitives géométriques, à construire une armature à base de splines qui sert de support pour la construction du maillage comme présenté sur la figure 4.14. Cette approche permet de moduler très simplement la densité du maillage généré.

La taille des maillages (décrite dans le tableau 4.3) a été choisie afin de pouvoir réaliser des simulations dynamiques dans un temps raisonnable. Une attention toute particulière a été portée à la densité au niveau des facettes articulaires pour la gestion

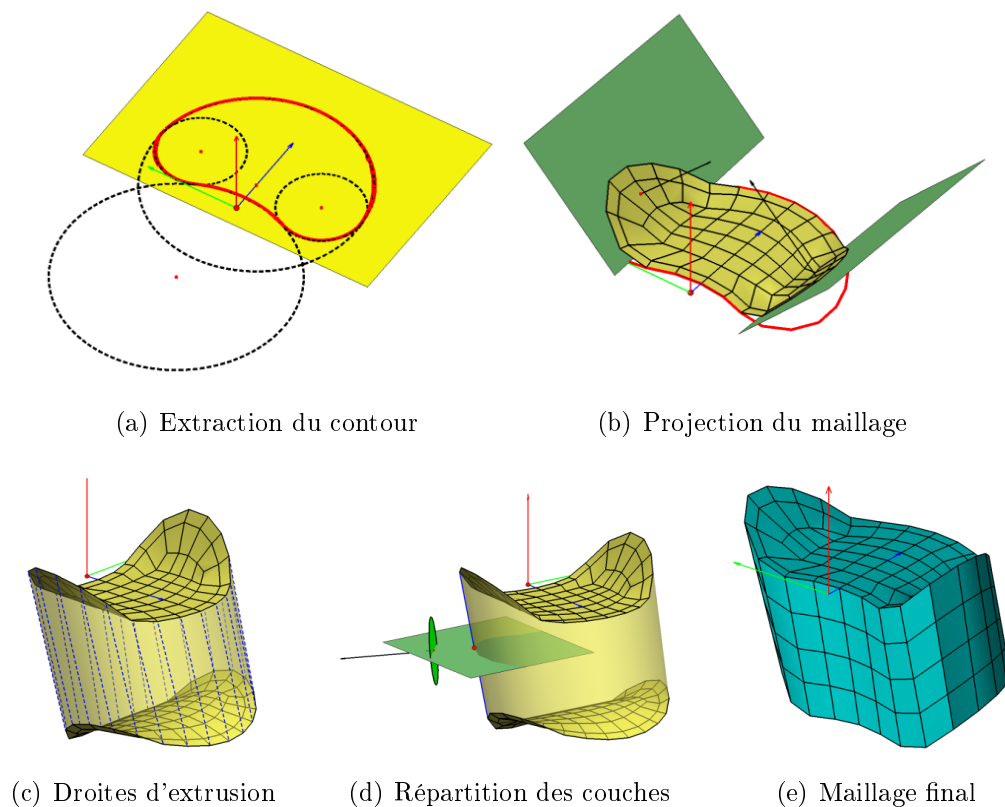


FIG. 4.9 – Méthode d'extrusion de maillage pour le corps vertébral

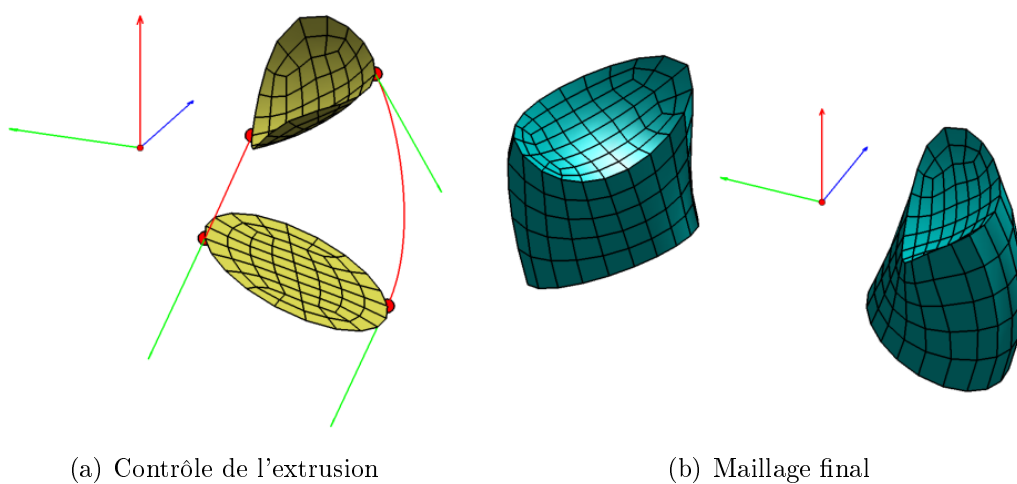


FIG. 4.10 – Méthode d'extrusion de maillage pour les massifs articulaires de C1

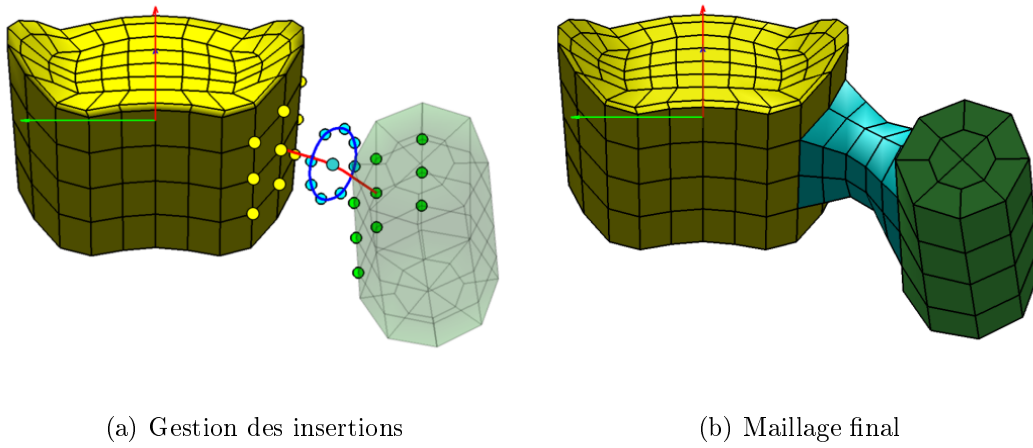


FIG. 4.11 – Méthode pour le maillage des pédicules du rachis cervical inférieur

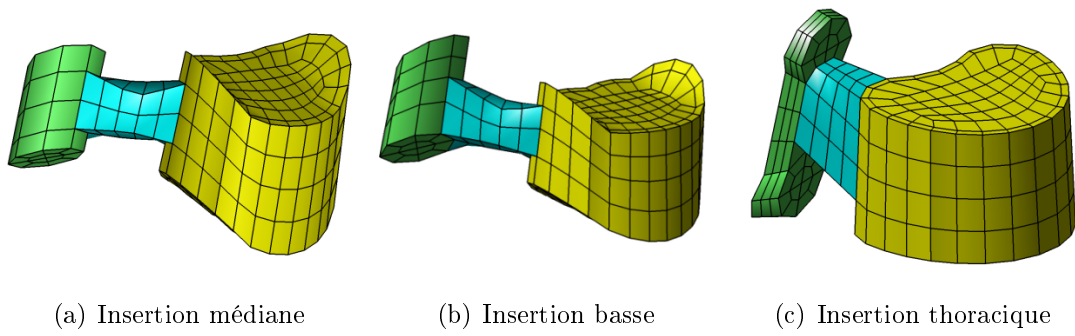


FIG. 4.12 – Approches pour les apophyses articulaires

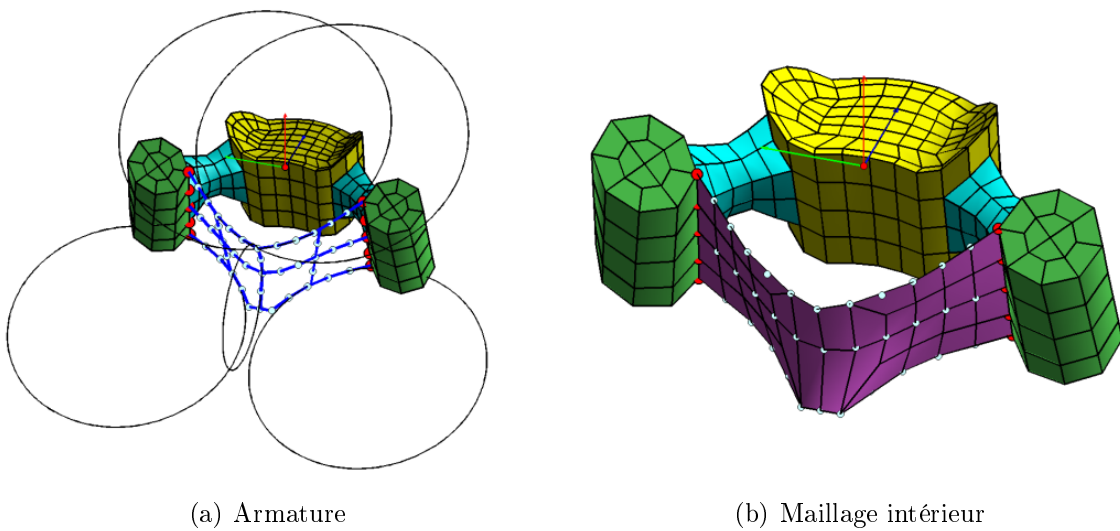
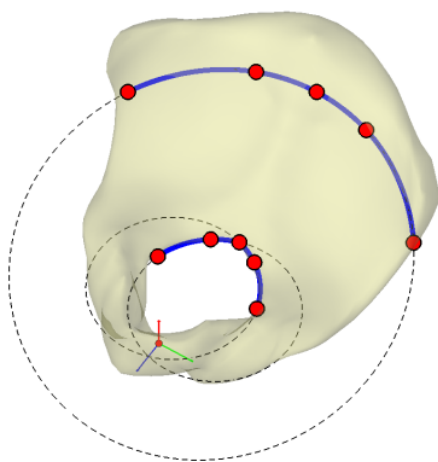
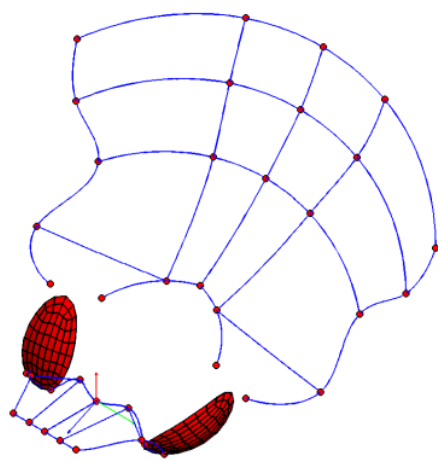


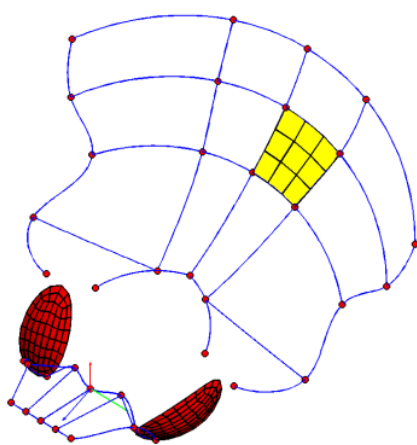
FIG. 4.13 – Méthode pour le maillage des lames du rachis cervical inférieur



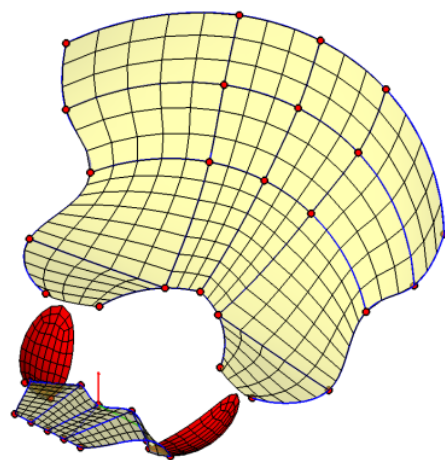
(a) Exemples de primitives



(b) Armature : splines



(c) Remplissage des surfaces



(d) Maillage des blocs isolés

FIG. 4.14 – Méthode pour le maillage surfacique de C0

des contacts lors des calculs et pour les zones telles que les plateaux qui constituent l'interface entre deux milieux.

TAB. 4.3 – Taille des maillages

Type de vertèbre	Nœuds	Éléments
Os occipital	594	522
Atlas	1380	876
Axis	2556	1808
RCI	897	534
Thoraciques	1143	716

4.1.1.4 Paramétrage global

Les vertèbres maillées sont enfin orientées dans l'espace dans un système de coordonnées global. Les paramètres globaux permettent le positionnement et l'orientation de chaque repère local (FIG. 4.15 a). Une étape supplémentaire permet d'ajuster les contacts afin d'assurer la congruence entre les facettes articulaires. Des surfaces de contact moyennes sont pour cela calculées (FIG. 4.15 b).

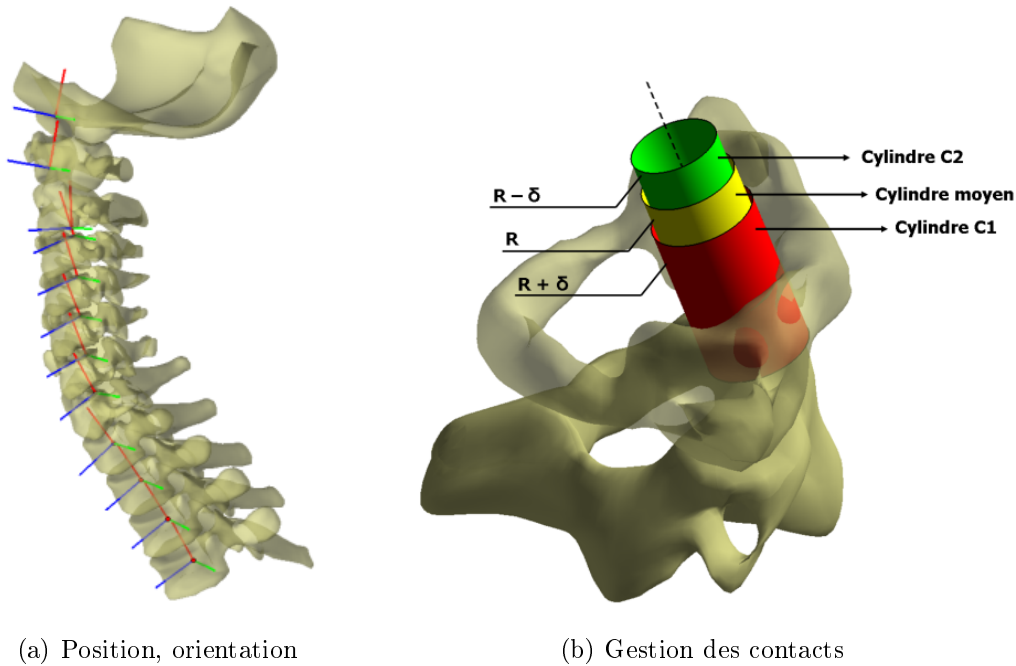


FIG. 4.15 – Paramétrage global du rachis

4.1.1.5 Maillage des tissus de liaison

Les tissus de liaison pour lesquels une représentation volumique est adoptée sont finalement maillés en hexaèdres (FIG. 4.16). Pour le disque intervertébral et les plateaux

cartilagineux, une extrusion est réalisée entre les plateaux vertébraux des vertèbres adjacentes. Le cartilage des facettes articulaires est quant à lui réalisé au moyen d'une extrusion et d'une projection sur la surface moyenne de contact, l'écart entre les facettes étant paramétrable.

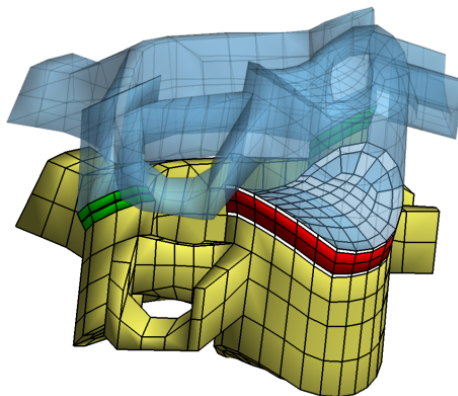


FIG. 4.16 – Maillage des tissus mous

4.1.2 Modélisation paramétrée et personnalisée

La personnalisation du maillage paramétré consiste à mesurer automatiquement les paramètres géométriques associés au sujet à représenter.

4.1.2.1 Reconstruction 3D

Le système d'imagerie basse-dose EOSTM, développé en collaboration entre le LBM, l'Hôpital Saint-Vincent-de-Paul, la Société Biospace et le Laboratoire d'Imagerie et Orthopédie de Montréal, a été utilisé pour la personnalisation du maillage. Ce système permet l'acquisition de clichés radiographiques de face et de profil simultanément et en position debout ou assise. La réalisation des acquisitions d'imagerie médicale a été approuvée par un comité d'éthique (CPP-06036).

Le logiciel associé au système EOSTM offre la possibilité d'effectuer une reconstruction tridimensionnelle du rachis. La méthode employée, décrite par Humbert *et al.* (2009), repose sur la déformation d'un modèle générique à partir d'un nombre de points réduit identifiés par l'utilisateur et d'inférences statistiques. L'application de cette méthode au rachis cervical et son évaluation ont été décrites en détail par Rousseau *et al.* (2007) et Lansade (2009).

Dans un premier temps, l'opérateur identifie sur les clichés de face et de profil la courbe spinale passant par les barycentres des corps vertébraux ainsi que les dimensions des plateaux vertébraux des vertèbres supérieure et inférieure du segment à reconstruire (FIG. 4.17 a). À partir de cette spline et d'inférences statistiques transversales et longitudinales, une première solution de modèle 3D est générée. L'opérateur corrige ensuite l'objet proposé en ajustant la position d'un nombre réduit de points dans les deux vues (FIG. 4.17 b, et FIG. 4.18 a). La nouvelle position de ces points permet de définir une transformation géométrique qui est ensuite appliquée à un modèle 3D générique

morpho-réaliste (FIG. 4.18 c) pour obtenir une reconstruction du rachis (FIG. 4.17 c). De ce modèle générique (maillage aveugle), un sous-ensemble de points (FIG. 4.18 b) bien identifiés est extrait (154 points pour les vertèbres du rachis cervical inférieur).

Cette étape de reconstruction tridimensionnelle est la seule dans le processus de génération de modèles personnalisés qui requiert une intervention manuelle, elle dure une dizaine de minutes.

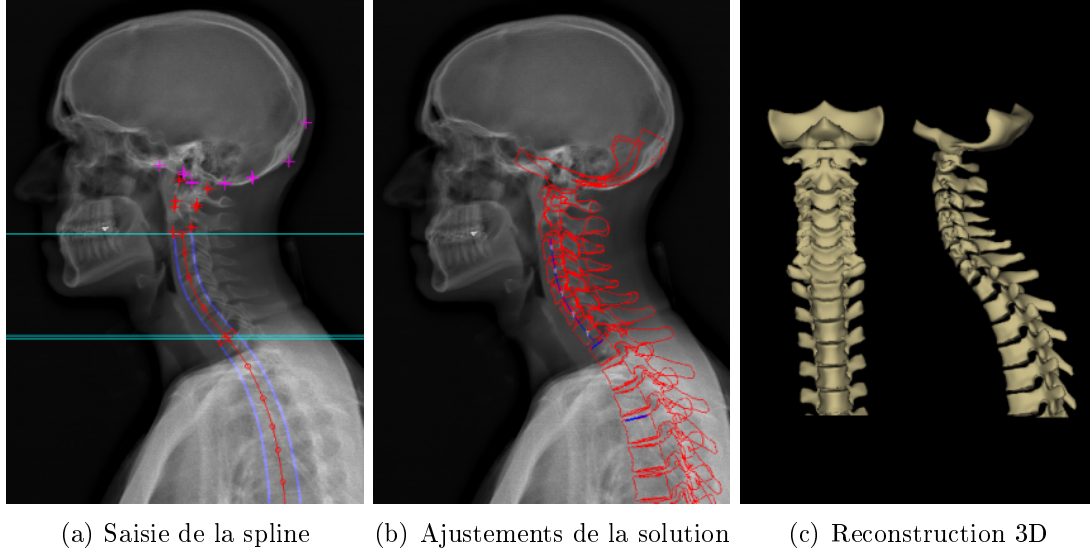


FIG. 4.17 – Méthode de reconstruction 3D

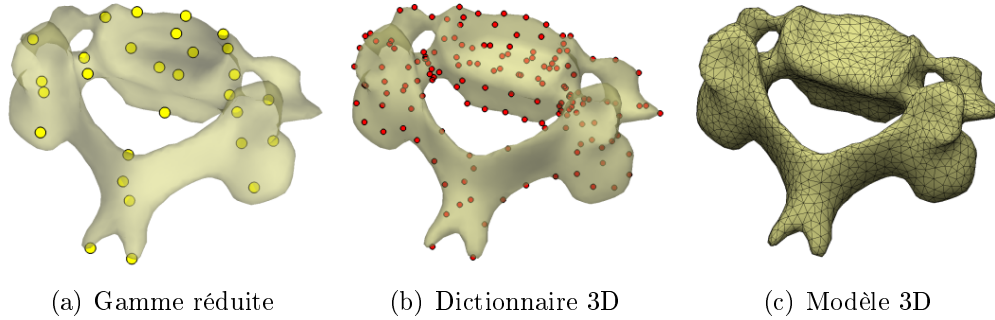


FIG. 4.18 – Approche hiérarchique : sous-ensembles de points utilisés

4.1.2.2 Mesure des paramètres

Les gammes de points du dictionnaire 3D constituent la donnée d'entrée d'un calculateur de paramètres qui définit automatiquement les primitives géométriques. La première étape nécessaire pour la mesure des paramètres est la définition d'un repère local associé à la vertèbre. Le repère barycentrique proposé et évalué par Rousseau *et al.* (2007) est utilisé en raison de sa bonne reproductibilité. Le calcul consiste à définir quatre barycentres associés à chaque région de la vertèbre. Une fois les points dans le

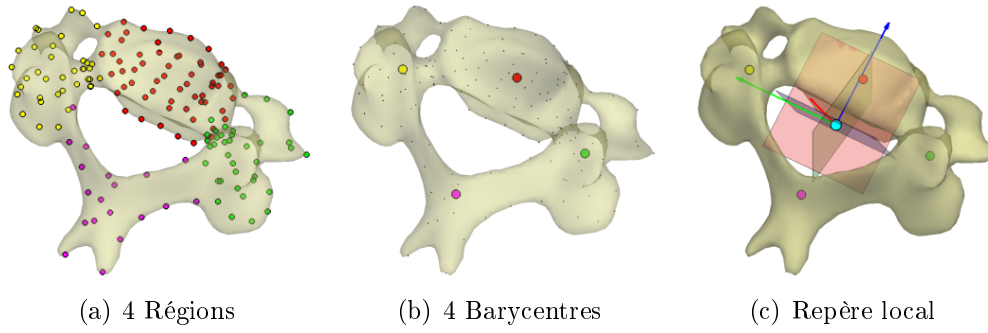


FIG. 4.19 – Méthode de calcul du repère local, d'après Rousseau *et al.* (2007)

repère local, les primitives sont calculées de façon totalement automatique au moyen d'approximations aux moindres carrés.

4.1.3 Évaluation de la méthode

La méthode de génération de maillages paramétrés et personnalisés dont le principe est synthétisé sur la figure 4.20 a été évaluée au moyen de 16 rachis cervicaux inférieurs *in vitro* de la base de données du LBM et 6 rachis *in vivo*. Les détails concernant la morphologie globale des sujets sont donnés dans le tableau 4.4. La cohérence des primitives mesurées par le calculateur automatique de paramètres est vérifiée dans un premier temps. La précision des géométries générées est ensuite évaluée en mesurant la distance entre les points ayant servi au calcul des paramètres et la surface du maillage.

TAB. 4.4 – Caractéristiques des sujets volontaires

Sujet	Sexe	Taille (m)	Poids (kg)
1	M	1,93	80
2	M	1,73	66
3	F	1,70	58
4	M	1,78	66
5	F	1,70	68
6	M	1,82	80

La qualité des maillages est déterminée en utilisant les critères couramment décrits (Kelly, 1998, Knupp, 2003). Ces critères permettent de quantifier l'écart entre un élément hexaédrique du maillage et un cube parfait. Ils reposent sur l'analyse des dimensions (rapport de longueur), du parallélisme entre les arêtes opposées (écart au parallélisme et angle de coin maximal), du repère associé (rapport de Jacobian) et de la planarité des faces (facteur de gauchissement). Deux seuils critiques sont identifiés pour chacun de ces critères. Un *avertissement* définit un élément dont la géométrie n'est pas optimale sans pour autant affecter le calcul de façon conséquente. Une *erreur* caractérise un élément distordu susceptible de rendre impossible la résolution numérique. Un modèle est systématiquement rejeté s'il contient au moins un élément distordu. Les méthodes de calcul des différents paramètres et les valeurs limites sont décrites dans l'annexe E.

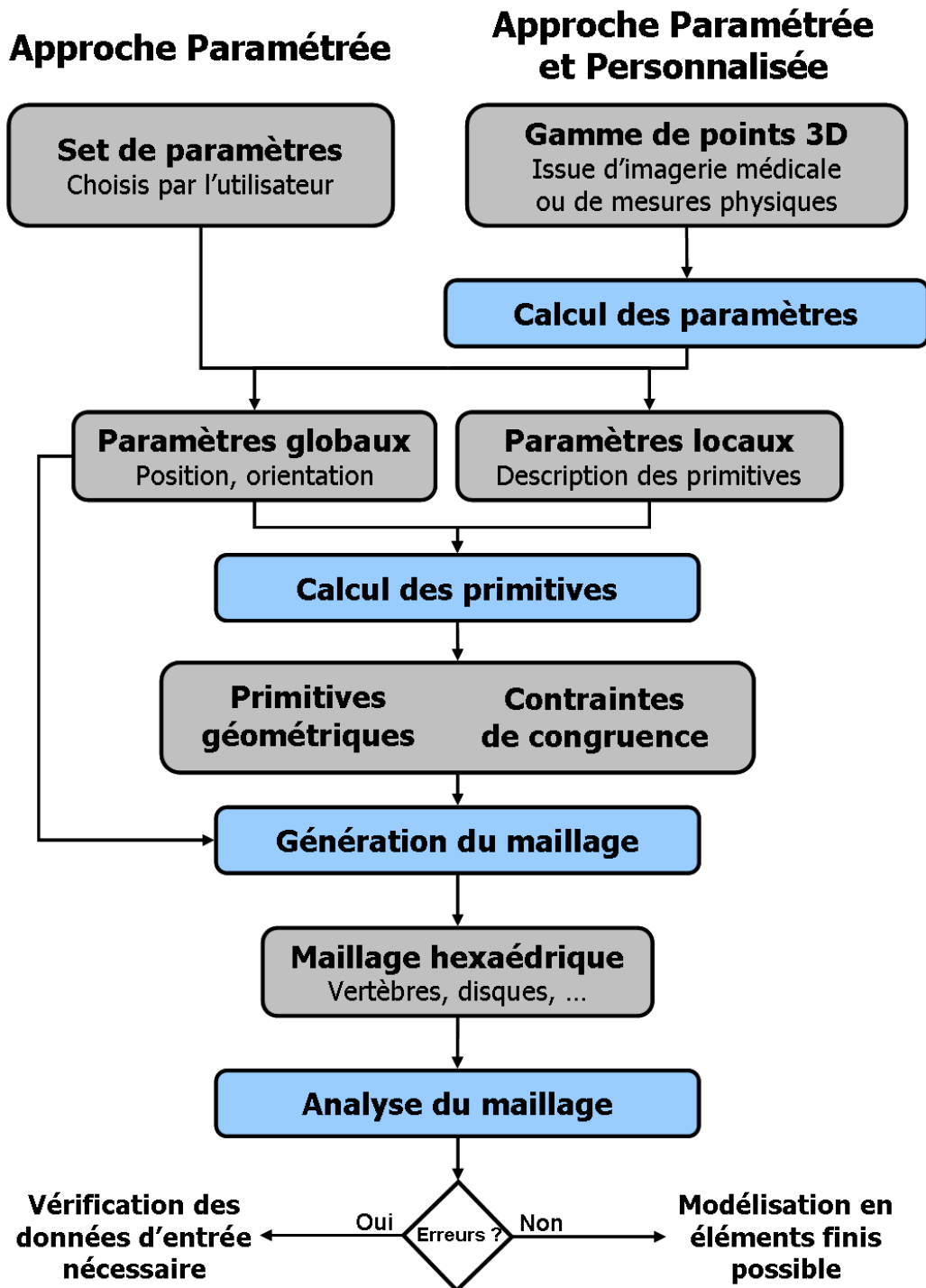


FIG. 4.20 – Organigramme de synthèse de la méthode

4.2 Résultats

4.2.1 Génération des maillages

Tous les maillages ont pu être obtenus totalement automatiquement à partir de la reconstruction tridimensionnelle en moins d'une minute. Les maillages des différentes vertèbres et du segment C0-T4 sont présentés sur les figures 4.21 et 4.22.

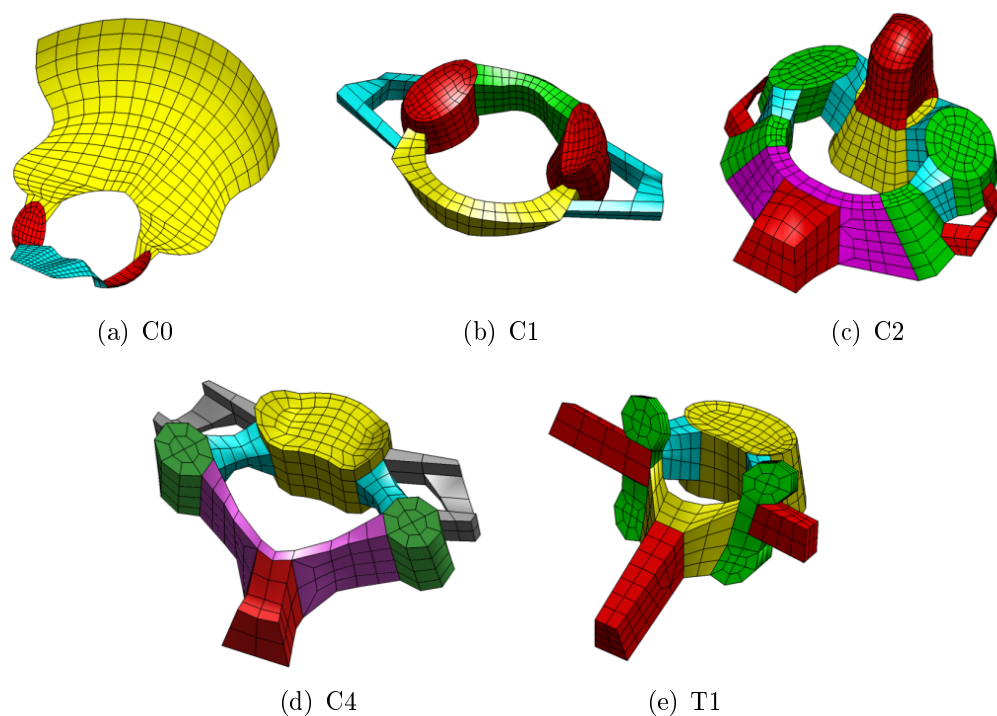


FIG. 4.21 – Maillages obtenus pour chaque vertèbre

Pour l'ensemble des vertèbres et des sujets utilisés pour l'évaluation, aucun élément distordu n'a été généré. Le taux d'éléments franchissant le seuil d'avertissement maximal, de 3,2 %, a été obtenu pour la vertèbre C2. Ces éléments ne concernent pas les surfaces fonctionnelles de contact, ils sont généralement localisés sur les apophyses transverses ou les lames.

L'écart moyen entre les points ayant servi au calcul des paramètres et la surface du maillage est de 0,3 mm (2 RMS : 1 mm) pour les vertèbres du rachis cervical inférieur, de 0,6 mm (2 RMS : 2,2 mm) pour C1 et de 0,5 mm (2 RMS : 1,7 mm) pour C2.

4.2.2 Analyse des paramètres

Les valeurs fournies par le calculateur de paramètres pour les six sujets *in vivo* ont été comparées avec les mesures morphométriques effectuées au LBM par Maurel (1993) sur des pièces sèches (TAB. 4.5). Les grandeurs définies numériquement à partir des données issues de stéréoradiographie s'intègrent pour la plupart dans les intervalles mesurés expérimentalement à l'aide d'un palpeur tridimensionnel. En particulier, les variabilités interindividuelles peuvent être observées.

TAB. 4.5 – Comparaison des paramètres issus du calculateur avec les mesures *in vitro* (Valeurs moyennes et extrema entre crochets)

Paramètres ^a	Calculateur	Maurel (1993) ^b , Véron (1997) ^c
Corps vertébral : rachis cervical inférieur		
Profondeur du plateau supérieur	15 [13 ; 17]	15,16 [11,16 ; 19,33]
Largeur du plateau supérieur	23 [20 ; 27]	23,48 [19,25 ; 28,12]
Angle des unciformes / plan sagittal	90 [72 ; 103]	87,36 [56,41 ; 109,60]
Angle des unciformes / plan transverse	53 [38 ; 72]	46,18 [19,28 ; 65,50]
Pédicule : rachis cervical inférieur		
Coordonnée selon l'axe X du centroïde	0,1 [-2,5 ; 1,8]	1,13 [-1,86 ; 3,43]
Coordonnée selon l'axe Y du centroïde	14 [13 ; 17]	13,69 [12,02 ; 15,62]
Coordonnée selon l'axe Z du centroïde	-4,3 [-6,5 ; -2,3]	-4,32 [-7,44 ; -1,93]
Grand diamètre	3,3 [2,6 ; 4,2]	3,44 [2,46 ; 4,23]
Petit diamètre	2,4 [1,8 ; 3,1]	2,63 [1,64 ; 3,63]
Angle de l'axe / plan sagittal	43 [29 ; 58]	43,58 [19,14 ; 63,25]
Angle de l'axe / plan transverse	4,1 [-21 ; 22]	0,35 [-18,14 ; 28,22]
Facettes articulaires supérieures : rachis cervical inférieur		
Coordonnée selon l'axe X du centroïde	-6,6 [-9,8 ; -3,6]	-5,11 [-8,33 ; -1,49]
Coordonnée selon l'axe Y du centroïde	20 [18 ; 23]	20,00 [17,98 ; 22,97]
Coordonnée selon l'axe Z du centroïde	0,4 [-3,7 ; 5,3]	1,42 [-4,74 ; 8,38]
Grand diamètre	5,2 [4,0 ; 6,6]	5,89 [4,61 ; 7,88]
Petit diamètre	4,0 [3,3 ; 4,8]	4,22 [3,04 ; 5,67]
Angle de la normale / plan transverse	36 [26 ; 44]	30,63 [16,67 ; 51,71]
Apophyse épineuse : rachis cervical inférieur		
Angle / plan transverse	-43 [-57 ; -24]	-49,32 [-75,05 ; -29,08]
Longueur antéropostérieure	32 [21 ; 47]	29,34 [19,07 ; 47,27]
Facette articulaire antérieure de l'odontoïde		
Angle de l'axe du cylindre / plan transverse	70 [65 ; 75]	67,50 [54,60 ; 77,80]
Rayon du cylindre	7,2 [5,4 ; 8,7]	7,60 [5,50 ; 11,60]
Hauteur de la facette	10 [9,1 ; 12]	10,70 [9,40 ; 12,20]
Facette articulaire postérieure de l'odontoïde		
Angle de l'axe du cylindre / plan transverse	80 [76 ; 84]	77,80 [70,90 ; 83,00]
Rayon du cylindre	5,6 [4,6 ; 6,8]	5,80 [5,10 ; 8,10]
Hauteur de la facette	7,9 [7,0 ; 9,1]	7,20 [6,00 ; 9,00]
Facettes articulaires supérieures de l'Atlas		
Coordonnée selon l'axe X du centroïde	-8,2 [-11 ; -5,2]	-11,80 [-13,20 ; -10,30]
Coordonnée selon l'axe Y du centroïde	17 [15 ; 19]	17,00 [15,30 ; 18,50]
Angle de l'axe du cylindre / plan transverse	24 [18 ; 28]	29,00 [22,90 ; 34,90]
Rayon du cylindre	16 [14 ; 19]	15,10 [11,60 ; 23,10]
Facette articulaire antérieure de l'Atlas		
Rayon du cylindre	7,4 [5,6 ; 8,8]	9,60 [6,40 ; 20,00]
Hauteur du cylindre	8,6 [7,7 ; 9,7]	10,00 [8,40 ; 11,30]
Largeur de la facette	9,7 [8,1 ; 12]	10,70 [9,70 ; 11,70]

^aLongueurs en millimètres, angles en degrés.^bMaurel (1993) : valeurs pour le rachis cervical inférieur.^cVéron (1997) : valeurs pour le rachis cervical supérieur.

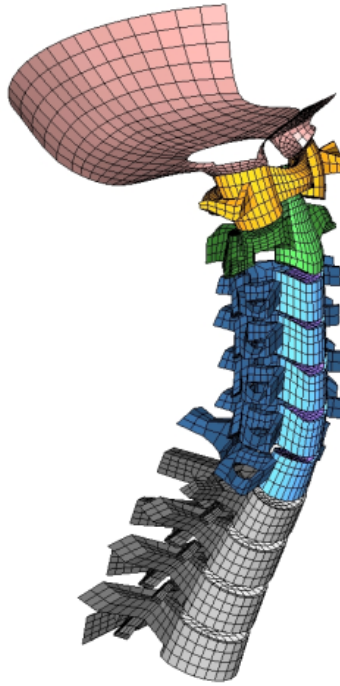


FIG. 4.22 – Maillage du segment C0-T4

4.3 Discussion et conclusion

Peu de modèles numériques permettent d'explorer l'influence des paramètres géométriques du rachis cervical. Une méthode originale, inspirée de l'approche paramétrée développée au LBM par Lavaste *et al.* (1992) et Maurel (1993) est proposée afin de générer des maillages paramétrés et personnalisés du segment C0-T4.

Méthode de maillage La méthode offre l'avantage de générer des maillages intégralement constitués d'hexaèdres en assurant la qualité des éléments. Les atouts des maillages hexaédriques ont souvent été mis en avant. Ces éléments possèdent des fonctions de forme avec des termes additionnels qui améliorent la précision de la solution. Ils permettent de plus de réduire le nombre d'éléments (4 à 10 fois moins qu'en tétraèdres généralement) ce qui est prépondérant pour les simulations en dynamique rapide (Blacker, 2001). Par ailleurs, la génération du maillage est automatique et rapide contrairement à la plupart des méthodes existantes qui nécessitent un temps important (machine et/ou opérateur) pour générer une géométrie et un maillage à partir de données d'imagerie médicale.

Les méthodes fondées sur la conversion des voxels en éléments permettent la génération automatique de maillage à partir de CT-Scan sans pré-traitement. Une étape conséquente de segmentation est cependant nécessaire au préalable. Ces approches aboutissent de plus à un grand nombre d'éléments et la densité du maillage n'est pas contrôlable. Dans les méthodes consistant à projeter une grille de maillage sur une géométrie 3D, un grand effort de segmentation complète est de même requis pour obtenir la géométrie. Dans cette optique, Shim *et al.* (2007) ont proposé une méthode permettant de réduire

le nombre de coupes nécessaires. Les approches consistant à déformer un modèle générique pour coller à une géométrie cible donnée peuvent générer des éléments distordus dans les cas où la géométrie cible est particulièrement éloignée du modèle générique. Face à ces différentes limites, l'approche paramétrée et personnalisée (PSSM : *Parametric and Subject-Specific Modelling*) offre des alternatives intéressantes. Elle est de plus appropriée pour le maillage de formes complexes à condition de choisir des primitives géométriques adaptées. La plupart des méthodes citées précédemment ont surtout été appliquées au fémur ou au bassin et peu sont employées pour mailler des vertèbres cervicales.

Hypothèses de modélisation Les primitives doivent être en adéquation avec les besoins du modèle. Par conséquent, le nombre de primitives est plus élevé dans les zones fonctionnelles où une plus grande précision est requise. Cet aspect concerne surtout les surfaces de contact, les zones de transition ou les zones d'insertion. Des zones telles que les apophyses transverses qui semblent jouer un rôle moindre sur le comportement mécanique ont été représentées avec un niveau de détail moins important. De même, dans le cas des vertèbres thoraciques, les articulations costo-vertébrales ne sont pas représentées. La conceptualisation des vertèbres du rachis cervical inférieur proposée par Maurel (1993) qui a été exploitée dans la méthode est en accord avec celle proposée par Panjabi *et al.* (1991). En ce qui concerne le rachis cervical supérieur, Véron (1997) avait proposé une conceptualisation des surfaces de contact. Cependant, il s'intéressait uniquement à leur encombrement et n'a pas défini de primitives pour modéliser les contours.

Les valeurs obtenues pour les paramètres à partir des reconstructions tridimensionnelles sont en accord avec les valeurs mesurées expérimentalement par Maurel (1993). En particulier, l'asymétrie des vertèbres et la variabilité interindividuelle ont pu être observées à nouveau.

Méthode de personnalisation En ce qui concerne la personnalisation, la stéréoradiographie, tout particulièrement avec le système EOSTM, permet de réduire les doses de radiations par rapport aux modalités telles que le CT-Scan. Elle rend aussi possible la réalisation d'acquisitions dans les positions debout ou assise. Plusieurs auteurs ont constaté l'influence de la posture sur la courbure du rachis (Black *et al.*, 1996, Klinich *et al.*, 2004). La plupart des modèles étant engendrés à partir de données en position couchée, ils sont souvent moins représentatifs des conditions à étudier. En particulier, les études menées dans le cadre de l'accidentologie automobile ou l'aéronautique s'intéressent souvent à des sujets assis.

Les valeurs de paramètres géométriques peuvent être déterminées automatiquement à partir de stéréoradiographie mais l'approche offre aussi la possibilité à l'investigateur de construire un modèle sur mesure sans recours obligatoire à des données issues de sujets réels. De plus, les valeurs de ces paramètres peuvent être modifiées indépendamment afin d'effectuer des études de sensibilité.

La considération d'un grand nombre de sujets permettra d'établir une base de données et de générer automatiquement des modèles correspondant à des groupes de population ciblés (5^e, 50^e et 95^e percentiles par exemple). Elle permettra aussi de rechercher des corrélations entre les paramètres. En effet, le nombre de paramètres requis pour la

définition d'une vertèbre est relativement élevé et la définition de relations de corrélation permettrait de définir des jeux de paramètres plus succincts. Cette approche statistique a déjà été employée pour le rachis lombaire (Lavaste *et al.*, 1992).

Dans le cadre d'études de faisabilité, la méthode a pu être appliquée à partir de données de palpation 3D ou encore à partir de CT-Scan en réalisant des radios simulées.

Conclusion Une approche de maillage paramétré et personnalisable du segment C0-T4 a été développée. La génération des maillages est automatique et rapide et semble donc propice à l'étude des effets de la morphologie. La méthode génère en outre des maillages hexaédriques qui respectent les critères de qualité et qui peuvent donc être utilisés dans le cadre de simulations numériques. La génération des modèles en éléments finis est l'objet du chapitre 6.

Chapitre 5

Modélisation paramétrée et personnalisée (PSSM) des muscles du cou

Le chapitre relatif aux sollicitations mécaniques induites par le secteur aéronautique militaire a rappelé le rôle important joué par les muscles du cou. Ces tissus assurant une grande partie de la protection du rachis et de la stabilité du segment tête-cou, leur influence est à prendre en compte en biomécanique des chocs. Le chapitre des rappels anatomiques a par ailleurs mis en évidence les variabilités morphologiques ayant trait aux volumes musculaires. Aucun modèle numérique ne permet actuellement de prendre ce facteur en compte dans les simulations.

La méthode de modélisation proposée au LBM par Jolivet *et al.* (2008) pour les muscles de la hanche est adaptée dans ce chapitre afin d'obtenir une modélisation paramétrée et personnalisée des muscles du cou. Les enjeux principaux sont la reconstruction tridimensionnelle des volumes musculaires en un temps raisonnable ainsi que la génération d'un maillage paramétré. Cette approche sera cohérente avec la méthode de modélisation développée pour le segment C0-T4 (PSSM : *Parametric and Subject-Specific Modelling*).

Sommaire

5.1	Matériels et méthodes	70
5.1.1	Modélisation de l'enveloppe externe	70
5.1.2	Modélisation paramétrée des muscles	72
5.1.3	Modélisation paramétrée et personnalisée	76
5.1.4	Évaluation de la méthode	79
5.2	Résultats	79
5.3	Discussion et conclusion	82

5.1 Matériels et méthodes

5.1.1 Modélisation de l'enveloppe externe

Cette étape préliminaire est incontournable pour la modélisation des muscles dans la mesure où elle constituera l'élément clé pour le recalage des volumes musculaires entre les positions couchée et assise. Dans le cadre d'une modélisation en éléments finis, elle constituera de plus la peau du modèle tête-cou, elle permettra de contenir les muscles et la gestion des contacts avec l'extérieur. L'approche paramétrée et personnalisée est employée.

5.1.1.1 Paramétrage

Une approche par primitives géométriques est à nouveau utilisée. Une ellipse et un cercle représentent respectivement les contours de la tête dans les plans sagittal et frontal (FIG. 5.2 a). Les contours haut, moyen et bas du cou sont de même modélisés par des ellipses. Les paramètres mesurés dans l'étude morphométrique de Vasavada *et al.* (2008) sont en outre utilisés pour le paramétrage de ces primitives (FIG. 5.1).

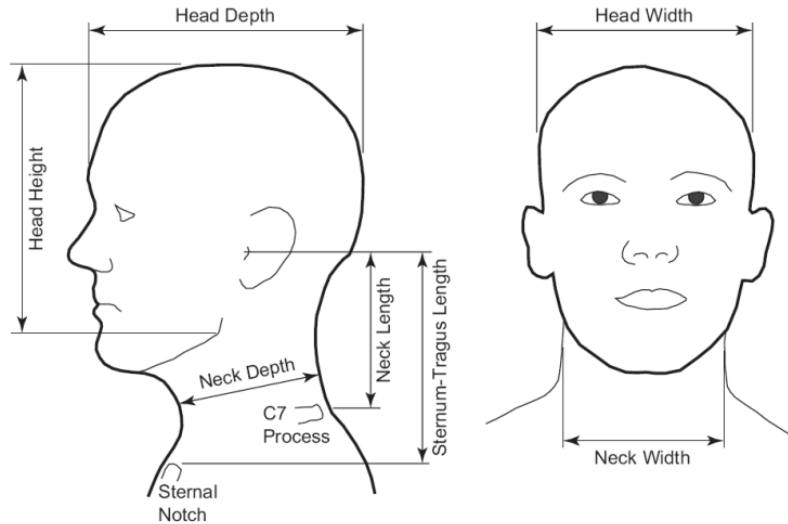


FIG. 5.1 – Paramètres anthropométriques du segment tête-cou, d'après Vasavada *et al.* (2008)

5.1.1.2 Maillage

Le choix d'un maillage surfacique en quadrangles est retenu, tout comme pour l'os occipital. Les primitives de base sont tout d'abord discrétisées et des nœuds de contrôle supplémentaires sont ajoutés pour constituer l'armature (FIG. 5.2 b). Ces points permettent le passage de splines en assurant le contrôle de la dérivée. Des splines additionnelles sont insérées afin de représenter le sommet de la tête, la nuque, la mâchoire et la gorge (FIG. 5.2 c). Enfin, le remplissage des surfaces rectangulaires ainsi isolées est effectué en gérant la densité de maillage. Pour la face, une géométrie générique est

déformée afin de s'ajuster sur l'armature (FIG. 5.2 d). Pour chaque enveloppe générée, la qualité du maillage est contrôlée.

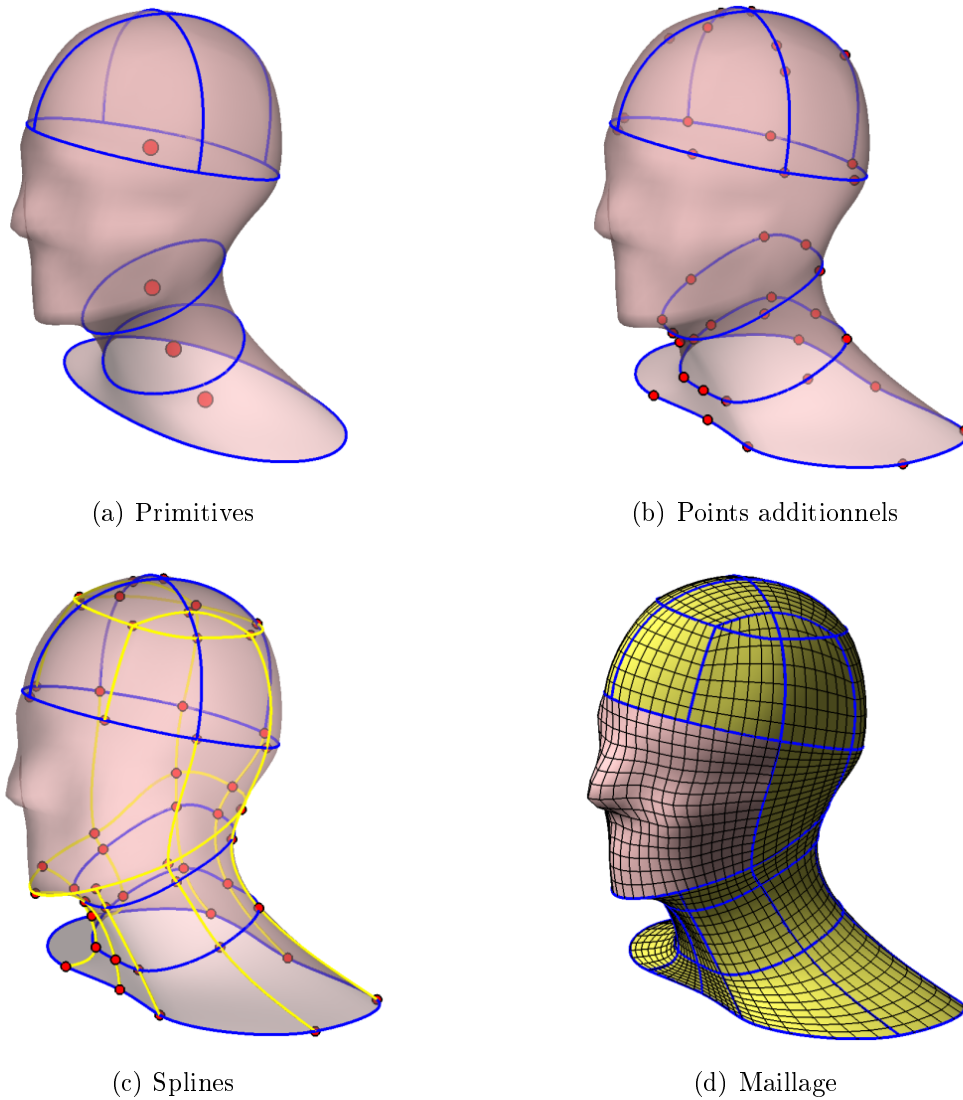


FIG. 5.2 – Maillage de l'enveloppe externe

5.1.1.3 Personnalisation

L'objectif est à nouveau de déterminer les différents paramètres décrivant les primitives à partir de stéréoradiographie. Cette étape requiert l'identification de points craniométriques et de contours par l'opérateur (FIG. 5.3 a).

Les points permettent de calculer le repère associé à la tête dans lequel les paramètres sont calculés (FIG. 5.3 b). Le repère local communément associé à la tête est défini à l'aide des orifices des conduits auditifs externes et des rebords orbitaires inférieurs qui forment le plan de Frankfort :

- l'origine O du repère est localisée au milieu des orifices des conduits auditifs externes ;

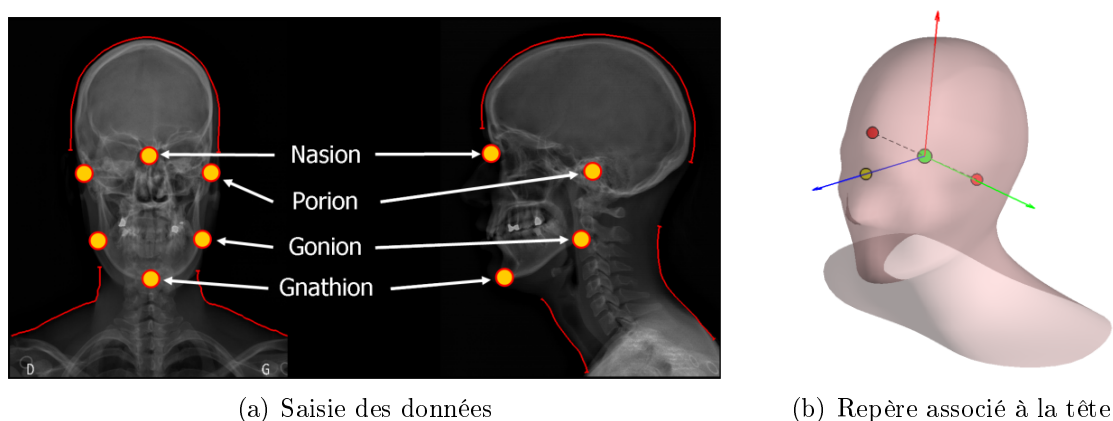


FIG. 5.3 – Méthode de personnalisation de l'enveloppe

- l'axe Ox est antéro-postérieur dans le plan de Frankfort et passe par le milieu des rebords orbitaires inférieur ;
- l'axe Oy est dans le plan de Frankfort et passe par les orifices des conduits auditifs, de la droite vers la gauche ;
- l'axe Oz est orthogonal au plan de Frankfort et ascendant.

Une fois la personnalisation du maillage achevée, une étape supplémentaire de déformation du maillage en s'appuyant sur les contours radiographiques peut éventuellement être effectuée afin de représenter plus précisément l'enveloppe du sujet.

5.1.2 Modélisation paramétrée des muscles

5.1.2.1 Regroupements musculaires

Le nombre important des muscles du cou impose une première étape de simplification consistant à effectuer des rassemblements de muscles (FIG. 5.4). Ces regroupements sont réalisés selon la fonctionnalité, la proximité topologique et en fonction de la visibilité dans les images IRM. Les muscles sous-occipitaux ne sont pas pris en compte à ce niveau, ils seront évoqués dans le chapitre suivant.

5.1.2.2 Paramètres architecturaux, conceptualisation géométrique

L'approche paramétrée à l'aide de primitives géométriques décrites par des paramètres descripteurs est utilisée. Dans le but d'une personnalisation, les paramètres doivent pouvoir être obtenus à partir de coupes IRM. Les mesures effectuées lors d'études morphométriques (surface de section physiologique par exemple) et présentées dans le chapitre des rappels anatomiques ne sont pas suffisantes pour décrire la géométrie 3D des surfaces musculaires. Une approche de conceptualisation des sections musculaires au moyen de primitives géométriques est donc envisagée. Le paramétrage des muscles est effectué de façon hiérarchique à différentes échelles.

Au niveau global Un muscle est décrit à l'aide de connaissances a priori comme ses insertions supérieures et inférieures qui sont rappelées dans l'Annexe C. Les niveaux

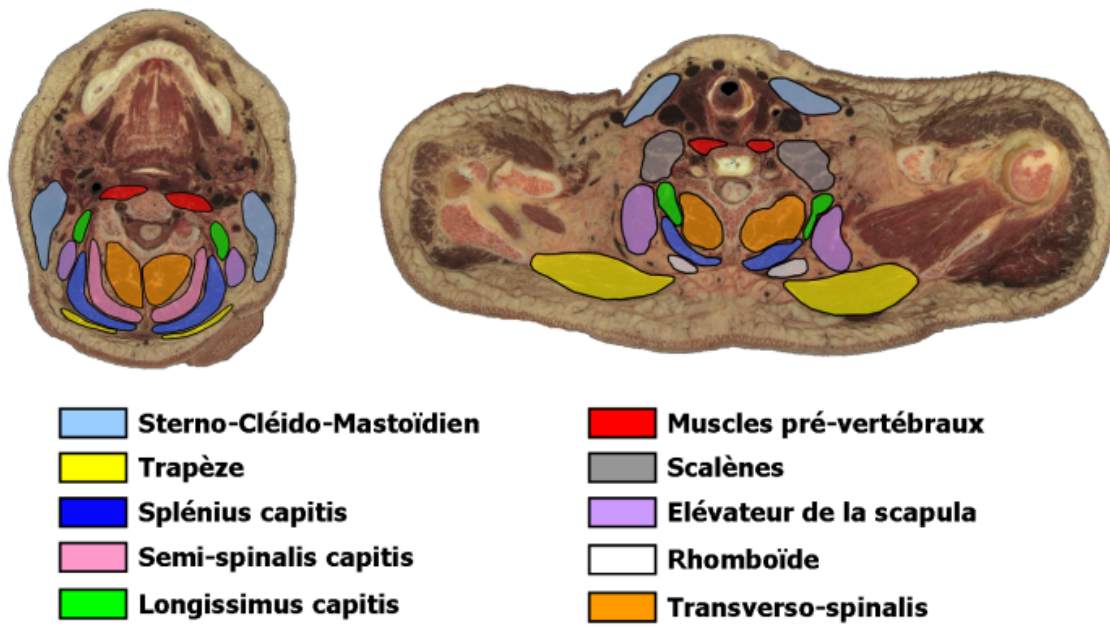


FIG. 5.4 – Regroupements musculaires

vertébraux de présence des muscles sont déduits des insertions (FIG. 5.5 a) en prenant en compte la visibilité dans des images IRM. Le tableau 5.1 décrit les niveaux vertébraux de présence musculaire qui ont été retenus pour la modélisation et sont identiques pour chaque modèle. La ligne d'action est de même définie ainsi que ses points de passage à chaque étage vertébral (FIG. 5.5 a).

TAB. 5.1 – Niveaux de présence des muscles dans la modélisation

Muscles	C0	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	T1	T2	T3	T4
SCM		X	X	X	X	X	X	X				
Trapèze			X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
Hyoïde						X	X	X				
Pré-vertébraux		X	X	X	X	X	X	X	X			
Scalènes						X	X	X				
Rhomboïde									X	X	X	
Splenius		X	X	X	X	X	X	X	X	X		
Semispinalis	X	X	X	X	X	X	X	X	X			
Transverso-spinalis				X	X	X	X	X	X	X	X	X
Levator Scapulae				X	X	X	X	X	X	X		
Longissimus		X	X	X	X	X	X	X	X	X		

Au niveau de la coupe vertébrale Le muscle est décrit par sa section (FIG. 5.5 b). Elle est définie par la position de son barycentre dans la coupe par rapport à la vertèbre qui va être déterminante du bras de levier du muscle. Les dimensions englobantes, la superficie et l'orientation du repère local associé constituent de même des paramètres (FIG. 5.6).

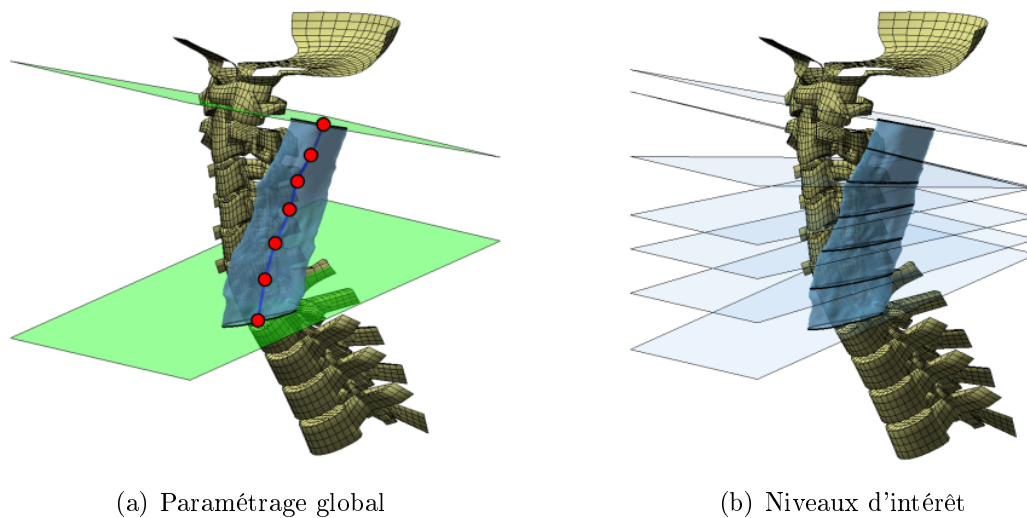


FIG. 5.5 – Paramétrage global du muscle

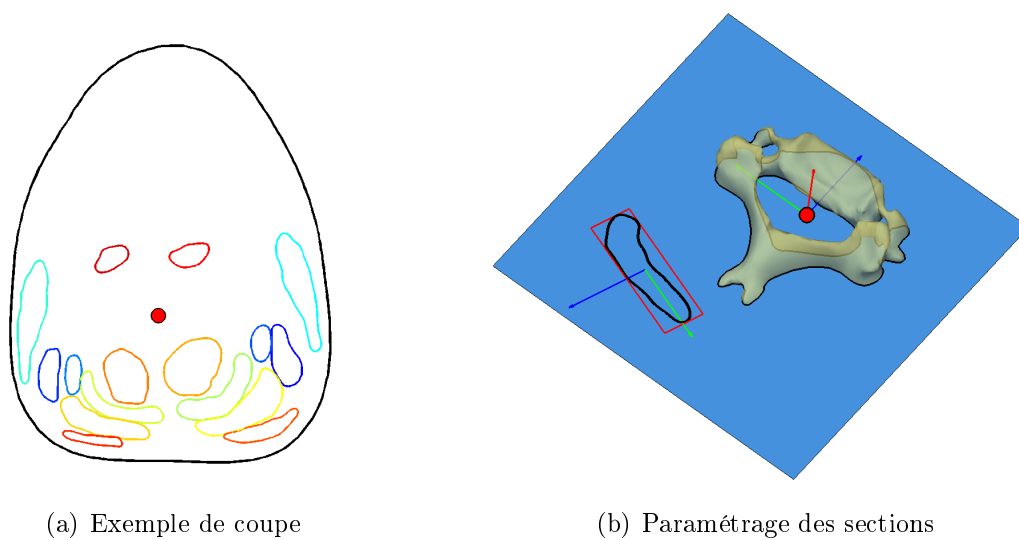


FIG. 5.6 – Paramétrage du muscle au niveau des coupes

Au niveau local Le contour est décrit dans son repère propre à l'aide de primitives géométriques. Deux types de forme sont identifiés pour la conceptualisation (FIG. 5.7), à savoir une forme elliptique ou de «haricot». Pour cette dernière, le contour est paramétré avec son épaisseur centrale ainsi que deux ellipses pour les extrémités.

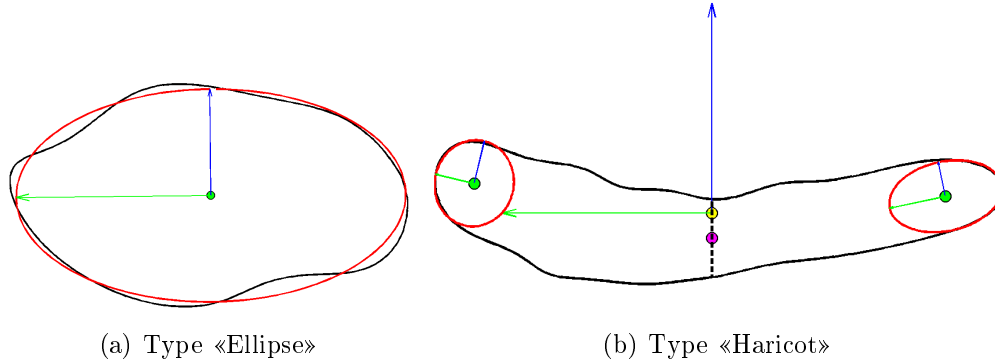


FIG. 5.7 – Paramétrage des contours musculaires

5.1.2.3 Génération du maillage

Le maillage est généré en deux temps. Le maillage local des sections musculaires à partir des primitives précède la phase d'extrusion qui permet d'obtenir le volume complet du muscle. Pour la forme elliptique, un maillage générique d'ellipse dont la densité est paramétrable est utilisé. En ce qui concerne la forme de «haricot» plus complexe, les primitives permettent dans un premier temps de localiser huit points afin de déterminer une spline (FIG. 5.8). Le maillage s'appuie ensuite sur ce contour.

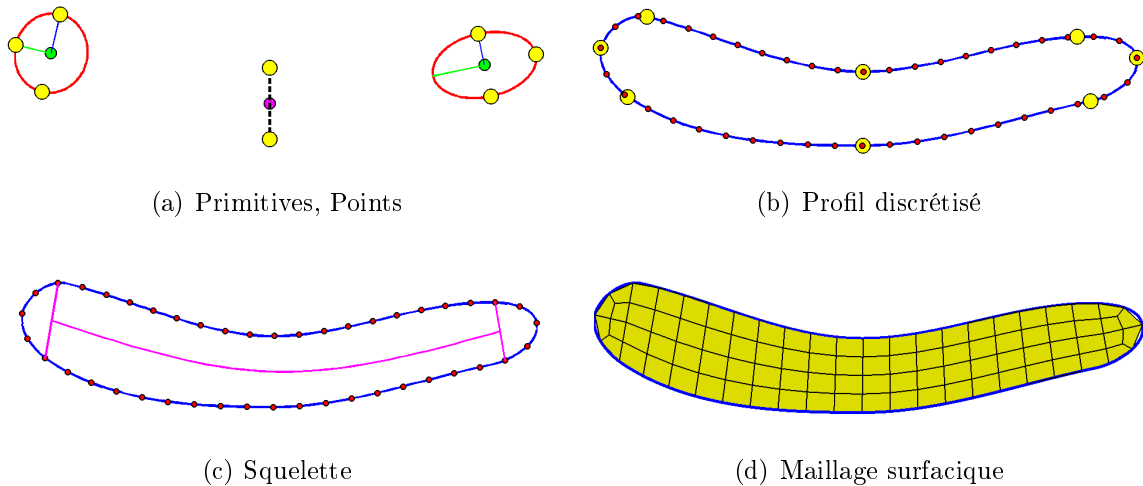


FIG. 5.8 – Maillage des sections musculaires de type «Haricot»

Une fois toutes les sections maillées dans leur repère local, elles sont positionnées et orientées le long de la ligne d'action et dans les coupes vertébrales correspondantes. Une

extrusion est ensuite réalisée en choisissant une densité de maillage pour la longueur du muscle (FIG. 5.9).

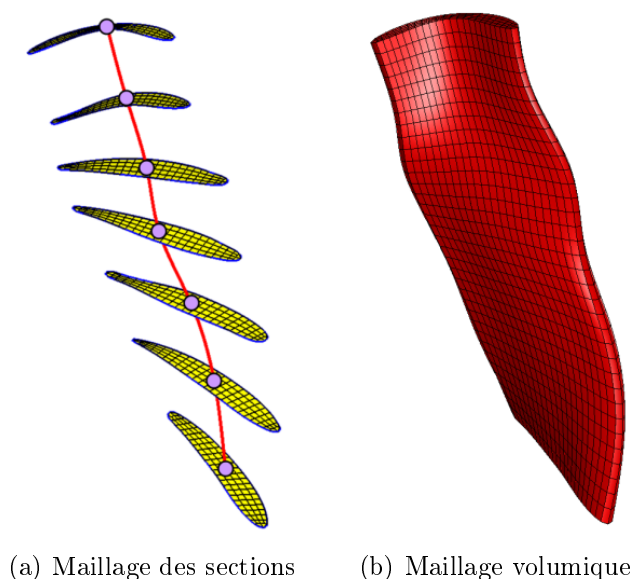


FIG. 5.9 – Extrusion du maillage

5.1.3 Modélisation paramétrée et personnalisée

La personnalisation consiste à mesurer tous les paramètres nécessaires pour un sujet donné. La modalité de l'IRM a été choisie dans la mesure où elle est non-irradiante et offre une bonne visibilité des tissus musculaires.

5.1.3.1 Acquisition des images

Les acquisitions IRM ont été réalisées au CIERM (Centre Inter-Établissement Résonance Magnétique) de Kremlin-Bicêtre. 19 sujets volontaires asymptomatiques ont été inclus dans l'étude. L'imagerie par résonance magnétique du rachis cervical a été réalisée sur un système Philips avec un aimant de 1,5 Tesla.

Le choix du champ d'intérêt constitue une difficulté majeure pour l'étude des muscles du cou. En effet, certains muscles tels que le *Trapèze* s'étendent du crâne à la ceinture scapulaire. Le diamètre du cou et celui des épaules différant de façon importante, le recours à deux antennes de surface a été retenue (FIG. 5.10). La première est l'antenne FLEX, destinée au faible diamètre du cou tandis que l'antenne CARDIAC est employée pour la région thoracique et la ceinture scapulaire.

Après avoir procédé à l'installation soigneuse et symétrique du sujet, quatre séquences sont effectuées :

- une séquence T2 axiale pour chaque antenne (épaisseur de coupe : 2 mm ; espace entre les coupes : 2,2 mm ; taille de la matrice : 1024 x 1024) ;
- une séquence T1 sagittale pour chaque antenne (épaisseur de coupe : 4 mm ; espace entre les coupes : 4,4 mm ; taille de la matrice : 512 x 512) ;

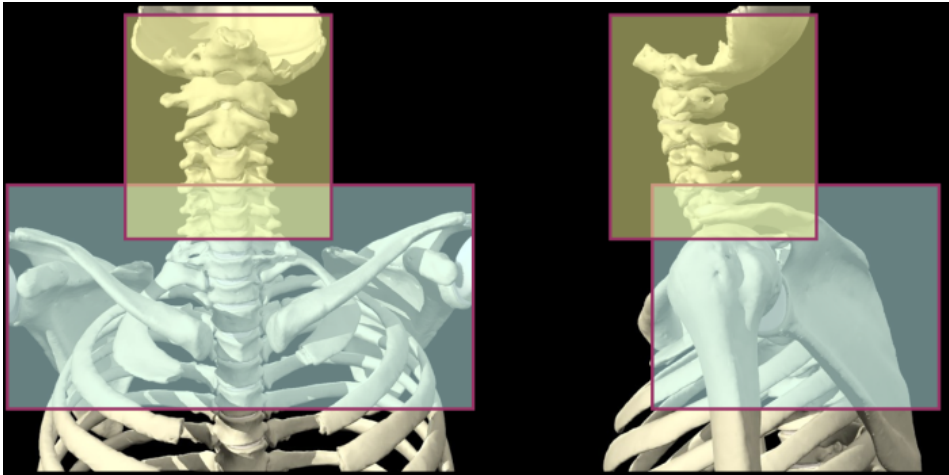
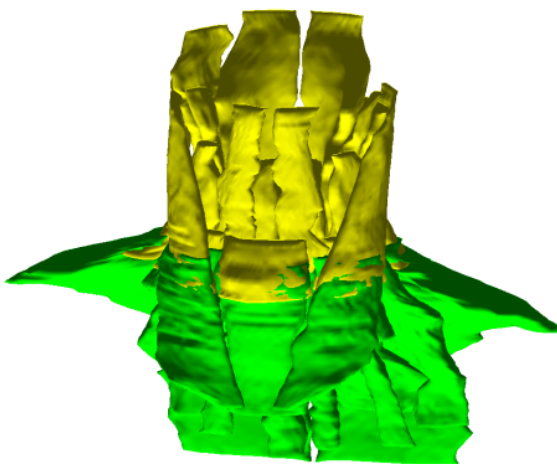


FIG. 5.10 – Antennes FLEX (jaune) et CARDIAC (bleu)

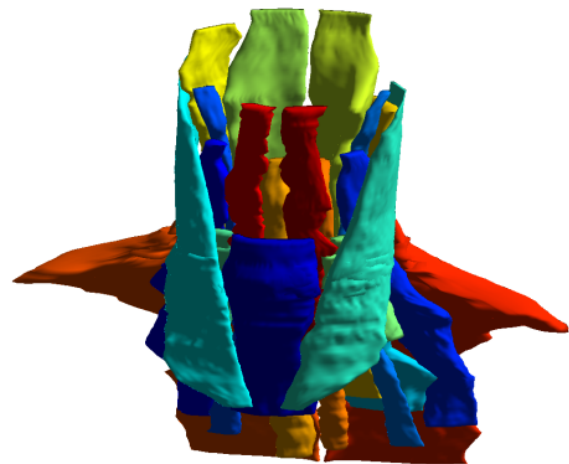
La durée totale de l'examen est de 30 minutes environ.

5.1.3.2 Reconstruction 3D

L'approche de reconstruction proposée par Jolivet *et al.* (2008) a été appliquée aux muscles du cou. Cette méthode repose sur la segmentation manuelle d'un nombre réduit de coupes (environ une dizaine par muscle). Les contours musculaires sont ensuite interpolés dans les coupes intermédiaires et recalés par traitement d'image. À l'issue de la reconstruction, les géométries tridimensionnelles sont obtenues pour chaque antenne (FIG. 5.11 a) et pour chaque muscle (FIG. 5.11 b).



(a) Données des deux antennes



(b) Données pour chaque muscle

FIG. 5.11 – Reconstruction 3D des volumes musculaires à partir d'IRM

5.1.3.3 Recalage de la position couchée à la position assise

Les informations obtenues des coupes IRM proviennent du sujet en position couchée dont la courbure cervicale diffère de celle en position assise. Une fusion originale de données issues d'IRM et de stéréoradiographie a donc dû être envisagée afin d'obtenir un modèle musculo-squelettique en position assise.

En ce qui concerne les données IRM, la coupe sagittale médiane permettant la meilleure visualisation des épineuses et de la dent de l'odontoïde est retenue. Les coins des corps vertébraux et l'extrémité des apophyses épineuses sont identifiés. L'enveloppe externe du sujet en position couchée est de plus reconstruite en 3D grâce à une segmentation sur les coupes axiales. Pour chaque étage vertébral, un plan orienté dans le repère local associé à la vertèbre est créé et son intersection avec l'enveloppe externe constitue un contour de contrôle pour la déformation du recalage (FIG. 5.12 a).

De même, dans le maillage correspondant au sujet assis, les points correspondants sont sélectionnés sur le rachis ainsi que les contours sur l'enveloppe externe (FIG. 5.12 b). Une déformation géométrique par krigeage est ensuite calculée entre les données de contrôle en position couchée et les données en position assise au niveau de chaque plan. Cette transformation est ensuite appliquée à tous les volumes musculaires issus de la reconstruction.

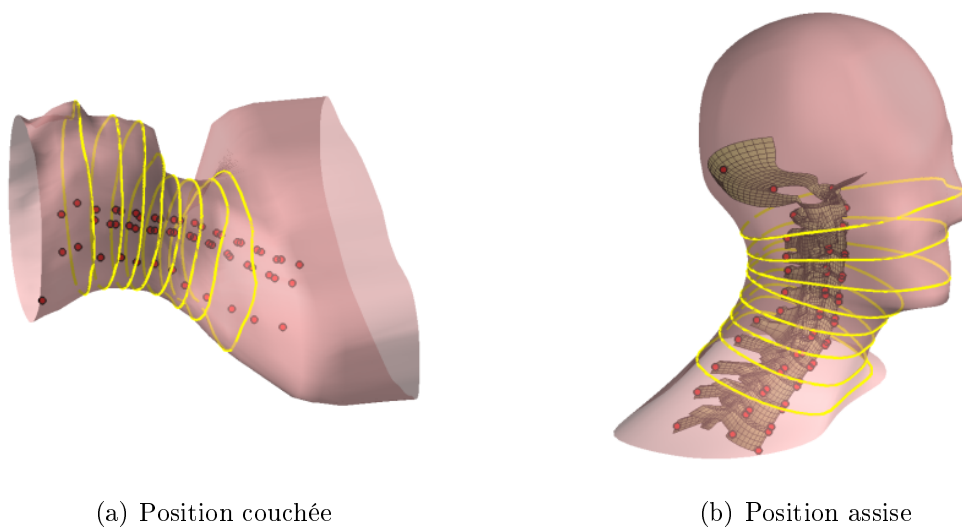


FIG. 5.12 – Recalage de la position couchée vers la position assise

5.1.3.4 Mesure des paramètres

Pour chaque muscle, les contours d'intérêt situés dans les coupes vertébrales sont identifiés (FIG. 5.13). Pour chaque contour, le type de forme («Ellipse» ou «Haricot») est automatiquement reconnu et les primitives géométriques sont déterminées. À partir de ces primitives, le maillage hexaédrique est généré comme décrit précédemment. Une déformation finale du maillage sur les données IRM peut éventuellement être effectuée afin de mieux représenter la géométrie personnalisée du sujet.

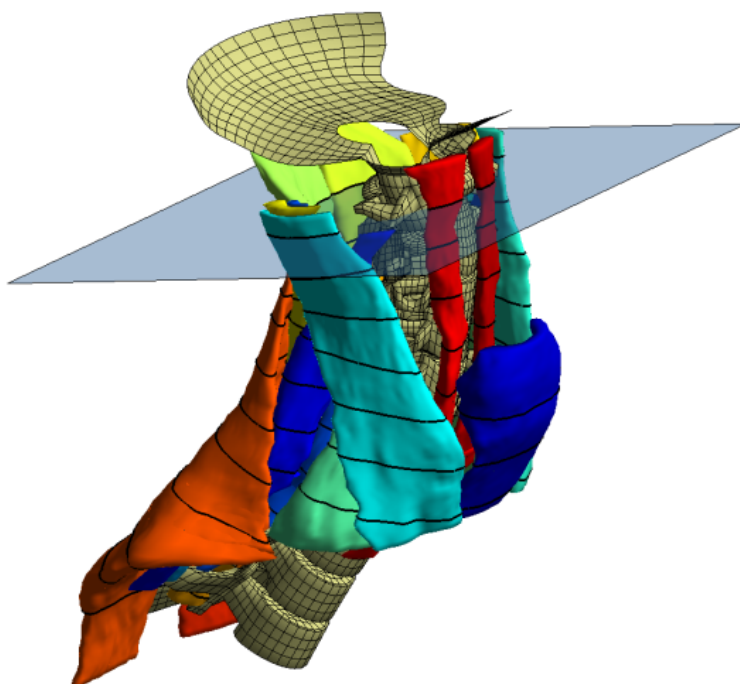


FIG. 5.13 – Détection des contours pour le paramétrage

5.1.4 Évaluation de la méthode

La méthode dont les étapes principales sont synthétisées dans l'organigramme de la figure 5.14 a été appliquée sur les six sujets volontaires décrits précédemment lors de la génération du maillage du rachis. Les maillages générés sont évalués en utilisant les critères de qualité pour les maillages hexaédriques déjà évoqués et décrits dans l'Annexe E. Les volumes et les fractions volumiques pour les différents muscles sont de plus quantifiés.

5.2 Résultats

La méthode a permis d'obtenir des maillages pour des formes de muscle variées (FIG. 5.15). L'ensemble de la musculature du cou a pu être maillée pour chaque sujet (FIG. 5.16). Deux densités de maillage ont été adoptées : elles comprennent 38575 nœuds (24028 éléments) ou 63285 nœuds (48056 éléments) pour la plus fine. Aucun élément distordu n'a été généré parmi les différents sujets, muscles et niveaux de finesse. Les muscles présentent moins de 1 % d'éléments franchissant le seuil d'avertissement à l'exception du *Trapèze* dont la géométrie particulière engendre un taux atteignant 4,8 %.

Les volumes musculaires ont été mesurés et les valeurs sont en accord avec les données de la littérature (FIG. 5.17). Une large variabilité est observée entre les sujets. Peu de différences sont observables en ce qui concerne les côtés gauche et droit. La mesure des volumes rapportée à l'indice de masse corporelle des sujets permet d'observer une différence entre les sujets masculins et féminins (FIG. 5.18). De plus, les fractions volu-

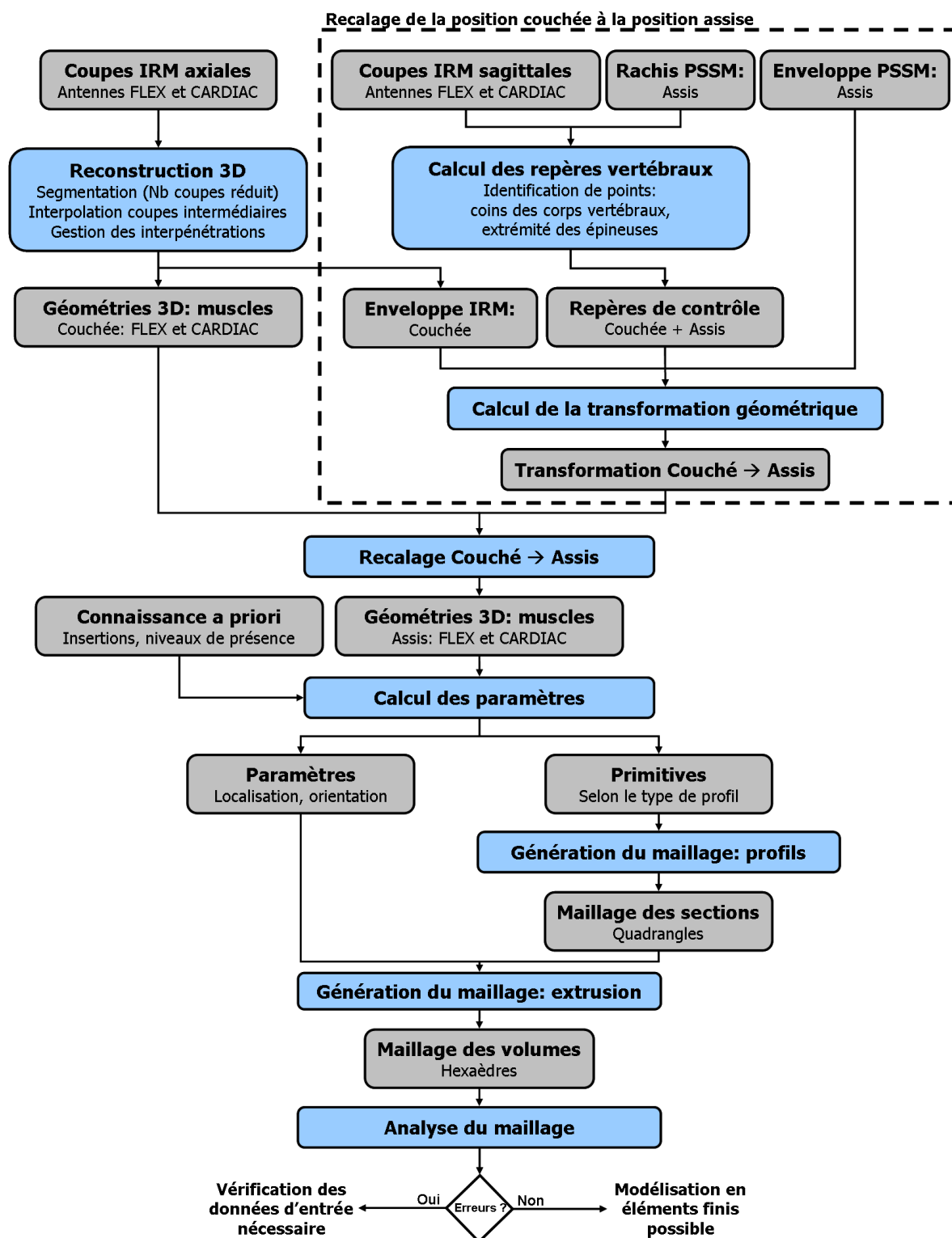


FIG. 5.14 – Organigramme de synthèse de la méthode

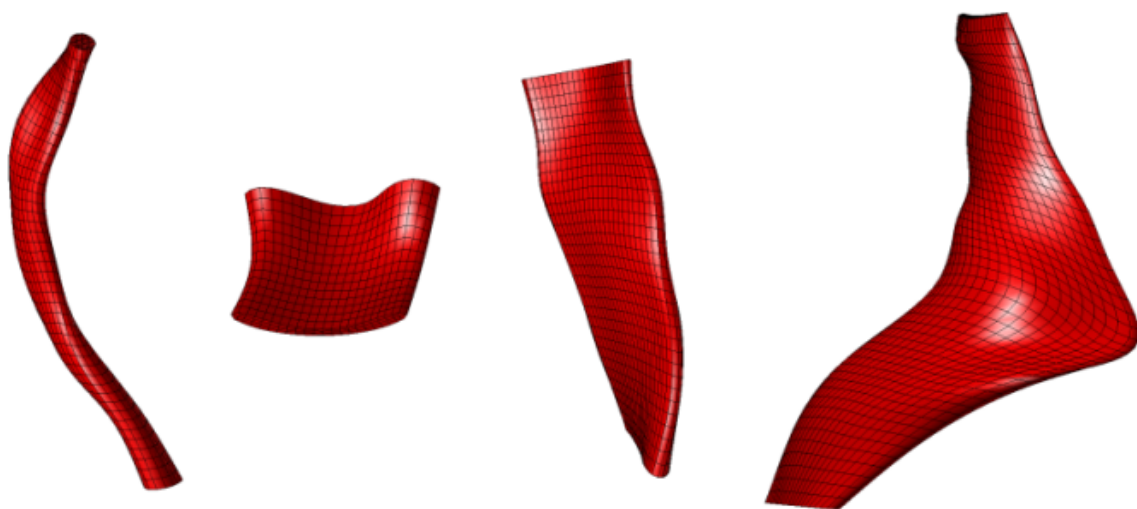


FIG. 5.15 – Exemple de muscles maillés (de gauche à droite : *Longissimus*, *Infra-Hyoïdiens*, *Sterno-Cléido-Mastoïdien* et *Trapèze*)

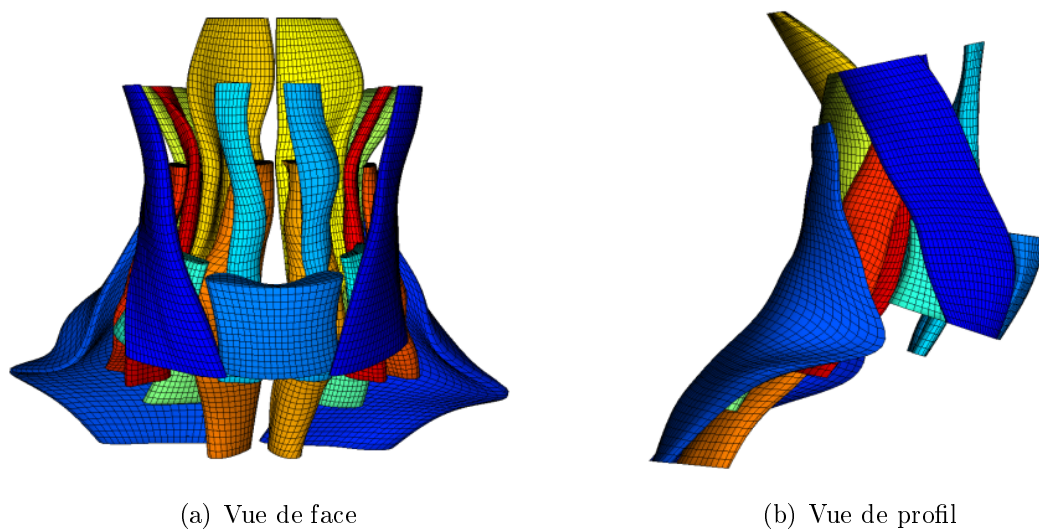


FIG. 5.16 – Maillage volumique des muscles du cou

miques des différents muscles présentent peu de variations (FIG. 5.19). La somme des volumes des quatre groupes de muscles de la nuque (*Trapèze*, *Splenius*, *Semispinalis capitis* et *Transverso-spinalis*) représente 63 % du volume global.

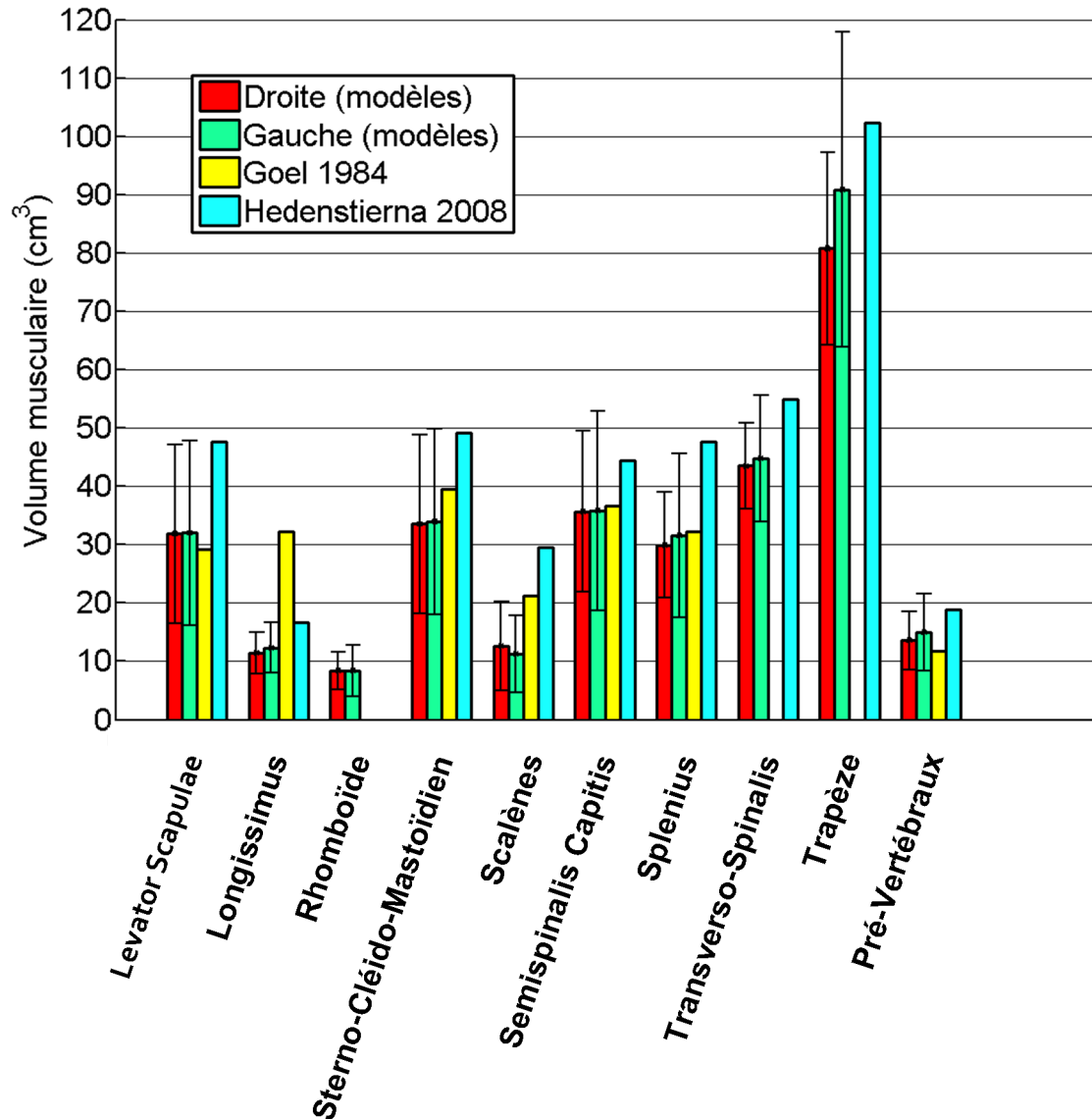


FIG. 5.17 – Mesure des volumes musculaires et comparaison avec les données de Goel *et al.* (1984) et Hedenstierna (2008)

5.3 Discussion et conclusion

Aucun modèle numérique ne permet à l'heure actuelle de prendre en compte les variabilités géométriques relatives aux volumes musculaires. L'approche de modélisation paramétrée et personnalisée (PSSM) a été appliquée aux muscles du cou. L'approche proposée au LBM par Jolivet *et al.* (2008) a constitué une base essentielle pour la

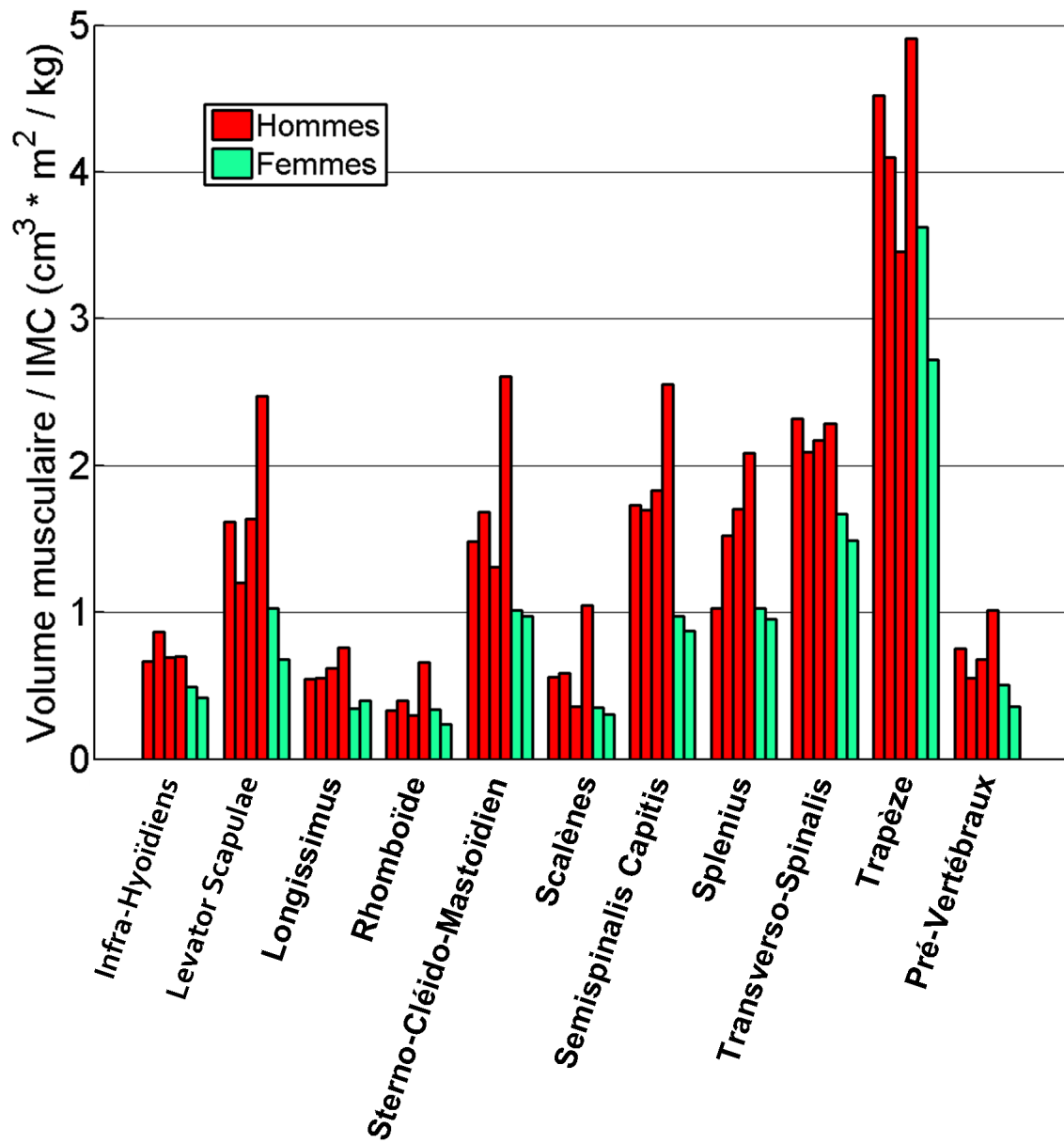


FIG. 5.18 – Mesure des volumes musculaires rapportés à l'indice de masse corporel (IMC)

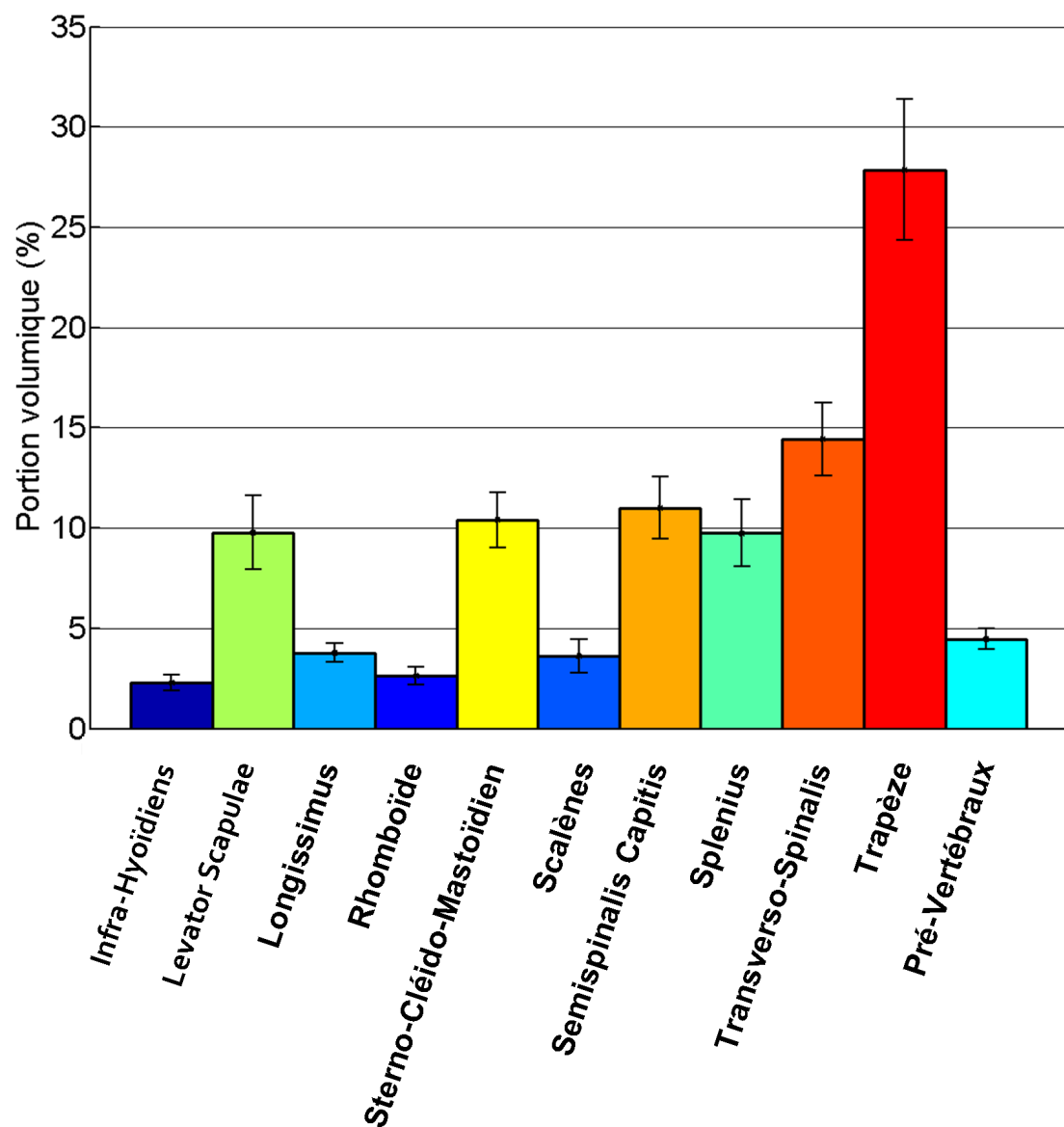


FIG. 5.19 – Mesure des fractions volumiques

génération de la géométrie tridimensionnelle des muscles à partir d'images IRM. En particulier, cette méthode a permis de s'intéresser aux volumes musculaires alors que la plupart des études de la littérature sont focalisées sur les surfaces de section.

Hypothèses de modélisation Comme dans la plupart des modèles développés, des hypothèses de regroupements musculaires ont été effectuées. Les muscles *Scalènes* ont été rassemblés et le groupe *Transverso-spinalis* regroupe les muscles *Multifidus* et *Semispinalis cervicis* dont la dissociation est difficile sur les images IRM. De même, les muscles *Longus Colli* et *Capitis* ont été regroupés dans le groupe des muscles *Pré-vertébraux*. Ces regroupements ont déjà été proposés (Lecompte, 2007).

Les muscles *Infra-Hyoïdiens* ont été pris en compte dans la modélisation dans la mesure où ils représentent environ 13 % du volume (20 % selon Van Ee *et al.* (2000)) des autres muscles fléchisseurs connus (*Sterno-Cléido-Mastoïdien*, *Pré-vertébraux* et *Scalènes antérieurs*). Ils possèdent en outre le plus grand bras de levier.

La modélisation des muscles au moyen d'une extrusion semble justifiée par le fait que les muscles du cou sont tous quasiment fusiformes (Kamibayashi et Richmond, 1998). Van Ee *et al.* (2000) mesurent en effet des angles de pennation inférieurs à 3°, hormis pour le *Trapèze*.

Méthode de personnalisation Certaines parties des muscles n'ont pas pu être identifiées sur les images IRM. En particulier, les muscles sous-occipitaux sont peu visibles et les coupes axiales ne sont pas optimales en raison de l'inclinaison de ces muscles.

La reconstruction tridimensionnelle à partir d'un nombre réduit de coupes est une étape fondamentale pour l'utilisation de la méthode de modélisation à grande échelle.

L'étape de recalage entre les positions couchée et assise a permis d'obtenir des volumes en accord avec la littérature. Dans la plupart des cas, les volumes sont inférieurs à ceux mesurés par Hedenstierna (2008). La réalisation d'acquisition au moyen d'IRM fonctionnelle en position assise permettrait cependant une meilleure validation du recalage. De plus, la mesure du tour de cou chez les sujets permettrait d'améliorer la précision de l'enveloppe externe en fournissant une information supplémentaire non accessible par la stéréoradiographie.

Conclusion Une approche de maillage paramétré et personnalisable des muscles du cou a été développée. La génération des maillages est automatique et rapide et semble donc propice à l'étude des effets de la morphologie. La méthode génère en outre des maillages hexaédriques qui respectent les critères de qualité et qui peuvent donc être utilisés dans le cadre de simulations numériques. La génération des modèles en éléments finis est l'objet du chapitre 6. Le fait que les fractions volumiques mesurées varient peu en fonction des sujets est de plus un résultat important qui rejoint tout à fait les observations de Jolivet (2007) pour les muscles fessiers et celles de Südhoff *et al.* (2009) pour ceux du membre inférieur. En effet, la connaissance de paramètres invariants est un apport considérable pour les travaux de modélisation futurs.

Chapitre 6

Modélisation en éléments finis : validation et exploitation préliminaires

Les étapes de maillage pour le rachis cervical, les tissus musculaires et l'enveloppe externe du segment tête-cou ont été présentées dans les chapitres 4 et 5. La plupart de la modélisation géométrique est par conséquent achevée. Des modèles en éléments finis du segment tête-cou peuvent désormais être générés en intégrant les lois de comportement mécanique des tissus modélisés.

La validation qui constitue une étape primordiale particulièrement complexe permet d'attester que la réponse d'un modèle est cohérente pour les configurations à simuler. Cette procédure doit être réalisée de façon incrémentale à chaque étape de développement du modèle. La validation des mobilités segmentaires est tout d'abord effectuée et décrite dans ce manuscrit.

Une étude préliminaire relative au comportement en compression axiale est de plus présentée. Un des apports essentiels de la modélisation en éléments finis est d'offrir un niveau de détail suffisant pour l'étude et la prédiction des lésions. Il est donc particulièrement intéressant de confronter les niveaux de sollicitation dans les tissus selon les morphologies et le comportement musculaire.

Sommaire

6.1	Modélisation en éléments finis	88
6.1.1	Vertèbres et disques	88
6.1.2	Les ligaments	89
6.1.3	La tête	91
6.1.4	Tissus musculaires	94
6.1.5	Description des modèles complets	95
6.2	Validation des mobilités segmentaires	98
6.2.1	Matériels et Méthodes	98
6.2.2	Résultats	98
6.3	Analyse préliminaire du comportement en compression . .	106
6.3.1	Matériels et Méthodes	106
6.3.2	Résultats	107
6.4	Discussion et conclusion	108

6.1 Modélisation en éléments finis

La génération du maillage détaillée dans les deux chapitres précédents est totalement indépendante du solveur utilisé pour les simulations en éléments finis. Le choix du solveur explicite Radioss (Altair Engineering, Troy, USA) est retenu par la suite dans l'optique des simulations en dynamique. Le modèle précédemment développé au LBM par Bertholon (1999) et Fréchède *et al.* (2005) ayant par ailleurs été validé sous Radioss, les lois de comportement peuvent pour la plupart être adaptées au nouveau modèle.

Les structures biologiques présentent des comportements mécaniques ayant entre autres la particularité d'être fortement non-linéaires et viscoélastiques. Une synthèse très détaillée des propriétés mécaniques des tissus du cou a été présentée par Bertholon (1999). Seules les données utilisées pour la modélisation sont présentées dans ce chapitre.

6.1.1 Vertèbres et disques

La modélisation mécanique des vertèbres est réalisée en différenciant les os cortical et spongieux pour le corps vertébral. En ce qui concerne l'arc postérieur, la plus faible présence d'os cortical est prise en compte par un module d'Young global deux fois plus faible comme proposé par Maurel *et al.* (1997). L'hypothèse d'un matériau élastique et isotrope est effectuée (TAB. 6.1). Des contacts sans friction sont employés pour les interfaces entre les facettes articulaires et les apophyses épineuses.

Deux approches de modélisation sont adoptées pour les disques intervertébraux en fonction des conditions à simuler. Pour les simulations en quasi-statique, la loi élastique employée par Maurel (1993) est utilisée. Dans le cas de simulations en dynamique en revanche, le comportement viscoélastique proposé par Bertholon (1999) et Fréchède *et al.* (2005) est employé pour la matrice de l'*annulus*. Cette loi est définie au moyen de quatre paramètres :

- K , le module de compression hydrostatique ;
- G_0 , le module de cisaillement à court terme ;
- G_{inf} , le module de cisaillement à long terme ;
- β , la constante de décroissance du module de cisaillement.

L'évolution du module de cisaillement au court du temps est donnée par :

$$G = G_{inf} + (G_0 - G_{inf}).e^{-\beta.t}$$

L'étude *in vitro* de Moroney *et al.* (1988b) sur unités fonctionnelles réduites (sans ligament) donne une estimation du module d'Young en statique de 10 MPa. Avec une valeur du coefficient de Poisson de 0,4, il est possible de définir G_{inf} , équivalent à la valeur en statique, grâce aux relations :

$$\begin{aligned} K &= \frac{E_{Statique}}{3(1 - 2\nu)} \\ G &= \frac{E_{Statique}}{2(1 + \nu)} \end{aligned}$$

Kelley *et al.* (1983) ont observé le comportement viscoélastique des disques en cisaillement. Le module initial est environ le double du module statique et la constante de décroissance du module est d'environ $0,5 \text{ s}^{-1}$.

La matrice de l'*annulus* est renforcée avec des fibres présentant une raideur en tension uniquement. Une différenciation est effectuée entre les fibres antéro-postérieures et les fibres latérales et deux couches concentriques possédant des fibres orientées dans des directions opposées sont représentées. Des plateaux cartilagineux sont insérés à l'interface entre les plateaux vertébraux et le disque.

TAB. 6.1 – Lois de matériau pour le rachis

Composant	Loi de comportement	Valeurs
Os cortical	Élastique linéaire isotrope	$E=12000$ MPa $\nu=0,3$
Os spongieux	Élastique linéaire isotrope	$E=100$ MPa $\nu=0,2$
Arc postérieur	Élastique linéaire isotrope	$E=6000$ MPa $\nu=0,3$
Plateaux cartilagineux	Élastique linéaire isotrope	$E=300$ MPa $\nu=0,3$
Annulus (statique)	Élastique linéaire isotrope	$E=2,5$ MPa $\nu=0,4$
Annulus (dynamique)	Viscoélastique linéaire	$K=33,33$ MPa $G_{inf}=3,57$ MPa $G_0=7,14$ MPa $\beta=0,0005$ ms ⁻¹
Fibres discales ant.-post.	Linéaires, tension seule	$E=110$ MPa $s=1,2$ mm ²
Fibres discales lat.	Linéaires, tension seule	$E=10$ MPa $s=1,2$ mm ²
Cartilages articulaires	Élastique linéaire isotrope	$E=300$ MPa $\nu=0,3$

6.1.2 Les ligaments

Les ligaments sont modélisés par des éléments unidirectionnels qui s'insèrent sur les nœuds du maillage volumique. Leur structure uniaxiale résiste aux efforts de tension uniquement. La courbe de comportement sigmoïde décrite par Chazal *et al.* (1985) qui correspond à un essai de traction typique est adaptée (FIG. 6.1). Les essais destructifs réalisés *in vitro* sont décrits au moyen des trois points permettant de tracer la courbe de comportement non-linéaire caractéristique des ligaments :

- **OA** : zone de faible rigidité (zone neutre ou pré-détente) ;
- **AB** : zone linéaire (comportement élastique) ;
- **C** : point d'amorce de la rupture du ligament (diminution de la pente indiquant une rupture progressive des fibres).

Pour les simulations en quasi-statique, les lois bilinéaires proposées par Rousseau *et al.* (2008) sont utilisées (TAB. 6.2). Les ligaments présentent une raideur nulle en compression et la zone neutre est respectée au moyen d'une pré-détente exprimée en pourcentage de la longueur initiale.

Dans le cas des simulations en dynamique, le travail effectué par Fréchède (2003) afin d'améliorer la finesse de modélisation des ligaments du rachis cervical inférieur est adapté. La démarche consiste dans un premier temps à générer la courbe de compor-

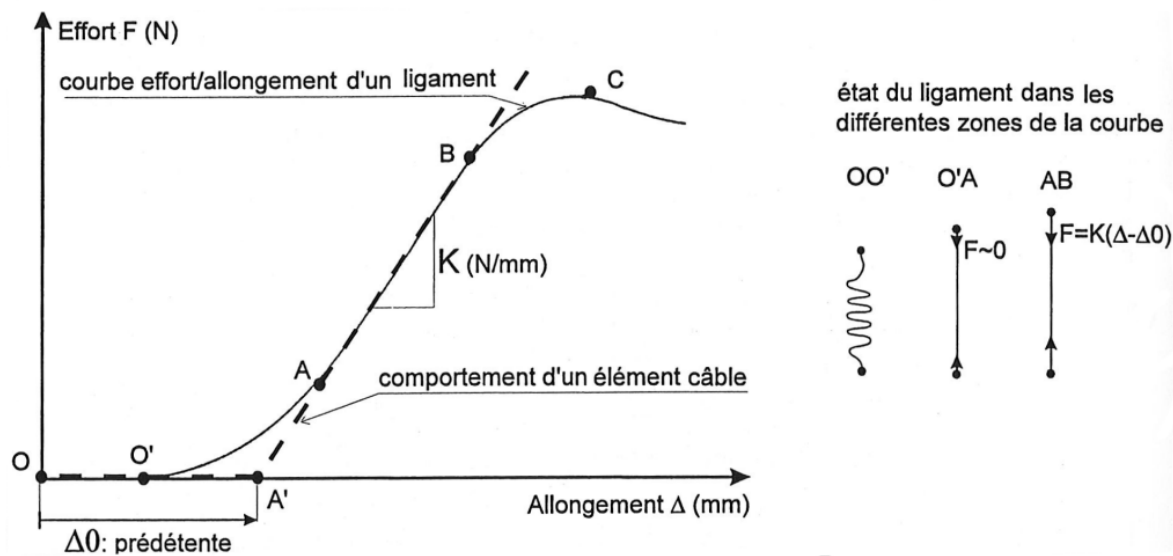


FIG. 6.1 – Comportement typique des ligaments décrit par Chazal *et al.* (1985), figure issue de Véron (1997)

TAB. 6.2 – Modélisation des ligaments du rachis cervical inférieur

Ligament	Pré-détente (%)	E (MPa)	s (mm ²)
Longitudinal Ant.	10	10	1
Longitudinal Post.	10	20	1
Jaune	0	25	0,4
Interépineux	17	3	3
Capsules postérieures	12	60	1,2
Capsules antérieures	30	60	1,2

tement sigmoïde moyenne pour chaque ligament en distinguant l'étage vertébral. Les tableaux 6.3 et 6.4 récapitulent les données nécessaires pour l'établissement des courbes des rachis cervicaux inférieur et supérieur. Les caractéristiques géométriques moyennes relatives aux sections et longueurs initiales et les données du point de rupture sont issues de Chazal *et al.* (1985) et Yoganandan *et al.* (2001) pour le rachis cervical inférieur. Ces valeurs sont différenciées entre les segments C2 – C5 et C5 – T1. En ce qui concerne les ligaments du rachis cervical supérieur, les données décrivant la rupture sont issues des essais *in vitro* réalisés par Myklebust *et al.* (1988) et les données géométriques sont proposées par Yoganandan *et al.* (2001) et Meyer *et al.* (2004).

Une fois les courbes de référence acquises pour chaque ligament, elles sont divisées par le nombre de fibres qui représentent le ligament dans le modèle pour avoir la courbe par fibre. L'hypothèse d'une section moyenne répartie de manière égale entre chaque fibre est effectuée. Enfin, une longueur de fibre moyenne pour chaque ligament par étage est calculée et les valeurs de la courbe de comportement sont multipliées par le ratio entre cette longueur et la longueur moyenne issue de la littérature.

Le comportement dynamique des ligaments est pris en compte d'après les essais réalisés par Yoganandan *et al.* (1989) à différentes vitesses de sollicitation. Un coefficient d'amortissement de 50 N.s/m est généralisé (Bertholon, 1999).

Le ligament transverse est modélisé de façon différente à l'aide d'éléments surfaciques afin de pouvoir gérer les contacts avec l'odontoïde de C2 (FIG. 6.2).

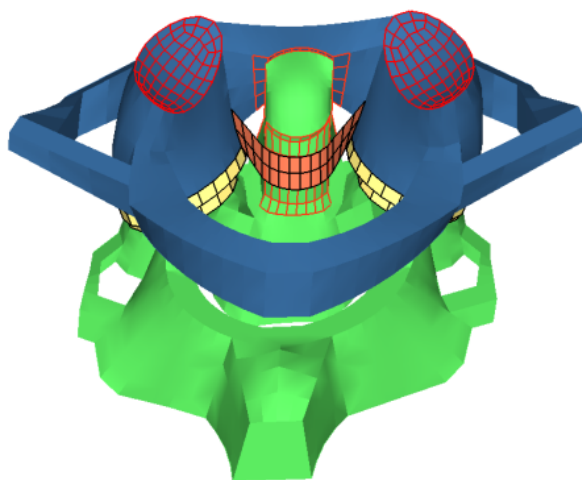


FIG. 6.2 – Modélisation du ligament transverse

6.1.3 La tête

Le cou est susceptible de subir des chargements provoqués par la tête soit en raison d'un impact, soit en raison des effets d'inertie. Les propriétés dynamiques de la tête ont donc une importance capitale. Yoganandan *et al.* (2009) rapportent différentes études portant sur la définition des propriétés physiques de la tête telles que la masse, la position du centre de gravité et les moments d'inertie (TAB. 6.5).

TAB. 6.3 – Données pour la modélisation des ligaments du rachis cervical inférieur

Segment	Données de rupture		Données géométriques		Courbe Effort-Déplacement			Modélisation	
	Contrainte (MPa)	Déformation	Aire (mm ²)	Longueur (mm)	Point A (mm)	Point B (mm)	Point C (mm)	Fibres	Raideur (N/mm)
Ligament longitudinal antérieur									
C2 – C5	8,36	0,31	11,1	18,8	1,70	12,65	4,54	80,14	5,79
C5 – T4	12,00	0,35	12,1	18,3	1,90	19,80	5,08	125,40	6,48
Ligament longitudinal postérieur									
C2 – C5	6,29	0,18	11,3	19	1,02	9,69	2,71	61,38	3,46
C5 – T4	12,80	0,34	14,7	17,9	1,79	25,66	4,79	162,50	6,10
Ligament jaune									
C2 – C5	2,64	0,77	46	8,5	1,92	16,56	5,13	104,88	6,54
C5 – C7	2,64	0,88	48,9	10,6	2,76	17,60	7,35	111,49	9,37
T1 – T4									
Ligament inter-épineux									
C2 – C5	2,97	0,61	13	10,4	1,86	5,26	4,97	33,34	6,33
C5 – T4	2,88	0,68	134	9,9	1,98	5,26	5,29	33,33	6,74
Capsules articulaires (double)									
C2 – C5	5,67	1,48	42,2	6,92	3,01	32,63	8,03	206,64	10,24
C5 – T4	7,36	1,16	49,5	6,72	2,29	49,68	6,11	314,64	7,79
Ligament supra-épineux									
T1 – T4					4,09	25,36	10,90	160,63	13,9
Ligament inter-transverse									
T1 – T4	51	0,165	1,85	8,75	0,42	12,87	1,13	81,48	1,44
								94,35	4,78
								4*2	96,95

TAB. 6.4 – Données pour la modélisation des ligaments du rachis cervical supérieur

Ligament	Insertions	Longueur (mm)	Courbe Effort-Déplacement				Modélisation		
			Point A (mm) (N)	Point B (mm) (N)	Point C (mm) (N)	Fibres	Pré-détente (%)	Raideur (N/mm)	
Occipito-atloïdien ant.	C0 – C1	44,14	5,48 32,48	14,74 199,52	18,9 232	7	12,42	18,04	
Occipito-atloïdien post.	C0 – C1	15,23	5,24 11,62	14,118 71,38	18,1 83	6	34,46	6,74	
Occipito-atloïdiens ant.-lat.	C0 – C1	8,66	5,24 11,62	14,118 71,38	18,1 83	2*2	60,61	6,74	
Apical	C0 – C2	3,36	2,32 29,96	6,24 184,04	8 214	1	69,05	39,31	
Alaires	C0 – C2	7,28	4,089 49,98	10,998 307,02	14,1 357	4*2	56,17	37,20	
Occipito-transverse	CO – Transverse	8,34	3,625 61,04	9,75 374,96	12,5 436	3	43,46	51,25	
Transverso-axoïdien	Transverse – C2	9,78	3,625 61,04	9,75 374,96	12,5 436	3	37,06	51,25	
Atloïdo-axoïdien ant.	C1 – C2	11,93	3,422 36,82	9,204 226,18	11,8 263	4	28,68	32,75	
Atloïdo-axoïdiens post.	C1 – C2	13,62	2,784 15,54	7,488 95,46	9,6 111	6	20,44	16,99	
Vertébral commun ant.	C0 – C1	44,14	3,422 36,82	9,204 226,18	11,8 263	3	7,75	32,75	
Vertébral commun ant.	C1 – C2	11,93	3,422 36,82	9,204 226,18	11,8 263	3	28,68	32,75	
Interépineux	C1 – C2	13,62	1,827 5,46	4,914 33,54	6,3 39	1	13,41	9,10	
Occipito-axoïdien	C0 – C2	27,48	3,451 10,64	9,282 65,36	11,9 76	2	12,56	9,38	
Capsules occipito-atloïdienne	C0 – C1	5,26	2,871 44,8	7,722 275,2	9,9 320	10*2	54,58	47,49	
Capsules atloïdo-axoïdienne	C1 – C2	3,83	2,697 43,96	7,254 270,04	9,3 314	10*2	70,42	49,61	
Cervical post.	C0 – C1	16,74	5,249 11,62	14,118 71,38	18,1 83	3	31,36	6,74	
Cervical post.	C1 – C2	22,62	5,249 11,62	14,118 71,38	18,1 83	3	23,20	6,74	
Cervical post.	C0 – C2	40,38	5,249 11,62	14,118 71,38	18,1 83	3	13,00	6,74	

TAB. 6.5 – Propriétés physiques de la tête, rapportées par Yoganandan *et al.* (2009)

	$Masse$ (kg)	$CG - x$ (mm)	$CG - z$ (mm)	I_{xx} (kg.cm ²)	I_{yy} (kg.cm ²)	I_{zz} (kg.cm ²)
<i>Becker et al., 1972</i>	3,88	1,3	2,5	174,9	219,3	159,0
<i>Wakler et al., 1973</i>	4,37	(17,8)	(53,1)		233,2	
<i>Reynolds et al., 1975</i>	3,99			170,8	164,0	200,8
<i>Beier et al., 1980</i>	4,30	0,83	3,13	206	223	148
<i>Plaga et al., 2005</i>	3,30	0,08	2,77	109,43	148,44	135,88
Bertholon (1999)	4,36	0,6	3,0	184	226	169

La partie supérieure de l’enveloppe externe est rigidifiée afin d’obtenir une représentation de la tête pour le modèle. L’os occipital est intégré dans ce corps rigide.

6.1.4 Tissus musculaires

Modélisation des volumes musculaires Les muscles sous-occipitaux n’ont pas été modélisés au moyen de l’approche paramétrée et personnalisée en raison de leur faible visibilité sur les images IRM. Leur géométrie est donc paramétrée en prenant en compte les points d’insertion sur le rachis ainsi que la section maximale et le ratio des longueurs de muscle et de tendon (FIG. 6.3).

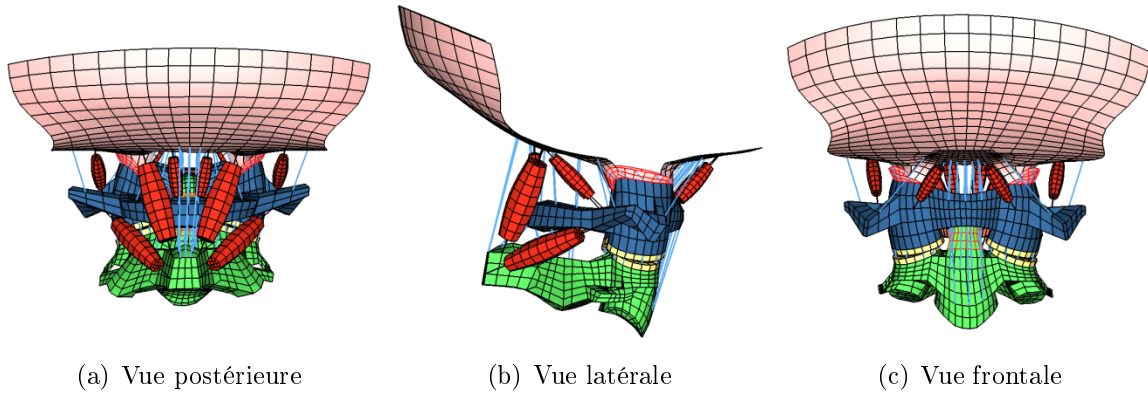


FIG. 6.3 – Modélisation des muscles sous-occipitaux

D’un point de vue mécanique, les muscles sont modélisés dans une première approche au moyen d’éléments solides élastiques (module d’Young : 2 MPa). Le coefficient de Poisson avoisine 0,5 afin de prendre en compte l’aspect quasi-isovolumique. Les tendons sont modélisés par des ressorts et les extrémités musculaires sont rigidifiées afin d’éviter les déformations localisées aux nœuds d’insertions. Les points d’insertions musculaires sont identifiés sur les radiographies de face et de profil des sujets. Ces points sont situés sur la scapula, les deux premières côtes, l’os hyoïde, le processus mastoïde ainsi que les clavicules et le sternum. Le détail des sites d’insertion musculaires est disponible dans l’Annexe C.

Contacts intermusculaires Les contacts surfaciques entre les différents muscles sont gérés au moyen d'une modélisation des aponévroses. Des contacts surfaciques sont définis entre les différents muscles. Une seconde approche plus simple est aussi proposée afin de réduire les temps de calcul et consiste à insérer des éléments poutres qui relient entre elles les lignes d'action musculaires au niveau des points de passage situés aux différents étages vertébraux.

Afin de limiter le nombre d'interfaces de contact et d'éviter des temps de calculs trop importants, les contacts entre les muscles et le rachis sont de même pris en compte dans une première approche au moyen de poutres. Des points sont définis aux centres des sections musculaires pour les différents niveaux vertébraux. Ces points sont ensuite reliés aux centres vertébraux par des poutres afin d'éviter les rapprochements ou éloignements abusifs.

Enfin, l'enveloppe externe du cou est modélisée en employant les propriétés proposées par Bertholon (1999) et Fréchède *et al.* (2005) dans le but de représenter la peau. Elle est modélisée par des éléments membranes présentant un comportement élastique non linéaire ($E=5$ MPa en traction et $0,1$ MPa en compression).

Activation musculaire L'approche proposée au LBM par Skalli (Jolivet *et al.*, 2000) qui consiste à intégrer des fibres à l'intérieur du maillage volumique des tissus musculaires est adoptée (FIG. 6.4). Cette approche permet d'une part d'obtenir un comportement global anisotrope non-linéaire du muscle mais elle rend aussi possible la modélisation de la contraction musculaire au moyen de câbles contractiles. Les câbles pré-tensionneurs génèrent une force à leurs extrémités. La force produite par chaque muscle est adaptée en fonction des sujets grâce à la relation $F_{Max} = \sigma_{Max} \cdot PCSA$ en considérant σ_{Max} égal à $0,5$ MPa (Winters et Stark, 1988). Cet effort est ensuite divisé par le nombre de fibres qui constituent le muscle.

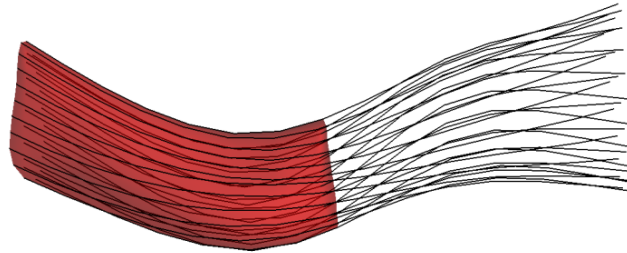
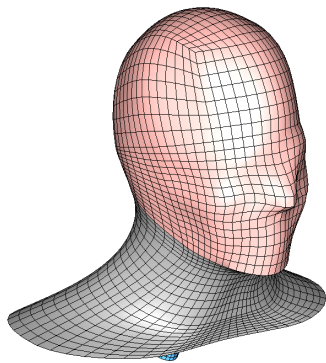


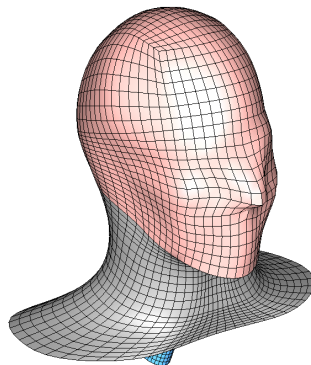
FIG. 6.4 – Intégration d'éléments contractiles dans le maillage volumique

6.1.5 Description des modèles complets

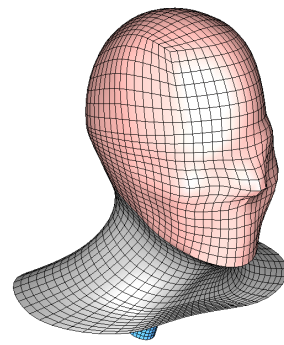
Les modèles complets du segment tête-cou qui ont pu être générés pour les six sujets volontaires évoqués dans les deux chapitres précédents présentent exactement la même cartographie de maillage soit environ 60000 nœuds, 37000 éléments volumiques, 30500 éléments surfaciques, 41500 éléments unidimensionnels et 180 interfaces de contact (FIG. 6.5 et FIG. 6.6).



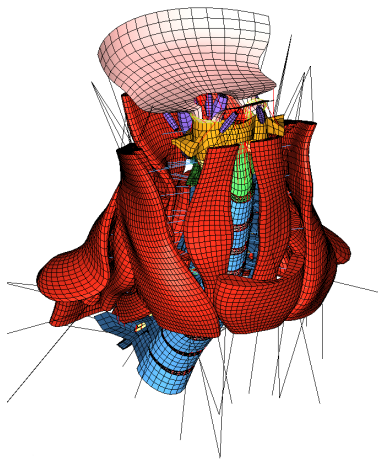
(a) S1 : Enveloppe externe



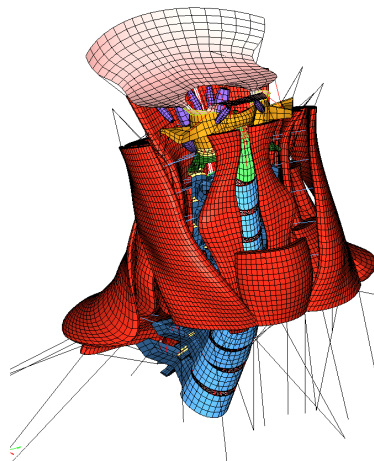
(b) S2 : Enveloppe externe



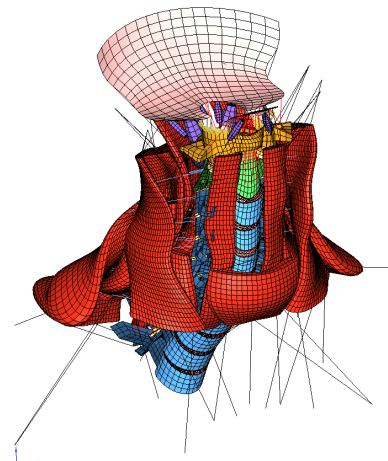
(c) S3 : Enveloppe externe



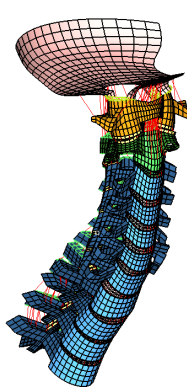
(d) S1 : Muscles



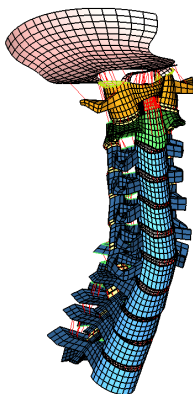
(e) S2 : Muscles



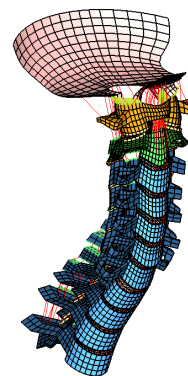
(f) S3 : Muscles



(g) S1 : Rachis

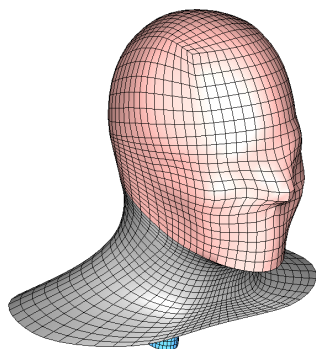


(h) S2 : Rachis

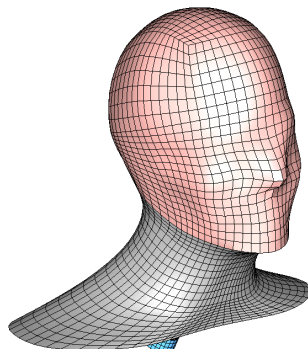


(i) S3 : Rachis

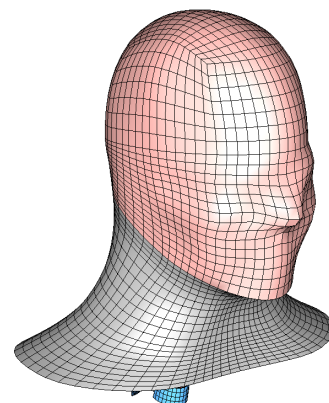
FIG. 6.5 – Modélisation des sujets 1 à 3



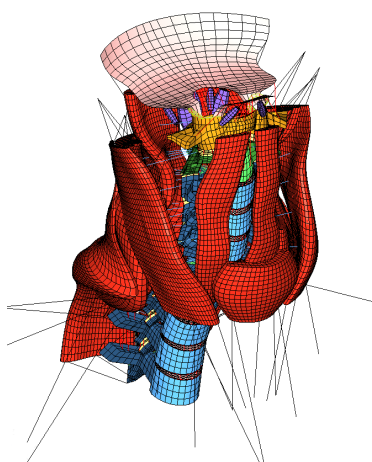
(a) S4 : Enveloppe externe



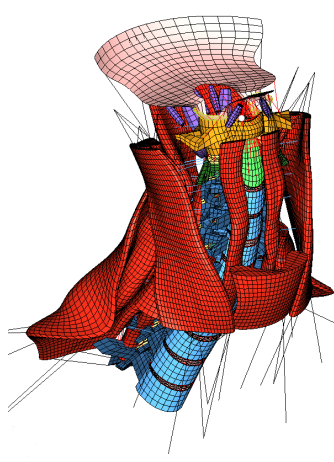
(b) S5 : Enveloppe externe



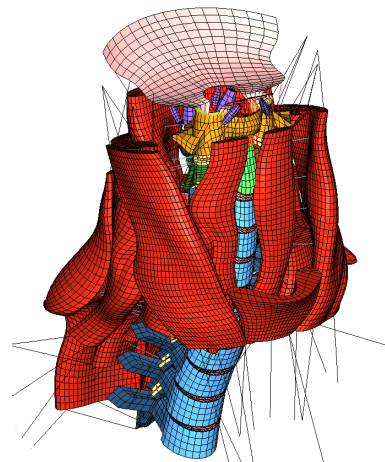
(c) S6 : Enveloppe externe



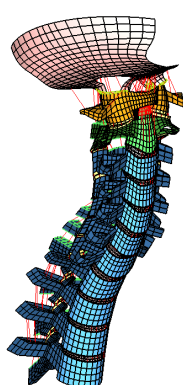
(d) S4 : Muscles



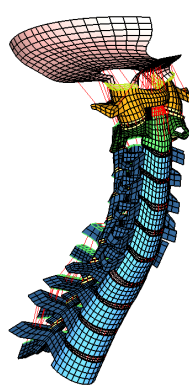
(e) S5 : Muscles



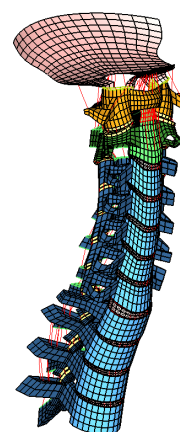
(f) S6 : Muscles



(g) S4 : Rachis



(h) S5 : Rachis



(i) S6 : Rachis

FIG. 6.6 – Modélisation des sujets 4 à 6

6.2 Validation des mobilités segmentaires

Cette première étape de validation a pour enjeux d'évaluer le comportement cinématique local des différents segments vertébraux.

6.2.1 Matériels et Méthodes

Les mobilités sont évaluées pour les différents segments selon le même protocole. La vertèbre inférieure du segment est encastrée tandis qu'un moment pur est appliqué à la vertèbre supérieure.

Mobilités des unités fonctionnelles C5 – C6 Les mobilités des unités fonctionnelles C5 – C6 (vertèbres adjacentes et tissus mous environnants) ont été évaluées sur 16 rachis *in vitro*. Pour chaque rotation (flexion, extension, inclinaison latérale et rotation axiale) un moment de 2 Nm est appliqué à la vertèbre C5 par incrément de 0,2 Nm.

Les résultats d'essais précédemment réalisés au LBM (Rousseau *et al.*, 2008) ont été rassemblés afin de constituer une base de données de validation. La base inclut 25 unités fonctionnelles qui ont été testées en mobilité afin d'obtenir les courbes effort-déplacement. La précision de ces mesures expérimentales est de 0,5°. Les mouvements principaux et couplés sont calculés durant les simulations numériques puis comparés aux valeurs expérimentales. Pour chaque configuration et chaque spécimen, la réponse est moyennée à chaque pas de chargement. Les valeurs expérimentales moyennes et l'écart-type des mesures (SD) sont utilisés pour établir le corridor.

Les 25 rachis de la base *in vitro* sont différents des 16 rachis qui ont été modélisés. Des comparaisons une-à-une ont par conséquent aussi été effectuées pour trois unités fonctionnelles supplémentaires qui ont à la fois été testées mécaniquement et modélisées.

Mobilités du rachis cervical inférieur Les expérimentations réalisées *in vitro* au LBM au cours de deux études sur 16 et 12 segments C3 – C7 sont reproduites à l'aide des modèles issus des six sujets *in vivo*. Les courbes Force-Déplacement sont comparées avec le corridor dans un premier temps. Pour chaque mouvement et chaque sujet, la répartition des mobilités entre les étages vertébraux est ensuite comparée.

Mobilités du rachis cervical supérieur Les mobilités sont évaluées pour chaque segment (C0 – C1 et C1 – C2) puis globalement (C0 – C2). Enfin, les amplitudes de mouvement sont comparées aux valeurs de la littérature. Les essais *in vitro* de Goel *et al.* (1988), Panjabi *et al.* (1988, 2001) et Watier (1997) ont été choisis dans la mesure où ils présentent le même type de protocole et une description complète des amplitudes de mouvement.

6.2.2 Résultats

6.2.2.1 Mobilités des unités fonctionnelles C5 – C6

Pour les 16 rachis, le comportement non-linéaire habituel est observable et les amplitudes de mouvement sont cohérentes au regard des résultats de la littérature (TAB. 6.6).

Le comportement non-linéaire est moins marqué pour le mouvement de flexion-extension (FIG. 6.7 a). De plus, ce mouvement présente une réponse asymétrique. Toutes les courbes sont intégrées dans le corridor à l'exception d'une en extension. Pour un modèle, un contact s'établit par ailleurs entre les processus épineux pendant l'extension ce qui explique l'amplitude de mouvement plus faible. L'amplitude de mouvement moyenne est de $-4,87^\circ$ en extension (SD : 1,15) et $4,76^\circ$ en flexion (SD : 0,63). Les courbes recouvrent une part limitée du corridor (52 % en extension et 49 % en flexion).

L'inclinaison latérale présente une réponse symétrique par rapport à 0. L'amplitude de mouvement moyenne est de $3,13^\circ$ (SD : 0,72). Toutes les courbes sont intégrées dans le corridor à l'exception d'une. La majorité du corridor est recouverte (93 %). Un mouvement couplé en rotation axiale est observé.

La rotation axiale présente de même une réponse symétrique par rapport à 0. Toutes les courbes sont dans l'intervalle défini par le corridor. L'amplitude de mouvement moyenne est de $3,08^\circ$ (SD : 0,66). Une grande partie du corridor est recouverte (64 %). Un mouvement couplé en inclinaison latérale est observé.

En ce qui concerne les comparaisons une-à-une, pour l'inclinaison droite et la rotation gauche, les courbes simulées sont classées dans le même ordre que les courbes expérimentales relativement aux amplitudes de mouvement. Ce constat n'est pas valable en flexion (FIG. 6.8).

TAB. 6.6 – Comparaison des amplitudes de mouvement obtenues avec celle de la littérature

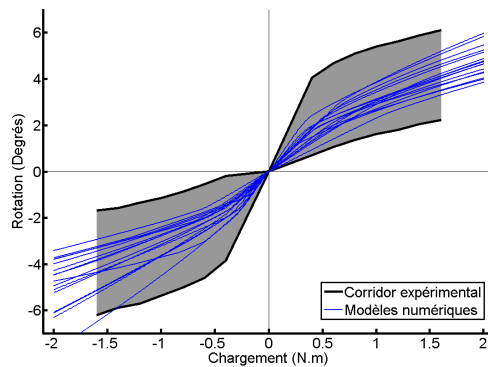
Mouvement ^a	Modèles paramétrés et personnalisés	Rousseau <i>et al.</i>	Moroney <i>et al.</i>	Panjabi <i>et al.</i>	Wheeldon <i>et al.</i> (2006)
		2008	1988b	2001	Yoganandan <i>et al.</i> (2007, 2008)
Extension	-4,87 (1,15)	-3,94 (2,26)	-3,52 (1,94)	-4,40	-4,73 (1,58)
Flexion	4,76 (0,63)	4,15 (1,94)	5,55 (1,84)	5,50	9,83 (2,24)
Inclinaison latérale droite	3,13 (0,72)	2,45 (1,05)	4,71 (2,99)	3,25	5,29 (1,98)
Rotation axiale gauche	3,08 (0,66)	2,62 (1,47)	1,85 (0,67)	2,50	6,86 (1,11)

^aLes amplitudes de mouvements sont exprimées en degrés (écart-type si disponible).

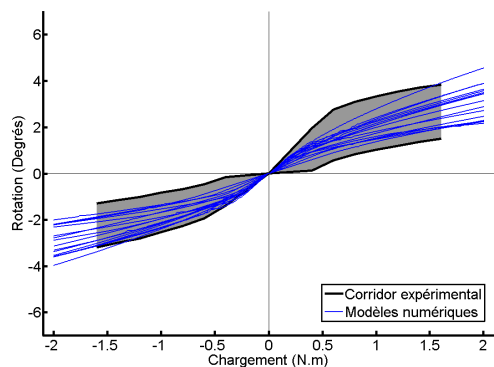
6.2.2.2 Mobilités du rachis cervical inférieur

Pour les trois mouvements, les profils de mobilités sont en accord avec la forme non-linéaire attendue (FIG. 6.9). L'aspect non-linéaire est cependant moins marqué pour l'inclinaison latérale. La flexion et l'extension simulées donnent une réponse située dans la partie basse du corridor expérimental. Les amplitudes de mouvement sont de 18° pour la flexion (SD : 2,03) et de $-20,2^\circ$ pour l'extension (SD : 2,44). Les mouvements d'inclinaison latérale et de rotation présentent des amplitudes respectives moyennes de $12,77^\circ$ (SD : 1,3) et $12,75^\circ$ (SD : 1,15).

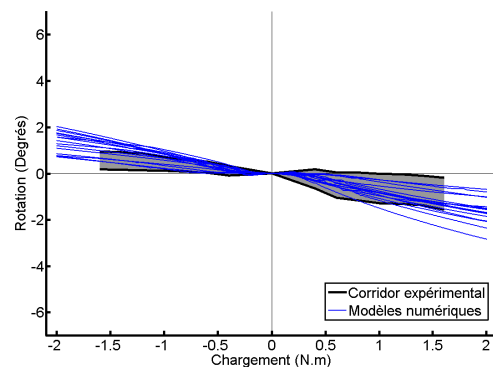
En ce qui concerne les mobilités segmentaires, un découplage des mouvements entre les niveaux est observable pour tous les sujets (FIG. 6.10). La répartition des amplitudes de mouvement segmentaires diffère cependant selon les morphologies et les mobilités ne sont pas équiréparties entre les niveaux. Les niveaux présentant les maxima et minima de mobilités ne sont pas identiques selon le sujet. À titre d'exemple, pour l'extension, un sujet présente $2,7^\circ$ de différence entre le segment le plus mobile et le moins mobile tandis qu'un autre sujet n'atteint que $0,3^\circ$ de différence.



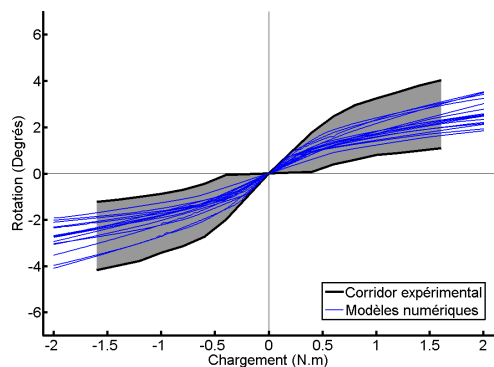
(a) Extension-flexion



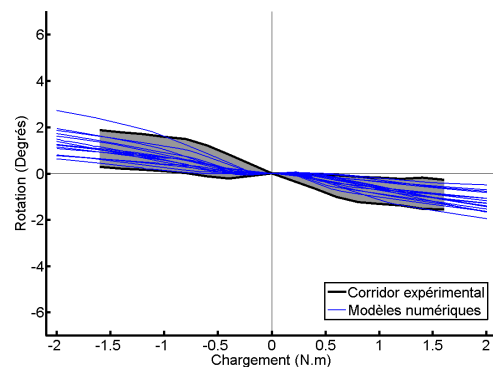
(b) Inclinaison latérale : mouvement principal



(c) Inclinaison latérale : rotation couplée

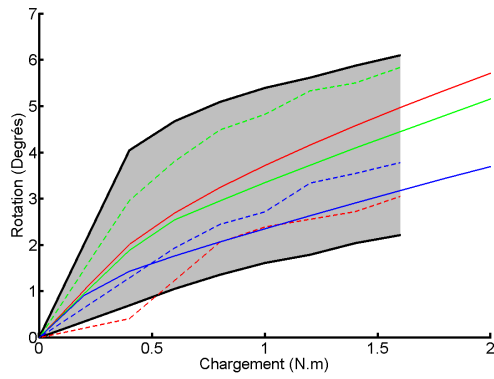


(d) Rotation axiale : mouvement principal

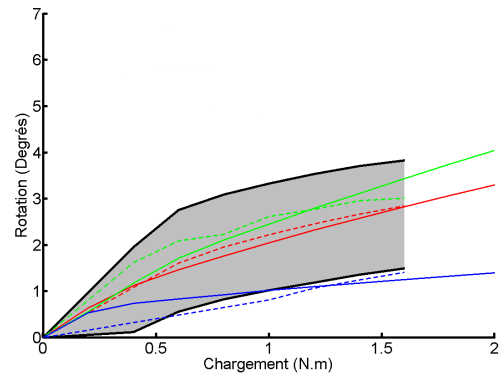


(e) Rotation axiale : inclinaison couplée

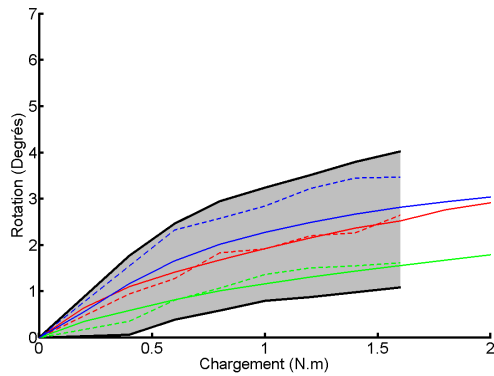
FIG. 6.7 – Réponses des 16 modèles C5 – C6 comparées aux essais *in vitro*



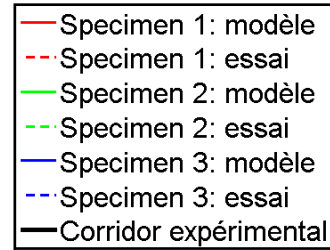
(a) Flexion



(b) Inclinaison latérale droite

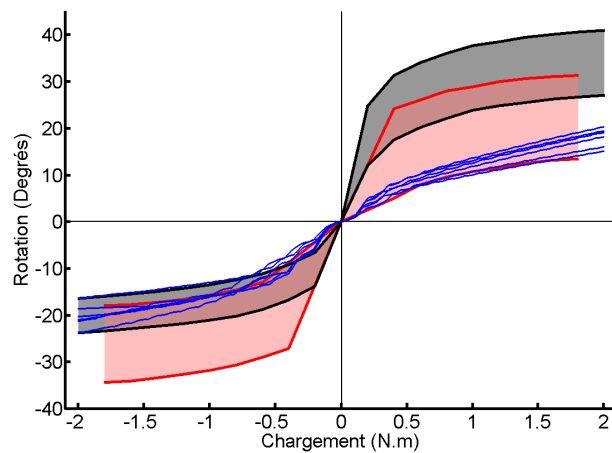


(c) Rotation axiale gauche

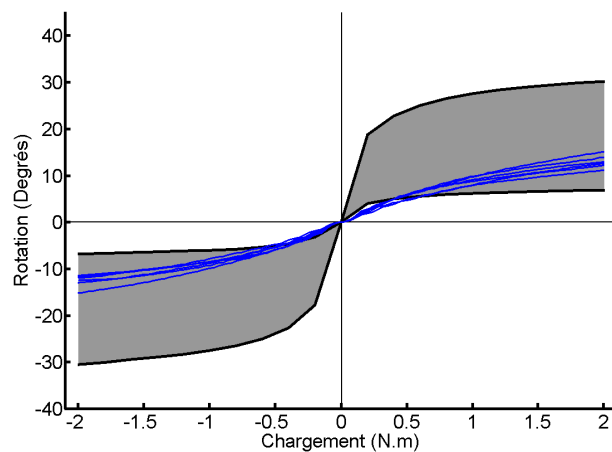


(d) Légende

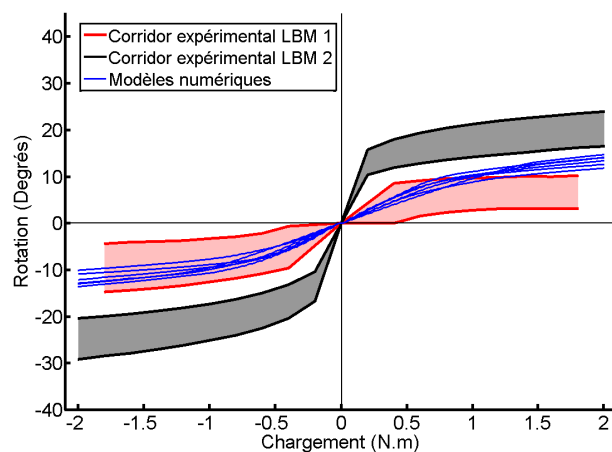
FIG. 6.8 – Comparaisons une-à-une pour les trois segment C5 – C6 ayant été à la fois modélisés et testés mécaniquement



(a) Flexion/extension



(b) Inclinaison latérale



(c) Rotation axiale

FIG. 6.9 – Courbes de mobilités pour le segment C3 – C7

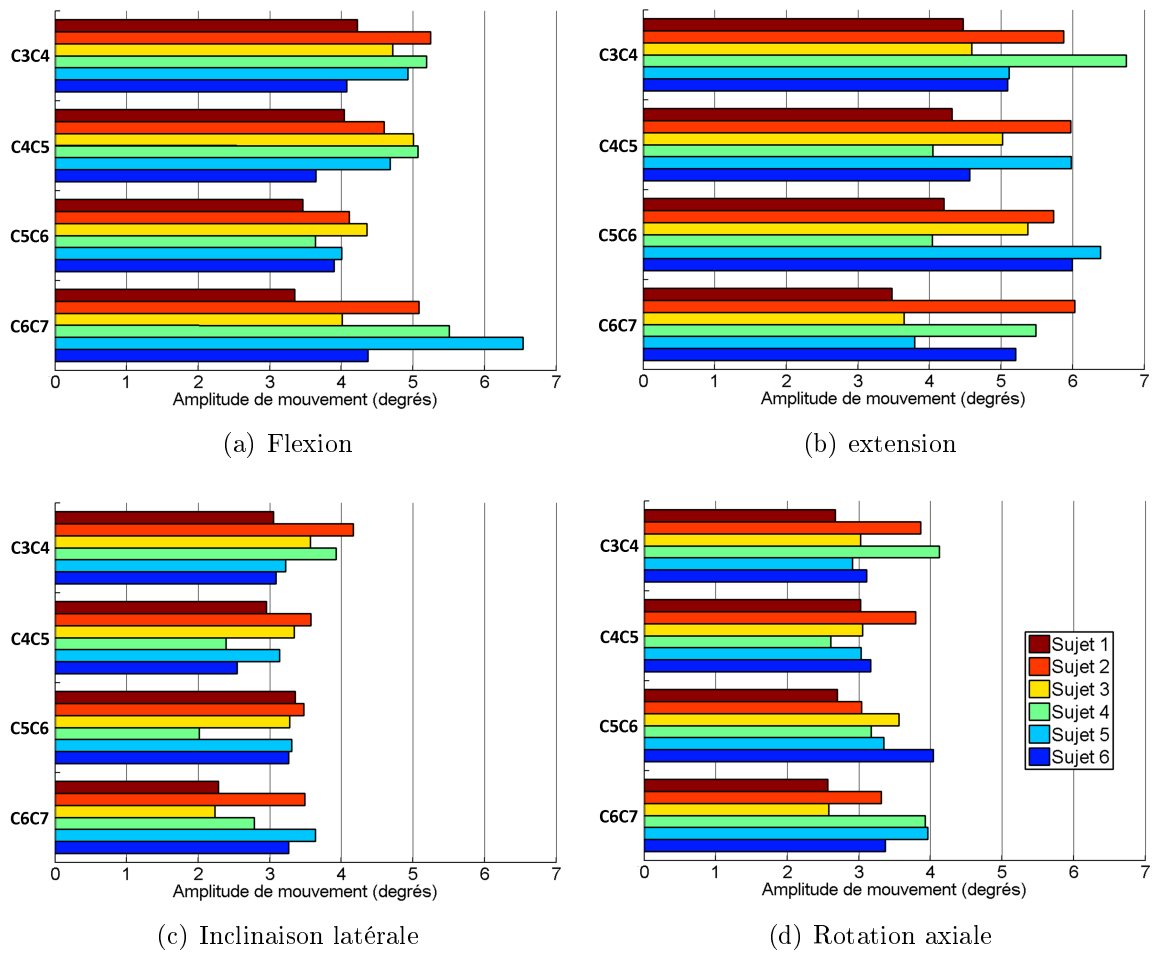


FIG. 6.10 – Amplitudes de mouvement par étage pour le segment C3 – C7

6.2.2.3 Mobilités du rachis cervical supérieur

Le comportement non-linéaire des courbes est plus marqué que pour les unités fonctionnelles du rachis cervical inférieur (FIG. 6.11). Les mouvements de flexion et d'extension présentent peu de couplage. Les mouvements d'inclinaison latérale et de rotation axiale présentent en revanche des couplages importants. L'amplitude du mouvement de rotation axiale couplé à l'inclinaison latérale est par ailleurs caractérisé par une grande variabilité en fonction des géométries.

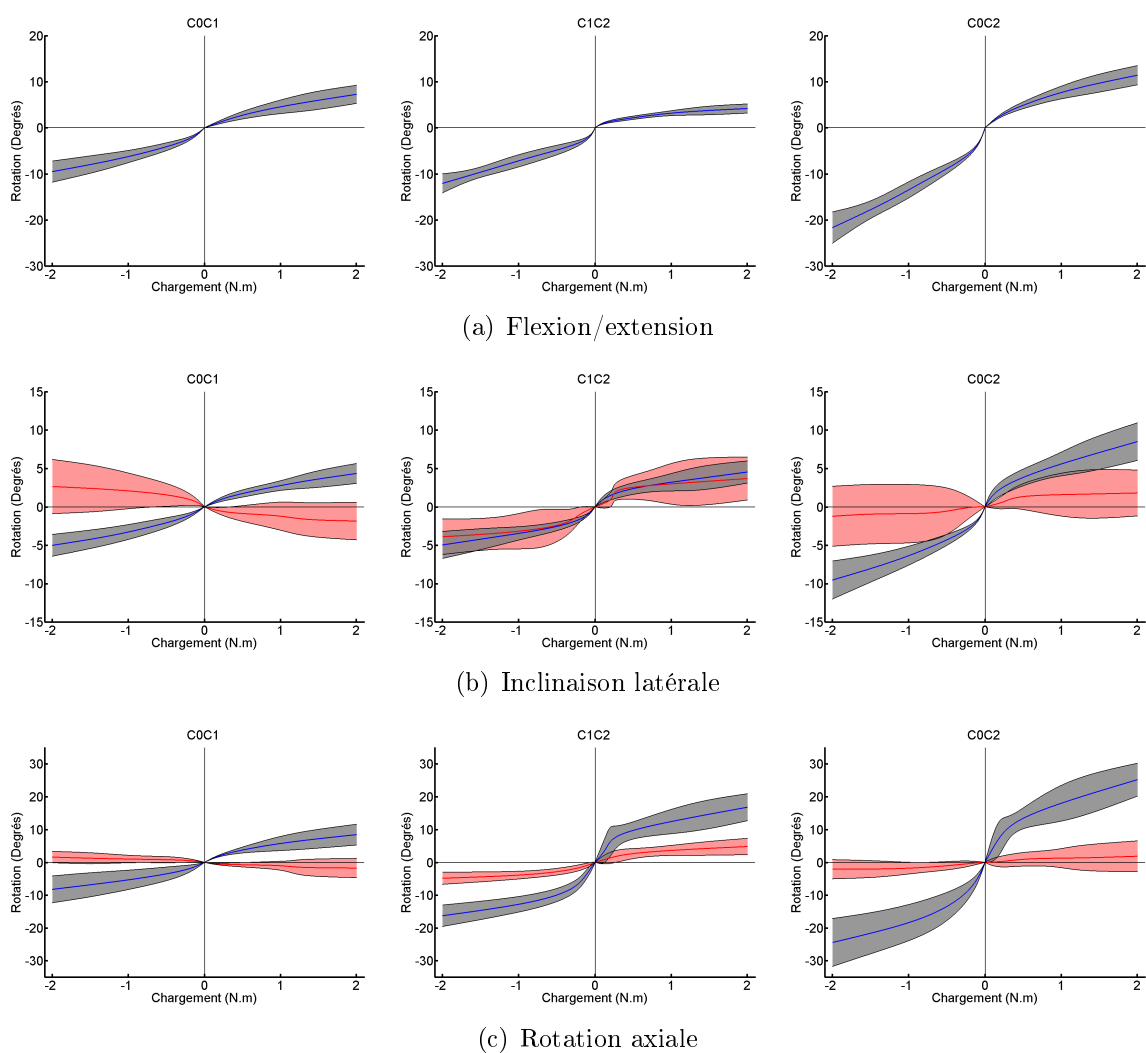


FIG. 6.11 – Courbes de mobilités pour les segments du rachis cervical supérieur (gris : corridor des mouvements principaux simulés, rouge : corridor des mouvements couplés simulés)

Si les amplitudes sont généralement en accord avec la littérature, certains écarts peuvent toutefois être constatés (FIG. 6.12). En particulier, la flexion et la rotation axiale en C1 – C2 sont plus faibles ainsi que l'extension en C0 – C1.

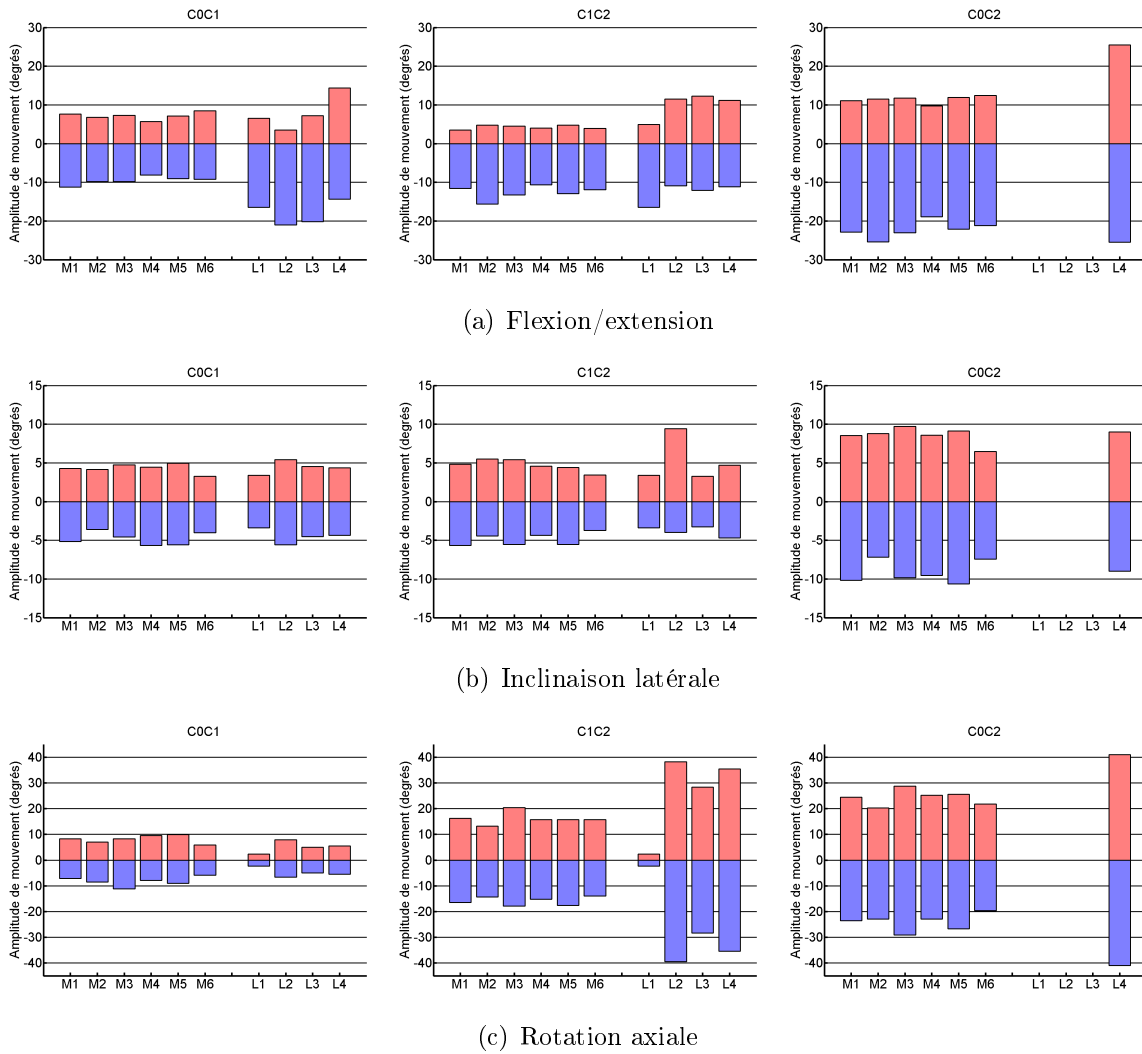


FIG. 6.12 – Comparaison des amplitudes de mouvement avec les données de la littérature pour les segments du rachis cervical supérieur (M1 à M6 : modèles correspondants aux six sujets ; L1 : Goel *et al.* (1988) ; L2 : Panjabi *et al.* (1988) ; L3 : Panjabi *et al.* (2001) ; L4 : Watier (1997))

6.3 Analyse préliminaire du comportement en compression

Cette analyse préliminaire a pour objectif d'explorer les effets de la morphologie et des tissus musculaires lors d'une sollicitation en compression. Ce mode de chargement a été retenu étant donné sa récurrence sous facteur de charge.

6.3.1 Matériels et Méthodes

Test de compression Une des configurations testées *in vitro* par Nightingale *et al.* (1991) sur rachis décharnés est reproduite à l'aide des six modèles en éléments finis (FIG. 6.13). Cette configuration a été sélectionnée dans la mesure où les auteurs décrivent précisément les lésions observées expérimentalement. Le protocole consiste à encaster la vertèbre T1 et à imposer une vitesse de déplacement à l'os occipital dans la direction longitudinale du rachis (verticale). Les essais étaient initialement réalisés avec trois types de conditions aux limites en déplacement pour C0 comme indiqué dans le tableau 6.7. La configuration intermédiaire a été retenue pour ces simulations dans la mesure où elle permet une étude des lésions localisées au niveau des tissus mous.

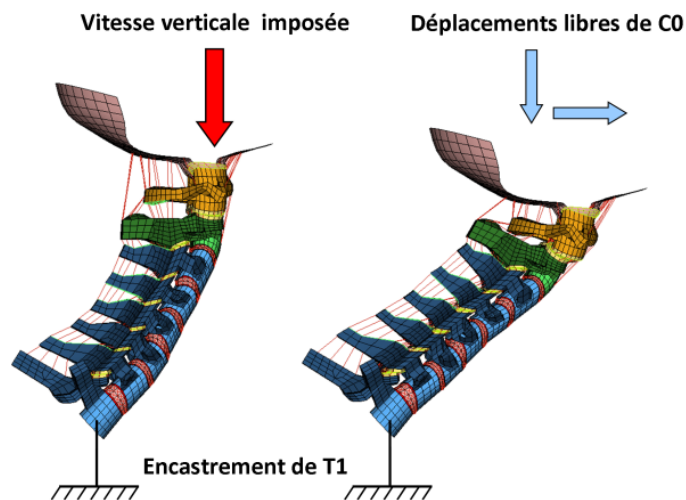


FIG. 6.13 – Configuration des simulations reproduisant l'essai de Nightingale *et al.* (1991)

TAB. 6.7 – Conditions appliquées à C0 par Nightingale *et al.* (1991)

Conditions aux limites en déplacement de C0	Vitesse de chargement ($m.s^{-1}$)	Déplacement vertical (mm)	Lésions
Rotation et déplacement libres	0,045	90	Aucune
Rotation bloquée et déplacement libres	0,02	40	Luxations bilatérales des facettes
Rotation et déplacement horizontal bloqués	0,01	20	Fractures en compression des corps

Afin d'étudier l'influence de la morphologie et en particulier de prendre en compte la courbure cervicale des différents sujets, le pré-alignement effectué par Nightingale *et al.* (1991) n'est pas reproduit.

Les essais sont simulés avec chacun des six modèles en éléments finis pour analyser l'influence de la morphologie sur les niveaux de sollicitation. Deux configurations supplémentaires sont simulées sur un sujet en ajoutant les muscles passifs dans un premier temps et en activant les câbles musculaires pré-tensionneurs dans un second temps. Pour cette dernière configuration, tous les muscles sont activés simultanément à leur niveau maximal avant le début du chargement en compression.

Critères lésionnels Les critères utilisés dans le modèle sont issus des données de la littérature relatives aux tolérances des tissus. Ces valeurs seuils sont issues d'essais *in vitro*. Les vertèbres, les ligaments et les capsules articulaires constituent les structures d'intérêt pour cette étude. Les critères mesurés pour les vertèbres décrivent les efforts et les moments appliqués au niveau des unités fonctionnelles. Le tableau 6.8 synthétise les valeurs critiques retenues.

TAB. 6.8 – Critères lésionnels utilisés pour les vertèbres

Segment	Traction axiale (N)	Compression axiale (N)	Moment de flexion (Nm)	Moment d'extension (Nm)	Moment de torsion (Nm)
Rachis cervical supérieur	1500	3500	7	6	15
Rachis cervical moyen	1500	3500	7	6	21
Rachis cervical inférieur	1500	3500	12.5	6	21
Références	Yoganandan <i>et al.</i> 1996	Mc Elhaney <i>et al.</i> 1983 Pintar <i>et al.</i> 1989, 1995 Nightingale <i>et al.</i> 1991, 1997	Moroney <i>et al.</i> 1988b Shea <i>et al.</i> 1991	Moroney <i>et al.</i> 1988b	Myers <i>et al.</i> 1991 Chang <i>et al.</i> 1992 Goel <i>et al.</i> 1990

En ce qui concerne les ligaments, un critère portant sur la déformation a été retenu, comme proposé par Bertholon (1999), afin de s'affranchir des effets de la vitesse de sollicitation. En effet, Yoganandan *et al.* (1989) a démontré l'influence du taux de chargement sur la tolérance lésionnelle en termes d'effort. L'élongation ne permettant pas de prendre en compte la longueur initiale des ligaments et donc les variabilités interindividuelles, le seuil est exprimé en pourcentage de déformation. Les valeurs de déformation à la rupture en traction sont issues de Yoganandan *et al.* (2001) pour les ligaments et de Winkelstein *et al.* (1999) et Siegmund *et al.* (2000) pour les capsules articulaires (TAB. 6.9).

6.3.2 Résultats

Aucun des six modèles ne dépassent la limite de rupture en effort de compression (FIG. 6.14 a). Ce résultat est cohérent au regard des bilans lésionnels effectués par Nightingale *et al.* (1991) qui n'ont observé des fractures vertébrales que pour la configuration

TAB. 6.9 – Critères lésionnels utilisés pour les ligaments

Segment	Longitudinal antérieur (%)	Longitudinal postérieur (%)	Jaune (%)	Interépineux (%)	Capsules articulaires (%)
C2 – C5	30,8	18,2	77,0	60,9	94 – 148
C5 – T1	35,4	34,1	88,4	68,1	94 – 116

la plus contrainte sur le plan cinématique. Les valeurs maximales d'effort présentent toutefois de grandes variations au sein des six sujets (facteur atteignant 2 à tous les niveaux et 2,6 en C6 pour les sujets 1 et 2). Les ordres de grandeur varient peu en fonction du niveau vertébral. Le sujet 6 se rapproche des valeurs obtenues par Nightingale *et al.* (1991) qui obtiennent une valeur maximale de 1720 N (écart-type : 1234 N).

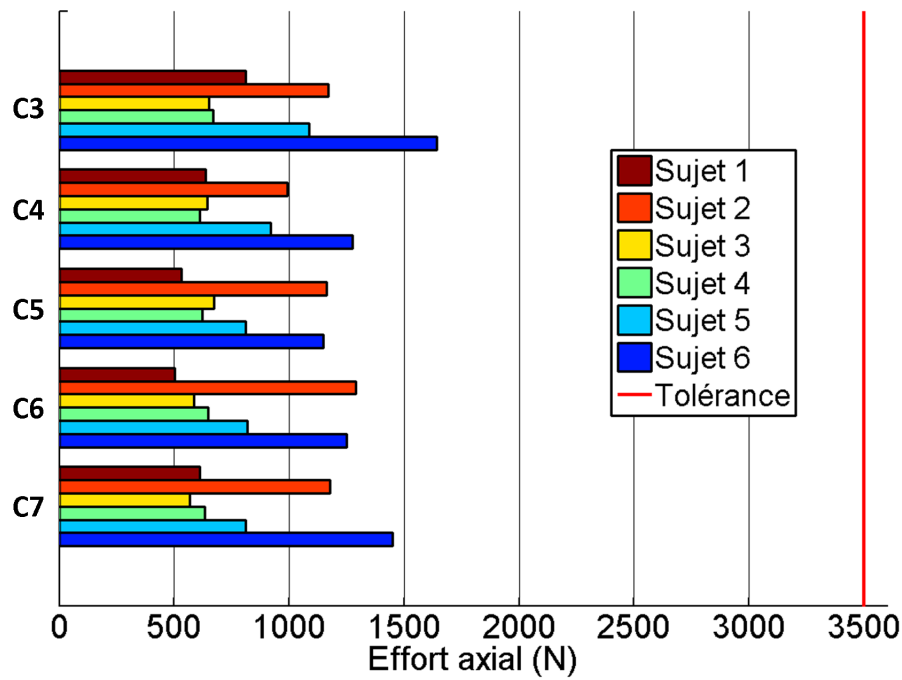
Les valeurs maximales de moment d'extension dépassent en revanche le seuil de lésion dans de nombreux cas (FIG. 6.14 b). Certains sujets dépassent le critère à chaque étage vertébral et les niveaux sont globalement plus élevés pour le rachis cervical inférieur.

En ce qui concerne les déformations ligamentaires des ligaments jaune et interépineux ainsi que des capsules articulaires, les tolérances lésionnelles sont dépassées pour certains sujets et essentiellement entre les niveaux C5 et T1 (FIG. 6.15). Ces résultats sont en accord avec les observations expérimentales de Nightingale *et al.* (1991) qui observent des luxations bilatérales des facettes couplées à des lésions des ligaments postérieurs (aux niveaux C5 – C6, C6 – C7 et C7 – T1). Les lésions de capsules articulaires ne concernent qu'un nombre limité de sujets.

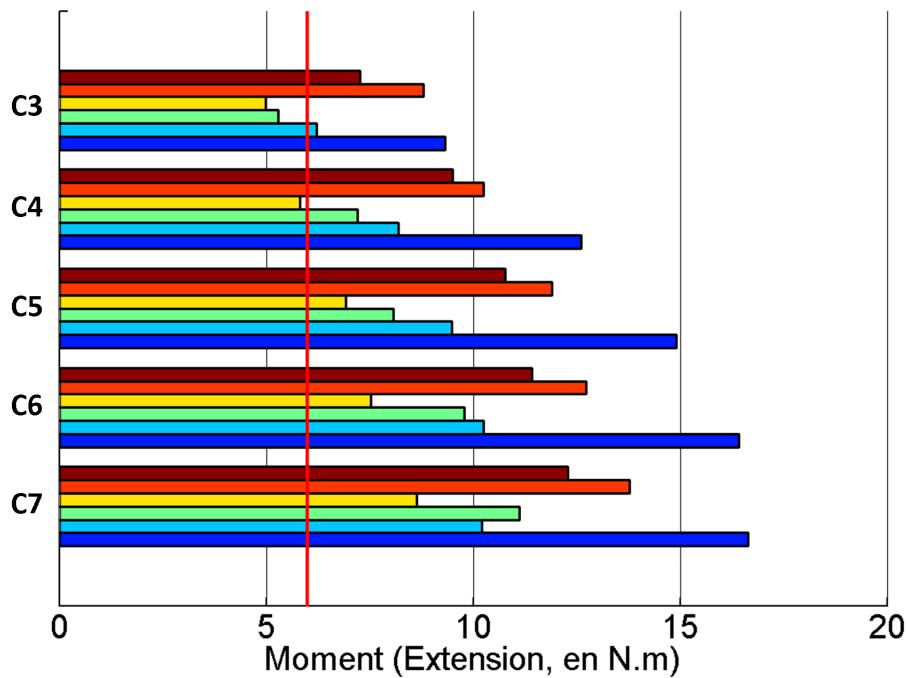
Les résultats relatifs aux tissus musculaires ont été obtenus pour un unique sujet (Sujet 1). À chaque niveau vertébral, la présence des muscles et leur contraction augmentent significativement les niveaux de sollicitation en compression axiale dans les corps vertébraux (FIG. 6.16). Les résultats obtenus sur rachis décharné et avec l'activation musculaire atteignent un rapport de 5 en C6. Les déplacements en translation antérieure de l'os occipital sont quant à eux réduits de 19% sous l'effet de l'activation musculaire.

6.4 Discussion et conclusion

Modélisation du rachis Les vertèbres sont représentées de façon isotrope. Une approche anisotrope pourra être employée par la suite comme dans le modèle précédent (Fréchède *et al.*, 2005). De même, le comportement élastique pourra être rendu plastique afin de prendre en compte les mécanismes de fracture durant la résolution. Le choix d'une hypothèse de corps rigides a de plus été effectué lors de simulations afin de réduire les temps de calcul. Cette approche peut être justifiée en raison de leur raideur relativement très élevée par rapport aux tissus mous. En ce qui concerne le disque intervertébral, une modélisation globale est proposée au moyen d'une matrice volumique et de fibres. Le comportement du *nucleus* est pris en compte en fixant le coefficient de Poisson à une valeur proche de 0,5. La zone neutre des ligaments, mise en évidence par Crawford *et al.* (1998) notamment, est prise en compte au moyen de lois de com-

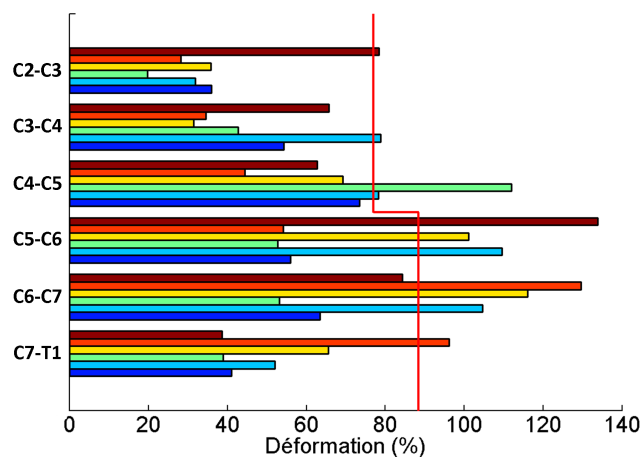


(a) Effort axial

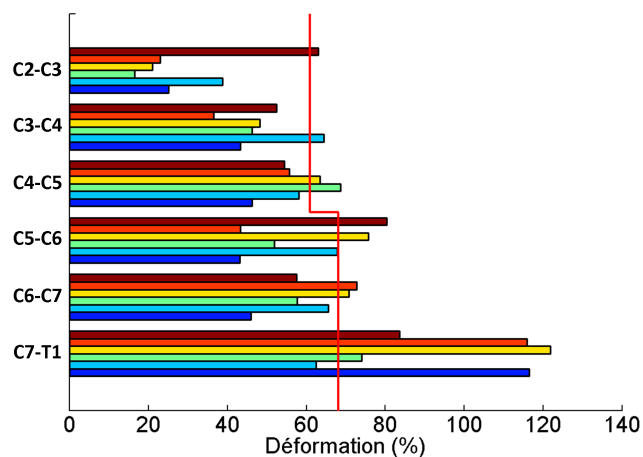


(b) Moment d'extension

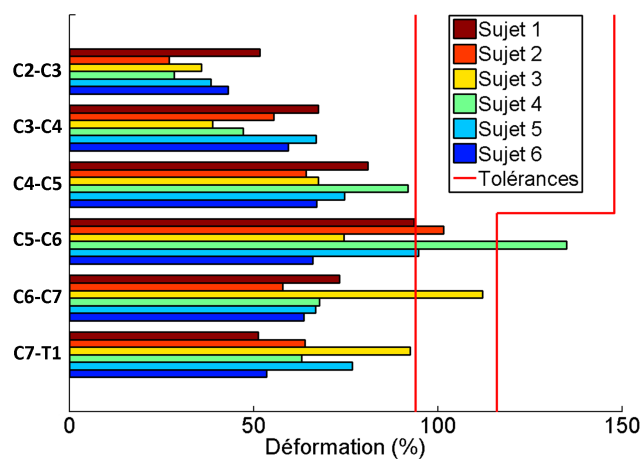
FIG. 6.14 – Sollicitation des vertèbres pour les six sujets modélisés



(a) Ligament jaune



(b) Ligament interépineux



(c) Capsules articulaires

FIG. 6.15 – Déformation des ligaments pour les six sujets modélisés

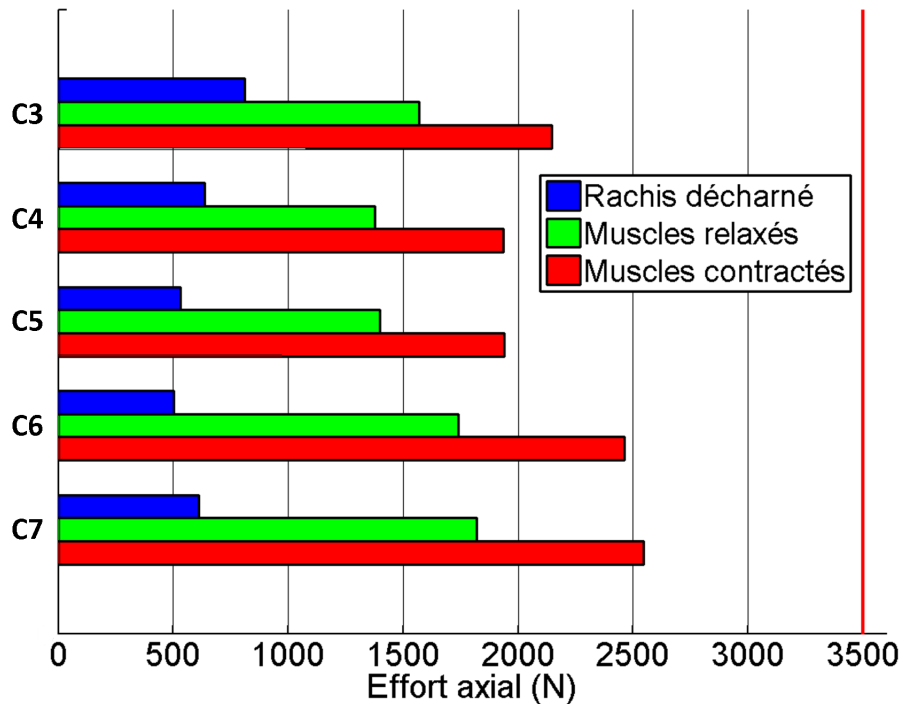


FIG. 6.16 – Influence des tissus musculaires sur la sollicitation en compression des corps vertébraux

portement bilinéaires. Enfin, les muscles sont considérés comme élastiques dans cette modélisation préliminaire mais une loi de comportement hyperélastique ou hypervisco-élastique pourra être intégrée par la suite afin de mieux représenter le comportement mis en évidence par Bosboom *et al.* (2001) et Myers *et al.* (1995).

Validation des mobilités segmentaires Les résultats de simulation sont en accord avec les corridors expérimentaux dans la plupart des cas. L'asymétrie en flexion-extension peut être liée à l'asymétrie du rachis dans le plan sagittal comme l'a décrit Wheeldon *et al.* (2006). Les valeurs obtenues pour les amplitudes de mouvement sont de plus comparables avec celle issues de la littérature. Les différences observées peuvent être dues aux variations de protocoles expérimentaux (conditions aux limites, niveaux de chargement, âge et sexe des spécimens ...) d'après Yoganandan *et al.* (2007, 2008).

Les réponses fournies par les différents modèles montrent l'influence de la géométrie. Il faut rappeler en effet que tous les modèles possèdent les mêmes lois de matériau. Les variations observées ne sont par conséquent liées qu'à la géométrie. Dans les cas de la rotation et de l'inclinaison latérale, la géométrie semble expliquer une part majeure de la variabilité observée expérimentalement. La part expliquée pour la flexion-extension est cependant plus faible. Le rôle joué par les lois de matériau pourrait être plus prépondérant dans ce cas. Ces hypothèses semblent confirmées par les comparaisons une-à-une. Cependant, le nombre de comparaisons une-à-une est limité car peu de spécimens ont été à la fois testés et imagés. Des essais supplémentaires pourraient apporter d'autres résultats relatifs au rôle de la géométrie.

En ce qui concerne les mouvements couplés, des hypothèses sont formulées dans la littérature. Maurel *et al.* (1997) a montré l'influence des facettes articulaires. L'inclinaison des facettes par rapport au plan horizontal semble avoir une grande influence sur le ratio des rotations couplées par rapport aux rotations principales, et surtout en inclinaison latérale. L'orientation des facettes dans le plan sagittal détermine l'amplitude de la translation en flexion-extension selon Milne (1991). Elle détermine aussi l'axe du mouvement couplé en rotation axiale. Pal *et al.* (2001) insistent sur leur rôle de guidage et de limitation des mouvements en rotation. Bogduk et Mercer (2000) insistent sur le fait qu'elles régissent les patterns de mouvements principal et couplé. Le rôle des apophyses unciformes et des articulations de Luschka a aussi été émis en évidence par Clausen *et al.* (1997) et Penning et Wilmink (1987). En simulant des mobilités, Clausen *et al.* (1997) constatent d'une part que la suppression des processus unciformes conduit à une augmentation de toutes les amplitudes de mouvement (gain en rotation axiale de 24 %). En supprimant les articulations de Luschka d'autre part, il observe une diminution de toutes les amplitudes de mouvement (diminution en inclinaison latérale de 36 %).

Mobilités du rachis cervical supérieur Le rachis cervical présente des schémas de mobilités qui lui sont spécifiques et qui s'expliquent par la complexité des articulations présentes. Les déplacements tridimensionnels complexes qui s'effectuent dans toutes les directions ont pu être observés numériquement. Ces déplacements sont fortement guidés par les facettes et limités par les nombreux ligaments (Penning et Wilmink, 1987).

La zone neutre autour de la position moyenne constitue une zone d'équilibre instable rendant difficile les simulations numériques. La faible rigidité initiale (zone neutre) liée à la pré-détente des ligaments a pu être observée. L'amplitude de cette zone neutre est particulièrement importante en rotation axiale comme constaté par Panjabi *et al.* (1988).

Le choix d'une modélisation plane des facettes articulaires latérales au niveau du segment C1 – C2 ne permet pas de prendre en compte la combinaison de roulement et de glissement lors du mouvement de flexion-extension. Cette approche a cependant été choisie dans un premier temps dans la mesure où le cartilage ne peut pas être perçu sur les radiographies. La modélisation d'une surface générique cylindrique pourrait affiner la cinématique locale comme le décrit Kapandji (1986). En C0 – C1 en revanche, la modélisation à l'aide de portions de sphères a permis d'observer le glissement des condyles dans les facettes supérieures de l'Atlas pendant la flexion-extension.

Près de la moitié de la rotation de la tête s'effectue au niveau de la liaison C1 – C2 (Penning et Wilmink, 1987). Malgré des amplitudes inférieures à celles décrites dans la littérature, l'amplitude totale de rotation atteint jusqu'à 38,3 ° (contre 11 ° en inclinaison latérale et 20,4 ° en flexion-extension).

La rotation couplée dans le cas de l'inclinaison latérale ne présente pas le même sens que dans certaines études de la littérature. Ce constat a déjà été effectué par Véron (1997) qui observe une forte influence de l'orientation du moment d'inclinaison par rapport aux facettes articulaires latérales C1 – C2. Il montre de plus que des variations faibles de cette orientation engendrent de grandes variations d'amplitude et de direction. Panjabi *et al.* (1993b) ont de plus étudié les couplage du rachis cervical supérieur en fonction de la posture. Un changement de sens est possible selon la position du rachis (flexion ou extension).

Comportement en compression Le fait de ne pas avoir effectué la rectification de courbure et le pré-alignement des vertèbres minimise les contraintes en compression axiale pure par rapport aux essais de Nightingale *et al.* (1991). Comme l'a montré Maiman *et al.* (2002), le pré-alignement affecte les mécanismes lésionnels. Ce choix a cependant été retenu afin d'observer l'influence des courbures cervicales. Ce facteur explique aussi les niveaux élevés de sollicitation en extension et l'apparition de lésions vertébrales. Néanmoins, les valeurs de seuils relatives à la limite lésionnelle pour le moment d'extension ont été obtenues expérimentalement pour des sujets âgés et pourraient donc être plus élevées sur de jeunes sujets.

Les lésions ligamentaires observées par Nightingale *et al.* (1991) ont été simulées à l'aide des modèles numériques et sont localisées à des niveaux vertébraux cohérents. La morphologie joue un rôle important sur les risques lésionnels dans la mesure où il a clairement été constaté que les seuils critiques de déformations ligamentaires ne sont pas atteints chez tous les sujets à niveaux de chargement pourtant identiques.

L'hypothèse selon laquelle les tissus musculaires contribuent à la mise en compression du rachis semble confirmée. En effet, l'activation augmente les niveaux d'efforts axiaux dans les corps vertébraux et peut donc avoir un effet négatif sur la survenue de fracture de compression. Dans le cas particulier de la compression, le rôle protecteur des muscles n'est donc pas aussi évident que pour les autres sollicitations. Les muscles du cou constituent en effet un chemin parallèle lors des sollicitations en tension pour la dissipation des efforts (Chancey *et al.*, 2003, Tierney *et al.*, 2005) et ils permettent donc d'augmenter la tolérance lésionnelle du rachis cervical (Van Ee *et al.*, 2000). La mise en compression observée contribue cependant à la stabilité de la colonne et réduit les amplitudes de mouvement. Cette stabilité minimise le risque de lésions ligamentaires.

Conclusion Six modèles ont été générés à l'aide de l'approche géométrique paramétrée et personnalisée à partir de données provenant d'IRM et de stéréoradiographie. Les lois de comportement mécanique proposées dans la littérature et dans l'ancien modèle développé au LBM (Fréchède *et al.*, 2005) ont été adaptées. La cohérence des mobilités segmentaires simulées a pu être vérifiée et comparée à des corridors expérimentaux. Une première analyse du comportement en compression a été effectuée et a mis en évidence les effets de la morphologie et des tissus musculaires sur les risques de lésions.

Conclusion générale

Le complexe musculo-squelettique du rachis cervical est un site anatomique dont les lésions constituent une préoccupation majeure en biomécanique des chocs. Particulièrement fréquentes dans le secteur aéronautique militaire, ces blessures sont à l'origine de l'implication de l'Institut de Recherche Biomédicale des Armées dans un programme de recherche visant à évaluer et minimiser les risques lésionnels du segment tête-cou. L'approfondissement des connaissances nécessite cependant le recours à des alternatives permettant d'élargir les possibilités d'exploration. L'accès à des grandeurs inaccessibles expérimentalement est par conséquent une des motivations qui justifie l'intérêt croissant porté aux modèles numériques au cours des dernières décennies. Dans ce contexte, le Laboratoire de Biomécanique (LBM) s'est investi dans le développement de modèles numériques du rachis. L'objectif de ce projet de doctorat est de contribuer à l'analyse des risques et des mécanismes lésionnels survenant dans le secteur aéronautique militaire en exploitant les méthodes de simulation numérique.

La synthèse bibliographique a mis en évidence les lésions survenant chez les pilotes de chasse et les principaux mécanismes lésionnels. Les facteurs de risque dominants ont été identifiés ainsi que les limites des approches employées pour leur investigation. Malgré le constat dans la littérature d'un recours grandissant aux méthodes numériques, les effets de la morphologie et de la musculature sur la réponse biomécanique demeurent partiellement compris. La synthèse de l'état de l'art des modèles en éléments finis du segment tête-cou a révélé l'existence d'un verrou technologique lié au maillage et donc à la modélisation géométrique.

Une approche originale de modélisation musculo-squelettique paramétrée et personnalisée a été proposée dans cette étude. La génération de maillages en hexaèdres a pu être réalisée de façon automatique et rapide en respectant les critères de qualité d'éléments. Les modèles numériques obtenus permettent de prendre en compte à la fois la morphologie des sujets et l'action des tissus musculaires. Cette étape primordiale de modélisation ouvre incontestablement la voie pour des études à grande échelle portant sur la morphologie. Les simulations présentées dans ce manuscrit ont démontré l'influence globale de la géométrie. Toutefois, des études de sensibilité sur les paramètres morphométriques permettraient d'identifier les facteurs prépondérants et l'approche paramétrée semble idéale pour ce genre d'exploration. La topologie des maillages générés étant la même pour toutes les géométries, de nombreuses voies telles que la réduction de modèle peuvent par ailleurs être envisagées afin de réduire les temps de calculs.

Un autre atout considérable de l'approche paramétrée est la possibilité de générer une infinité de modèles «sur mesure» en fonction des problématiques à explorer. La simple saisie d'un jeu de paramètres permet en effet de générer un modèle sans systématiquement recourir à l'imagerie médicale. La définition de relations de corrélation

(inférences statistiques) pourra aboutir à la création de modèles complets à partir d'un nombre réduit de paramètres comme cela a déjà été proposé au LBM par Lavaste *et al.* (1992) ou Humbert *et al.* (2009) pour le rachis thoraco-lombaire.

Une méthode de fusion de données issues d'IRM et de stéréoradiographies a été proposée afin de générer des modèles musculo-squelettiques. Cette approche permet de prendre en compte les courbures cervicales en position assise ou debout et s'appuie sur des méthodes de reconstruction rapides ne nécessitant pas la segmentation de toutes les coupes IRM. La faisabilité de simulations de l'activation musculaire à l'aide d'éléments unidirectionnels dans le solveur Radioss (Altair Engineering, Troy, USA) a pu être démontrée. Le comportement mécanique des muscles reste néanmoins à approfondir, c'est pourquoi un travail de doctorat est parallèlement en cours au LBM et vise à définir les propriétés mécaniques du muscle. L'intégration de la commande musculaire nécessite par ailleurs une connaissance des schémas d'activation qui demeurent partiellement connus et extrêmement difficiles à évaluer expérimentalement. Le recours à un modèle de régulation comme celui proposé au LBM par Pomero *et al.* (2004) offre des perspectives intéressantes dans cette optique.

Si le comportement des modèles a pu être vérifié pour les mobilités segmentaires, un travail de validation plus approfondi pour différentes configurations de chocs omnidirectionnels reste néanmoins à effectuer afin d'étendre leur champ d'utilisation. Des critères lésionnels supplémentaires peuvent de plus être envisagés afin de prendre en compte par exemple les déformations de la moelle épinière.

En définitive, le modèle numérique développé constitue un outil intéressant pour les études dans le cadre du secteur aéronautique militaire. Il apporte des nouvelles solutions afin de pallier certaines limites des expérimentations en rendant possible la mesure quantitative des sollicitations dans les tissus à des niveaux d'accélération importants. Étant personnalisable, il peut être employé pour l'identification de morphologies à risque ce qui constitue un apport considérable en vue de réduire les risques de blessure et d'apporter de nouvelles connaissances objectives sur la féminisation des pilotes. Il pourra de même être un élément clé dans l'établissement de recommandations liées aux systèmes de casques des pilotes en apportant des informations sur les niveaux de masses critiques et les répartitions optimales de charges. Enfin, il pourrait constituer un outil utile lors des phases préliminaires de conception pour des solutions technologiques telles que les systèmes actifs de compensation des effets inertiels ou les systèmes de rappel de la tête lors d'éjection.

Plus généralement dans le cadre de la biomécanique, un tel modèle peut contribuer au développement d'implants orthopédiques rachidiens tout en prenant en compte les spécificités morphologiques des sujets (Rousseau *et al.*, 2008). Dans le contexte de l'accidentologie automobile, l'approche paramétrée et personnalisée offre de même de nouvelles perspectives pour l'étude des mécanismes lésionnels chez l'enfant notamment (Sandoz, 2010).

Liste des figures

1.1	Plans anatomiques de référence, d'après White et Panjabi (1990)	4
1.2	Mouvements du segment tête-cou, d'après Kapandji (1986)	4
1.3	Rachis et rachis cervical, figures adaptées d'après Kapandji (1986)	5
1.4	Les types de courbure cervicale	6
1.5	Les vertèbres du rachis cervical	8
1.6	Disque intervertébral, figure adaptée d'après Kapandji (1986)	9
1.7	Ligaments du rachis cervical supérieur, figures adaptées d'après Kapandji (1986) . . .	10
1.8	Ligaments du rachis cervical inférieur, figure adaptée d'après Kapandji (1986)	12
1.9	Organisation structurale du muscle, d'après Goubel et Lensele-Corbeil (1998). Gauche : unité sarcomère (LR : Longueur de Repos). Droite : les différentes échelles structurales	13
1.10	Description des couches musculaires en vue postérieure, figures adaptées d'après Pri- malPictures	15
1.11	Description des coupes musculaires. Gauche : niveau C4. Droite : niveau C7. Figures adaptées d'après PrimalPictures	16
1.12	Description des couches musculaires antérieures, figures adaptées d'après PrimalPictures	16
2.1	Bilan des forces à l'équilibre	20
2.2	Bilan des forces à l'équilibre en montée	20
2.3	Bilan des forces en cas de changement de trajectoire	21
2.4	Relation entre le facteur de charge et l'angle de roulis	22
2.5	Étapes d'une éjection, d'après Guill (1989)	23
2.6	Inclinaison du siège dans le Rafale	30
2.7	Exemple de casque équipé, figure : Bey, DMAO	32
2.8	Approches employées dans le cadre de la collaboration entre l'IRBA et le LBM au cours des deux thèses précédentes. a et c : Chavary (2007), b : Lecompte (2007) . . .	34
3.1	Modèle de Hill à trois composantes et éléments associés	40
3.2	Relation Force-Longueur et Force-Vitesse en fonction du niveau d'activation, d'après Zajac (1989)	40
3.3	Modèle volumique parcouru par des câbles, méthode proposée par Jolivet <i>et al.</i> (2000)	42
3.4	Les méthodes de maillage générales, figures issues de Blacker (2001)	44
3.5	Les méthodes de maillage particulièrement employées en biomécanique	47
4.1	Décomposition en blocs des vertèbres du rachis cervical	50
4.2	Primitives utilisées pour modéliser le contour des plateaux vertébraux	51

4.3	Primitives utilisées pour modéliser la surface des plateaux vertébraux. a et b : plateaux supérieur et inférieur des vertèbres du rachis cervical inférieur. c : plateau supérieur des vertèbres thoraciques.	51
4.4	Primitives utilisées pour modéliser les facettes articulaires	52
4.5	Définition des repères locaux vertébraux pour la définition des paramètres	53
4.6	Paramétrage des primitives du plateau supérieur (RCI)	54
4.7	Paramétrage des cylindres et des sphères	54
4.8	Paramétrage des surfaces inclinées	55
4.9	Méthode d'extrusion de maillage pour le corps vertébral	56
4.10	Méthode d'extrusion de maillage pour les massifs articulaires de C1	56
4.11	Méthode pour le maillage des pédicules du rachis cervical inférieur	57
4.12	Approches pour les apophyses articulaires	57
4.13	Méthode pour le maillage des lames du rachis cervical inférieur	57
4.14	Méthode pour le maillage surfacique de C0	58
4.15	Paramétrage global du rachis	59
4.16	Maillage des tissus mous	60
4.17	Méthode de reconstruction 3D	61
4.18	Approche hiérarchique : sous-ensembles de points utilisés	61
4.19	Méthode de calcul du repère local, d'après Rousseau <i>et al.</i> (2007)	62
4.20	Organigramme de synthèse de la méthode	63
4.21	Maillages obtenus pour chaque vertèbre	64
4.22	Maillage du segment C0-T4	66
5.1	Paramètres anthropométriques du segment tête-cou, d'après Vasavada <i>et al.</i> (2008)	70
5.2	Maillage de l'enveloppe externe	71
5.3	Méthode de personnalisation de l'enveloppe	72
5.4	Regroupements musculaires	73
5.5	Paramétrage global du muscle	74
5.6	Paramétrage du muscle au niveau des coupes	74
5.7	Paramétrage des contours musculaires	75
5.8	Maillage des sections musculaires de type «Haricot»	75
5.9	Extrusion du maillage	76
5.10	Antennes FLEX (jaune) et CARDIAC (bleu)	77
5.11	Reconstruction 3D des volumes musculaires à partir d'IRM	77
5.12	Recalage de la position couchée vers la position assise	78
5.13	Détection des contours pour le paramétrage	79
5.14	Organigramme de synthèse de la méthode	80
5.15	Exemple de muscles maillés (de gauche à droite : <i>Longissimus</i> , <i>Infra-Hyoidiens</i> , <i>Sterno-Cléido-Mastoïdien</i> et <i>Trapèze</i>	81
5.16	Maillage volumique des muscles du cou	81
5.17	Mesure des volumes musculaires et comparaison avec les données de Goel <i>et al.</i> (1984) et Hedenstierna (2008)	82
5.18	Mesure des volumes musculaires rapportés à l'indice de masse corporel (IMC)	83
5.19	Mesure des fractions volumiques	84
6.1	Comportement typique des ligaments décrit par Chazal <i>et al.</i> (1985), figure issue de Véron (1997)	90

6.2	Modélisation du ligament transverse	91
6.3	Modélisation des muscles sous-occipitaux	94
6.4	Intégration d'éléments contractiles dans le maillage volumique	95
6.5	Modélisation des sujets 1 à 3	96
6.6	Modélisation des sujets 4 à 6	97
6.7	Réponses des 16 modèles C5 – C6 comparées aux essais <i>in vitro</i>	100
6.8	Comparaisons une-à-une pour les trois segment C5 – C6 ayant été à la fois modélisés et testés mécaniquement	101
6.9	Courbes de mobilités pour le segment C3 – C7	102
6.10	Amplitudes de mouvement par étage pour le segment C3 – C7	103
6.11	Courbes de mobilités pour les segments du rachis cervical supérieur (gris : corridor des mouvements principaux simulés, rouge : corridor des mouvements couplés simulés)	104
6.12	Comparaison des amplitudes de mouvement avec les données de la littérature pour les segments du rachis cervical supérieur (M1 à M6 : modèles correspondants aux six sujets; L1 : Goel <i>et al.</i> (1988); L2 : Panjabi <i>et al.</i> (1988); L3 : Panjabi <i>et al.</i> (2001); L4 : Watier (1997))	105
6.13	Configuration des simulations reproduisant l'essai de Nightingale <i>et al.</i> (1991)	106
6.14	Sollicitation des vertèbres pour les six sujets modélisés	109
6.15	Déformation des ligaments pour les six sujets modélisés	110
6.16	Influence des tissus musculaires sur la sollicitation en compression des corps vertébraux	111
A.1	Méthode utilisée par Helliwell <i>et al.</i> (1994)	141
A.2	Méthode des angles de Cobb utilisée par Côté <i>et al.</i> (1997)	142
A.3	Méthode des tangentes postérieures utilisée par Harrison <i>et al.</i> (2000)	142
A.4	Méthode utilisée par Takeshima <i>et al.</i> (2002)	143
A.5	Méthode des splines de Bézier utilisée par Klinich <i>et al.</i> (2004)	144
A.6	Classification des courbures en fonction des paramètres des courbures de Bézier, d'après Klinich <i>et al.</i> (2004). NO : droite, L : lordose, K : cyphose, E : sigmoïde) . . .	144
C.1	Les chefs du Sterno-Cléido-Mastoïdien, figure adaptée d'après Kapandji (1986) . . .	150
E.1	Décomposition des hexaèdres en quadrangles, d'après Kelly (1998)	155
E.2	Calcul du rapport de longueur, d'après Kelly (1998)	156
E.3	Calcul de l'écart au parallélisme, d'après Kelly (1998)	157
E.4	Calcul de l'angle de coin maximal, d'après Kelly (1998)	157
E.5	Calcul du rapport de Jacobian, d'après Kelly (1998)	158
E.6	Calcul du facteur de gauchissement, d'après Kelly (1998)	159

Liste des tableaux

1.1	Classification des courbures cervicales (sujets asymptomatiques, en pourcentage) . . .	6
1.2	Courbure en fonction de l'âge et du sexe, d'après Boyle <i>et al.</i> (2002)	7
1.3	Insertions des ligaments du rachis cervical	11
1.4	Surfaces de section musculaires physiologiques moyennes (cm^2)	18
2.1	Exemple de facteurs de charge occasionnés par des virages	22
2.2	Comparaison des profils d'accélération, d'après Green (2003)	22
2.3	Étapes d'une éjection, d'après Guill et Herd (1989)	23
2.4	Mécanismes lésionnels en compression du rachis cervical	24
2.5	Autres mécanismes lésionnels du rachis cervical	25
2.6	Sollicitation des extenseurs selon l'accélération, d'après Hämäläinen et Vanharanta (1992)	27
2.7	Temps de réponse musculaire du Sterno-Cléido-Mastoïdien lors d'un whiplash	29
2.8	Forces musculaires en fonction du sexe (en Newton)	32
3.1	Modèles musculo-squelettiques du segment tête-cou	36
3.2	Modèles musculo-squelettiques du segment tête-cou (Suite)	37
4.1	Nomenclature pour la définition des paramètres descripteurs	53
4.2	Données nécessaires pour le paramétrage des vertèbres	53
4.3	Taille des maillages	59
4.4	Caractéristiques des sujets volontaires	62
4.5	Comparaison des paramètres issus du calculateur avec les mesures <i>in vitro</i> (Valeurs moyennes et extrema entre crochets)	65
5.1	Niveaux de présence des muscles dans la modélisation	73
6.1	Lois de matériau pour le rachis	89
6.2	Modélisation des ligaments du rachis cervical inférieur	90
6.3	Données pour la modélisation des ligaments du rachis cervical inférieur	92
6.4	Données pour la modélisation des ligaments du rachis cervical supérieur	93
6.5	Propriétés physiques de la tête, rapportées par Yoganandan <i>et al.</i> (2009)	94
6.6	Comparaison des amplitudes de mouvement obtenues avec celle de la littérature . . .	99
6.7	Conditions appliquées à C0 par Nightingale <i>et al.</i> (1991)	106
6.8	Critères lésionnels utilisés pour les vertèbres	107
6.9	Critères lésionnels utilisés pour les ligaments	108
B.1	Études morphométriques du rachis cervical inférieur (RCI)	146

B.2	Études morphométriques du rachis cervical supérieur (RCS)	147
C.1	Description détaillée des muscles	150
C.2	Description détaillée des muscles (suite)	151
D.1	Lésions observées chez les pilotes	153
E.1	Valeurs limites pour les critères, d'après Kelly (1998)	158

Références

- N. ALEM, G. NUSHOLTZ et J. MELVIN : Head and neck response to axial impacts. *In Proceedings of the 28th Stapp Car Crash Conference*, pages 275–288, 1984. paper 841667.
- H.T. ANDERSEN : Neck injury sustained during exposure to high-G forces in the F16B. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 59(4):356–358, 1988.
- B. ANG, J. LINDER et K. HARMS-RINGDAHL : Neck strength and myoelectric fatigue in fighter and helicopter pilots with a history of neck pain. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 76(4):375–380, 2005.
- J. BEER et D. FREEMAN : Flight display dynamics and compensatory head movements in pilots. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 78(6):579–586, 2007.
- M. BEHR, P.-J. ARNOUX, T. SERRE, L. THOLLON et C. BRUNET : Tonic finite element model of the lower limb. *Journal of Biomechanical Engineering*, 128:223–228, 2006.
- P. BERNHARDT, H.-J. WILKE, K.H. WENGER, B. JUNGKUNZ, A. BÖHM et L.E. CLAES : Multiple muscle force simulation in axial rotation of the cervical spine. *Clinical Biomechanics*, 14:32–40, 1999.
- N. BERTHOLON : *Modélisation 3D du cou humain en situation de chocs omnidirectionnels. Analyse cinématique et aspects lésionnels*. Thèse de doctorat, ENSAM Paris, 1999.
- N. BERTHOLON, S. ROBIN, J-Y. LE COZ, P. POTIER, J-P. LASSAU et W. SKALLI : Human head and cervical spine behaviour during low-speed rear-end impacts : Pmhs sled tests with a rigid seat. *In Ircobi Conference*, pages 265–277, 2000.
- T. BEST, J. MC ELHANEY, W. GARRETT et B. MYERS : Characterization of the passive responses of live skeletal muscle using the quasi-linear theory of viscoelasticity. *Journal of Biomechanics*, 27(4):413–419, 1994.
- M. BÖL et S. REESE : Micromechanical modelling of skeletal muscles based on the finite element method. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 11(5):489–504, 2008.
- K.M. BLACK, P. MCCLURE et M. POLANSKY : The influence of different sitting positions on cervical and lumbar posture. *Spine*, 21(1):65–70, 1996.

- T. BLACKER : Automated conformal hexahedral meshing constraints, challenges and opportunities. *Engineering with Computers*, 17:201–210, 2001.
- S.S. BLEMKER et S.L. DELP : Three-dimensional representation of complex muscle architectures and geometries. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(5):661–673, 2005.
- N. BOGDUK et S. MERCER : Biomechanics of the cervical spine. i : normal kinematics. *Clinical Biomechanics*, 15:633–648, 2000.
- D. BONNEAU : *Le rachis cervical : aide-mémoire d'anatomie à l'attention du Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM.*, 2003. Document interne.
- E.M.H. BOSBOOM, M.K.C. HESSELINK, C.W.J. OOMENS, C.V.C. BOUTEN, M.R. DROST et F.P.T. BAAIJENS : Passive transverse mechanical properties of skeletal muscle under in vivo compression. *Journal of Biomechanics*, 34:1365–1368, 2001.
- J.J.W. BOYLE, N. MILNE et K.P. SINGER : Influence of age on cervicothoracic spinal curvature : an ex vivo radiographic survey. *Clinical Biomechanics*, 17:361–367, 2002.
- J.R. BRAULT, G.P. SIEGMUND et J.B. WHEELER : Cervical muscle response during whiplash : evidence of a lengthening muscle contraction. *Clinical Biomechanics*, 15:426–435, 2000.
- K. BROLIN, P. HALLDIN et I. LEIJONHUFVUD : The effect of muscle activation on neck response. *Traffic Injury Prevention*, 6:67–76, 2005.
- M. BUCKI, C. LOBOS et Y. PAYAN : A fast and robust patient specific finite element mesh registration technique : application to 60 clinical cases. *Medical Image Analysis*, 14(3):303–317, 2010.
- V. CHANCEY, R. NIGHTINGALE, C. VAN EE, K. KNAUB et B. MYERS : 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*, 47:135–153, 2003.
- V.C. CHANCEY, D. OTTAVIANO, B.S. MYERS et R.W. NIGHTINGALE : A kinematic and anthropometric study of the upper cervical spine and the occipital condyles. *J Biomech*, 40(9):1953–1959, 2007.
- H. CHANG, L.G. GILBERTSON, V.K. GOEL, J.M. WINTERBOTTOM, C.R. CLARK et A. PATWARDHAN : Dynamic response of the occipito-atlanto-axial (c0-c1-c2) complex in right axial rotation. *Journal of Orthopaedic Research*, 10(3):446–453, 1992.
- E. CHAVARY : *Etude biomécanique de l'influence de la répartition des masses sur le casque sur les risques lésionnels du rachis cervical lors de la phase canon d'une éjection.* Thèse de doctorat, ENSAM Paris, 2007.
- J. CHAZAL, A. TANGUY, M. BOURGES, G. GAUREL, G. ESCANDE, M. GUILLOT et G. VANNEUVILLE : Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *Journal of Biomechanics*, 18(3):167–176, 1985.

- J.B. CLARK : Cervical dystonia following exposure to high-G forces. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 61(10):935–937, 1990.
- J. CLAUSEN, V. GOEL, V. TRAYNELIS et J. SCIFERT : Uncinate processes and Luschka joints influence the biomechanics of the cervical spine : Quantification using a finite element model of the C5-C6 segment. *Journal of Orthopaedic Research*, 15(3):342–347, 1997.
- M.R. COAKWELL, D.S. BLOSWICK et R. MOSER : High-risk head and neck movements at high G and interventions to reduce associated neck injury. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 75(1):68–80, 2004.
- F. CORDIER et N. MAGNENAT THALMANN : Comparaison of two techniques for organ reconstruction using visible human dataset. *In The Visible Human Project Conference, Bethesda, Maryland, USA*, 1998.
- B. COUTEAU, Y. PAYAN et S. LAVALLÉE : The mesh-matching algorithm : an automatic 3D mesh generator for finite element structures. *Journal of Biomechanics*, 33:1005–1009, 2000.
- N.R. CRAWFORD, J.D. PELES et C.A. DICKMAN : The spinal lax zone and neutral zone : measurement techniques and parameter comparisons. *Journal of Spinal Disorders*, 11(5):416–429, 1998.
- P. CÔTÉ, J.D. CASSIDY, K. YONG-HING, J. SIBLEY et J. LOEWY : Apophysial joint degeneration, disc degeneration, and sagittal curve of the cervical spine. Can they be measured reliably on radiographs ? *Spine*, 22(8):859–864, 1997.
- J.F. CUSICK et N. YOGANANDAN : Biomechanics of the cervical spine 4 : major injuries. *Clinical Biomechanics*, 17:1–20, 2002.
- M. DE JAGER, A. SAUREN, J. THUNNISSEN et J. WISMANS : A three-dimensional head-neck model : validation for frontal and lateral impacts. *In Proceedings of the 38th Stapp Car Crash Conference*, pages 93–109, 1994. paper 942211.
- C. DEHNER, S. SCHICK, M. ARAND, M. ELBEL, W. HELL et M. KRAMER : Influence of anthropometry on the kinematics of the cervical spine and the risk of injury in sled tests in female volunteers. *Accident; Analysis and Prevention*, 40:1305–1312, 2008.
- Y.C. DENG et W. GOLDSMITH : Response of a human head/neck/upper-torso replica to dynamic loading - ii. analytical/numerical model. *Journal of Biomechanics*, 20:487–497, 1987.
- B.J. DOHERTY et M.H. HEGGENESS : The quantitative anatomy of the atlas. *Spine (Phila Pa 1976)*, 19(22):2497–2500, 1994.
- B.J. DOHERTY et M.H. HEGGENESS : Quantitative anatomy of the second cervical vertebra. *Spine (Phila Pa 1976)*, 20(5):513–517, 1995.

- L. DUCHEMIN, D. MITTON, E. JOLIVET, V. BOUSSON, J.D. LAREDO et W. SKALLI : An anatomical subject-specific FE-model for hip fracture load prediction. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 11(2):105–111, 2008.
- N.A. EBRAHEIM, J. LU, A. BIYANI, J.A. BROWN et R.A. YEASTING : An anatomic study of the thickness of the occipital bone. implications for occipitocervical instrumentation. *Spine (Phila Pa 1976)*, 21(15):1725–9 ; discussion 1729–30, 1996.
- N.A. EBRAHEIM, V. PATIL, J. LIU, S.P. HAMAN et R.A. YEASTING : Morphometric analyses of the cervical superior facets and implications for facet dislocation. *Int Orthop*, 32(1):97–101, 2008.
- M. EDWARDS : Anthropometric measurements and ejection injuries. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 67(12):1144–1147, 1996.
- S. EJIMA, K. ONO, K. KANEOKA et M. FUKUSHIMA : Developpment and validation of the human neck muscle model under impact loading. *In Ircobi Conference*, pages 245–255, 2005.
- S. FINEMAN, F.J. BORRELLI, B.M. RUBINSTEIN, H. EPSTEIN et H.G. JACOBSON : The cervical spine : transformation of the normal lordotic pattern into a linear pattern in the neutral posture : a roentgenographic demonstration. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume.*, 45:1179–1206, 1963.
- D. FOUST, D.B. CHAFFIN, R.G. SNYDER et J.K. BAUM : Cervical range of motion and dynamic response and strength of cervical muscles. *In Proceedings of the 17th Stapp Car Crash Conference*, volume paper 730975, pages 285–308, 1973.
- B. FRÉCHÈDE, N. BERTHOLON, J-Y. LE COZ, F. LAVASTE et W. SKALLI : Finite element model of the human neck during omnidirectional impacts. Part I : kinematics and injury. *Biomechanics of impact*, 14:463–485, 2005.
- B. FRÉCHÈDE, N. BERTHOLON, G. SAILLANT, F. LAVASTE et W. SKALLI : 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, 2006.
- B. FRÉCHÈDE : *Contribution à l'étude du comportement du rachis cervical soumis à un choc*. Thèse de doctorat, ENSAM Paris, 2003.
- I. GILAD et M. NISSAN : A study of vertebra and disc geometric relations of the human cervical and lumbar spine. *Spine*, 11(2):154–157, 1986.
- M.H. GILLEN et D. RAYMOND : Progressive cervical osteoarthritis in high performance aircraft pilots. *In AGARD Conference*, 1990.
- V. GILSANZ, M.I. BOECHAT, R. GILSANZ, M.L. LORO, T.F. ROE et W.G. GOODMAN : Gender differences in vertebral sizes in adults : biomechanical implications. *Radiology*, 190(3):678–682, 1994.

- V. GOEL et J. CLAUSEN : Prediction of load sharing among spinal components of a C5-C6 motion segment using the finite element approach. *Spine*, 23(6):684–691, 1998.
- V. GOEL, J. WINTERBOTTOM, K. SCHULTE, H. CHANG, L. GILBERTSON, A. PUDGIL et J. GWON : Ligamentous laxity across c0-c1-c2 complex. axial torque-rotation characteristics until failure. *Spine*, 15(10):990–996, 1990.
- V. K. GOEL, C. R. CLARK, K. GALLAES et Y. K. LIU : Moment-rotation relationships of the ligamentous occipito-atlanto-axial complex. *J Biomech*, 21(8):673–680, 1988.
- V.K. GOEL, Y.K. LIU et C.R. CLARK : *Quantitative geometry of the muscular origins and insertions of the human head and neck*. 1984.
- D.R. GORE, S.B. SEPIC et G.M. GARDNER : Roentgenographic findings of the cervical spine in asymptomatic people. *Spine*, 11(6):521–524, 1986.
- F. GOUBEL et G. LENSEL-CORBEIL : *Biomécanique. Eléments de mécanique musculaire*. Editions Massons, 2ème édition, STAPS Collection, 1998.
- N.D. GREEN : Acute soft tissue neck injury from unexpected acceleration. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 74(10):1085–1090, 2003.
- N.D. GREEN et L. BROWN : Head positioning and neck muscle activation during air combat. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 75(8):676–680, 2004.
- N.M. GROSLAND, R.BAFNA et V.A. MAGNOTTA : Automated hexahedral meshing of anatomic structures using deformable registration. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 12(1):35–43, 2009.
- F.C. GUILL : Ascertaining the causal factors for "ejection-associated" injuries. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 60(10):B44–B71, 1989.
- F.C. GUILL et G.R. HERD : An evaluation of proposed causal mechanisms for "ejection associated" neck injuries. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 60(7):A26–A47, 1989.
- P. HALLDIN, K. BROLIN, S. KLEIVEN, H. von HOLST, L. JAKOBSSON et C. PALMERTZ : Investigation of conditions that affect neck compression-flexion injuries using numerical techniques. In *Proceedings of the 44th Stapp Car Crash Conference*, 2000. Paper 2000-01-SC10.
- D.D. HARRISON, T.J. JANIK, S.J. TROYANOVICH, D.E. HARRISON et C.J. COLLOCA : Evaluation of the assumptions used to derive an ideal normal cervical spine model. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 20(4):246–256, 1997.
- D.E. HARRISON, D.D. HARRISON, R. CAILLIET, S.J. TROYANOVICH, T.J. JANIK et B. HOLLAND : Cobb method or harrison posterior tangent method. which to choose for lateral cervical radiographic analysis. *Spine*, 25(16):2072–2078, 2000.
- D.E. HARRISON, D.D. HARRISON, T.J. JANIK, E.W. JONES, R. CAILLIET et M. NORMAND : Comparison of axial and flexural stresses in lordosis and three buckled configurations of the cervical spine. *Clinical Biomechanics*, 16:276–284, 2001.

- S. HEDENSTIERNA : *3D finite element modeling of cervical musculature and its effect on neck injury prevention*. Thèse de doctorat, KTH Technology and Health, 2008.
- S. HEDENSTIERNA et P. HALLDIN : 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, 2008.
- S. HEDENSTIERNA, P. HALLDIN et K. BROLIN : 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, 2008.
- S. HEDENSTIERNA, P. HALLDIN et G.P. SIEGMUND : Neck muscle load distribution in lateral, frontal and rear-end impacts. a three-dimensional finite element analysis. *Spine*, 34(24):2626–2633, 2009.
- J.G. HELLER, M.D. ALSON, M.B. SCHAFFLER et S.R. GARFIN : Quantitative internal dens morphology. *Spine (Phila Pa 1976)*, 17(8):861–866, 1992.
- P.S. HELLIWELL, P.F. EVANS et V. WRIGHT : The straight cervical spine : does it indicate muscle spasm? *Journal of Bone and Joint Surgery*, 76:103–106, 1994.
- O. HÄMÄLÄINEN : Flight helmet weight, +Gz forces, and neck muscle strain. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 64(1):55–57, 1993.
- O. HÄMÄLÄINEN et H. VANHARANTA : Effect of Gz forces and head movements on cervical erector spinae muscle strain. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 63(8):709–716, 1992.
- O. HÄMÄLÄINEN, T. VISURI, P. KURONEN et H. VANHARANTA : Cervical disk bulges in fighter pilots. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 65(2):144–146, 1994.
- D.F. HUELKE, J. O'DAY et R.A. MENDELSON : Cervical injuries suffered in automobile crashes :. *Journal of Neurosurgery*, 54(3):316–322, 1981.
- L. HUMBERT, J.A. DE GUISE, B. AUBERT, B. GODBOUT et W. SKALLI : 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Medical Engineering & Physics*, 31:681–687, 2009.
- T. JOHANSSON, P. MEIER et R. BLICKHAN : A finite-element model for the mechanical analysis of skeletal muscles. *Journal of theoretical biology*, 206:131–149, 2000.
- E. JOLIVET : *Modélisation biomécanique de la hanche dans le risque de fracture du fémur proximal*. Thèse de doctorat, ENSAM Paris, 2007.
- E. JOLIVET, E. DAGUET, V. POMERO, D. BONNEAU, J.D. LAREDO et W. SKALLI : 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, 2008.

- E. JOLIVET, V. POMERO et W. SKALLI : Finite element model of muscle. *In 5th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2000.
- A. JORDAN, J. MEHLSSEN, P.M. BÜLOW, K. OSTERGAARD et B. DANNESKIOLD-SAMSØE : Maximal isometric strength of the cervical musculature in 100 healthy volunteers. *Spine (Phila Pa 1976)*, 24(13):1343–1348, 1999.
- N.A. KALLEMEYN, S.C. TADEPALLI, K.H. SHIVANNA et N.M. GROSLAND : An interactive multiblock approach to meshing the spine. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 95:227–235, 2009.
- L.K. KAMIBAYASHI et F.J. RICHMOND : Morphometry of human neck muscles. *Spine*, 23(12):1314–1323, 1998.
- I. KAPANDJI : *Physiologie articulaire. Tome 3 : Tronc et Rachis*. Maloine S.A. éditeur, 1986.
- B. KELLEY, J. LAFFERTY, D. BOWMAN et P. CLARK : Rhesus monkey intervertebral disk viscoelastic response to shear stress. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105:51–54, 1983.
- S. KELLY : *Element shape testing*. ANSYS Theory Reference (Chapitre 13), 1998.
- A. KETTLER, E. HARTWIG, M. SCHULTHEISS, L. CLAES et H.-J. WILKE : Mechanically simulated muscle force strongly stabilize intact and injured cervical spine specimens. *Journal of Biomechanics*, 35:339–346, 2002.
- J.H. KEYAK, J.M. MEAGHER, H.B. SKINNER et C.D. MOTE : Automated three-dimensional finite element modelling of bone : a new method. *Journal of Biomedical Engineering*, 12:389–397, 1990.
- K.D. KLINICH, S. EBERT, C. VAN EE, C. FLANNAGAN, M. PRASAD, M. REED et L. SCHNEIDER : Cervical spine geometry in the automotive seated posture : variations with age, stature, and gender. *In Proceedings of the 48th Stapp Car Crash Conference*, 2004. Paper 2004-22-0014.
- R. KNUDSON, D. MCMILLAN, D. DOUCETTE et M. SEIDEL : A comparative study of G-induced neck injury in pilots of the F/A-18, A-7, and A-4. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 59(8):758–760, 1988.
- P.M. KNUPP : Algebraic mesh quality metrics for unstructured initial meshes. *Finite Elements in Analysis and Design*, 39(3):217–241, 2003.
- M. KOJIC, S. MIJAILOVIC et N. ZDRAVKOVIC : 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, 1998.
- E. KRISTJANSSON et H. JÓNSSON : Is the sagittal configuration of the cervical spine changed in women with chronic whiplash syndrome ? a comparative computer-assisted radiographic assessment. *J Manipulative Physiol Ther*, 25(9):550–555, 2002.

- S. KUMAR, Y. NARAYAN et T. AMELL : An electromyographic study of low-velocity rear-end impacts. *Spine*, 27(10):1044–1055, 2002a.
- S. KUMAR, Y. NARAYAN, T. AMELL et R. FERRARI : Electromyography of superficial cervical muscles with exertion in the sagittal, coronal and oblique planes. *European Spine Journal*, 11:27–37, 2002b.
- C. LANSADE : *Analyse cinématique tridimensionnelle du rachis cervical sain et pathologique in vivo*. Thèse de doctorat, Arts et Metiers ParisTech, 2009.
- F. LAVASTE, W. SKALLI, S. ROBIN, R. ROY-CAMILLE et C. MAZEL : Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 25(10):1153–1164, 1992.
- J. LECOMPTE : *Biomécanique du segment tête-cou in vivo et aéronautique militaire. Approches neuromusculaire et morphologique*. Thèse de doctorat, ENSAM Paris, 2007.
- I-H. LEE, H. CHOI, J. LEE et D. HAN : Development of finite element human neck model for vehicle safety simulation. *International Journal of Automotive Technology*, 5(1):33–46, 2004.
- M.E. LEWIS : Survivability and injuries from use of rocket-assisted ejection seats : analysis of 232 cases. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 77(9):936–943, 2006.
- V. De LOOSE, M. Van den OORD, F. BURNOTTE, D. Van TIGGELEN, V. STEVENS, B. CAGNIE, L. DANNEELS et E. WITVROUW : Functional assessment of the cervical spine in F-16 pilots with and without neck pain. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 80(5):477–481, 2009.
- M.L. MAGNUSSON, M.H. POPE, L. HASSELQUIST, K.M. BOLTE, M. ROSS, V.K. GOEL, J.S. LEE, K. SPRATT, C.R. CLARK et D.G. WILDER : Cervical electromyographic activity during low-speed rear impact. *European Spine Journal*, 8:118–125, 1999.
- D.J. MAIMAN, N. YOGANANDAN et F.A. PINTAR : Preinjury cervical alignment affecting spinal trauma. *Journal of Neurosurgery*, 97 (1 Suppl):57–62, 2002.
- S.J. MANOOGIAN, E.A. KENNEDY, K.A. WILSON, S.M. DUMA et N.M. ALEM : Predicting neck injuries due to head-supported mass. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 77(5):509–514, 2006.
- J.A.C MARTINS, E.B. PIRES, R. SALVADO et P.B. DINIS : A numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 151:419–433, 1998.
- M. MATSUMOTO, Y. FUJIMURA, N. SUZUKI, Y. TOYAMA et H. SHIGA : Cervical curvature in acute whiplash injuries : prospective comparative study with asymptomatic subjects. *Injury*, 29(10):775–778, 1998.
- N. MAUREL : *Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical inférieur*. Thèse de doctorat, ENSAM Paris, 1993.

- N. MAUREL, F. LAVASTE et W. SKALLI : 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, 1997.
- M.A. MAYOUX-BENHAMOU, M. WYBIER et M. REVEL : Strength and cross-sectional area of the dorsal neck muscles. *Ergonomics*, 32(5):513–518, 1989.
- J. MC ELHANEY, J.G. PAVER, H.J. MC CRACKIN et G.M. MAXWELL : Cervical spine compression responses. In *Proceedings of the 27th Stapp Car Crash Conference*, pages 163–177, 1983. paper 831615.
- F. MEYER, N. BOURDET, C. DECK, R. WILLINGER et J.S. RAUL : Human neck finite element model development and validation against original experimental data. *Stapp Car Crash J*, 48:177–206, 2004.
- N. MILNE : The role of zygapophysial joint orientation and uncinat processes in controlling motion in the cervical spine. *J Anat*, 178:189–201, 1991.
- S. MORONEY, A. SCHULTZ et J. MILLER : Analysis and measurement of neck loads. *Journal of Orthopaedic Research*, 6(5):713–720, 1988a.
- S. MORONEY, A. SCHULTZ, J. MILLER et G. ANDERSSON : Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments. *Journal of Biomechanics*, 21(9):769–779, 1988b.
- B. MYERS, C. VAN EE, D. CAMACHO, C. WOOLLEY et T. BEST : On the structural and material properties of mammalian skeletal muscle and its relevance to human cervical impact dynamics. In *Proceedings of the 39th Stapp Car Crash Conference*, pages 203–214, 1995. paper 952723.
- B.S. MYERS, J.H. MC ELHANEY, B.J. DOHERTY, J.G. PAVER et L. GRAY : The role of torsion in cervical spine trauma. *Spine*, 16(8):870–874, 1991.
- J. MYKLEBUST, F. PINTAR, N. YOGANANDAN, J. CUSICK, D. MAIMAN, T. MYERS et A. SANCES : Tensile strength of spinal ligaments. *Spine*, 13(5):526–531, 1988.
- K.J. NETTO et A.F. BURNETT : Neck muscle activation and head postures in common high performance aerial combat maneuvers. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 77(10):1049–1055, 2006.
- D.G. NEWMAN : +Gz-induced neck injuries in Royal Australian Air Force fighter pilots. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 68(6):520–524, 1997.
- R. NIGHTINGALE, J. MC ELHANEY, L. CAMACHO, M. KLEINBERGER, B. WINKELSTEIN et B. MYERS : The dynamic responses of the cervical spine : buckling, end condition, and tolerance in compressive impacts. In *Proceedings of the 41st Stapp Car Crash Conference*, pages 451–471, 1997. paper 973344.
- R. NIGHTINGALE, B. MYERS, J. MC ELHANEY, B. DOHERTY et W. RICHARDSON : The influence of end condition on human cervical spine injury mechanisms. In *Proceedings of the 35th Stapp Car Crash Conference*, pages 391–399, 1991. paper 912915.

- S. NITSCHKE, G. KRABBEL, H. APPEL et E. HAUG : Validation of a finite element model of the human neck. *In Ircoi Conference*, pages 107–122, 1996.
- R.C. NUCCI, S. SEIGAL, A.A. MEROLA, J. GORUP, K.J. MROCZEK, J. DRYER, R.I. ZIPNICK et T.R. HAHER : Computed tomographic evaluation of the normal adult odontoid. implications for internal fixation. *Spine (Phila Pa 1976)*, 20(3):264–270, 1995.
- J. OKSA, O. HÄMÄLÄINEN, S. RISSANEN, J. MYLLYNIEMI et P. KURONEN : Muscle strain during aerial combat maneuvering exercise. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 67(12):1138–1143, 1996.
- J. OKSA, O. HÄMÄLÄINEN, S. RISSANEN, M. SALMINEN et P. KURONEN : Muscle fatigue caused by repeated aerial combat maneuvering exercises. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 70(6):556–560, 1999.
- K. ONO, K. KANEOKA, A. WITTEK et J. KAJZER : Cervical injury mechanism based on the analysis of human cervical vertebral motion and head-neck-torso kinematics during low speed rear impacts. *In Proceedings of the 41st Stapp Car Crash Conference*, pages 339–356, 1997. paper 973340.
- G.P. PAL, R.V. ROUTAL et S.K. SAGGU : The orientation of the articular facets of the zygapophyseal joints at the cervical and upper thoracic region. *J Anat*, 198(Pt 4):431–441, 2001.
- M. PANJABI, J.J. CRISCO, A. VASAVADA, T. ODA, J. CHOLEWICKI, K. NIBU et E. SHIN : Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *Spine*, 26(24):2692–2700, 2001.
- M. PANJABI, J. DVORAK, J. DURANCEAU, I. YAMAMOTO, M. GERBER, W. RAUSCHNING et H.U. BUEFF : Three-dimensional movements of the upper cervical spine. *Spine*, 13(7):726–730, 1988.
- M. PANJABI, T. OXLAND, K. TAKATA, V. GOEL, J. DURANCEAU et M. Krag : Articular facets of the human spine. Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine*, 18(10):1298–1310, 1993a.
- M.M. PANJABI, J. DURANCEAU, V. GOEL, T. OXLAND et K. TAKATA : Cervical human vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions. *Spine*, 16(8):861–869, 1991.
- M.M. PANJABI, T. ODA, J.J. CRISCO III, J. DVORAK et D. GROB : Posture affects motion coupling patterns of the upper cervical spine. *Journal of Orthopaedic Research*, 11:525–536, 1993b.
- M.M. PANJABI, E.K. SHIN, N.C. CHEN et J.-L. WANG : Internal morphology of human cervical pedicles. *Spine*, 25(10):1197–1205, 2000.
- G. PARASKEVAS, B. PAPAZIOGAS, A. TZAVEAS, K. NATSIS, S. SPANIDOU et P. KITSOULIS : Morphological parameters of the superior articular facets of the atlas and potential clinical significance. *Surg Radiol Anat*, 30(8):611–617, 2008.

- F.R. PATTERSON : An analysis of anthropometric risk factors related to back injury induced by ejection seat acceleration. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 60:448, 1989.
- L. PENNING et J.T. WILMINK : Rotation of the cervical spine. A CT study in normal subjects. *Spine*, 12(8):732–738, 1987.
- J.S. PETROFSKY et C.A. PHILLIPS : The strength-endurance relationship in skeletal muscle : its application to helmet design. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 53(4):365–369, 1982.
- C.A. PHILLIPS et J.S. PETROFSKY : Neck muscle loading and fatigue : systematic variation of headgear weight and center-of-gravity. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 54(10):901–905, 1983.
- F. PINTAR, N. YOGANANDAN, A. SANCES, J. REINARTZ, G. HARRIS et S. LARSON : Kinematic and anatomical analysis of the human cervical spinal column under axial loading. In *Proceedings of the 33rd Stapp Car Crash Conference*, pages 191–214, 1989. paper 892436.
- F. PINTAR, N. YOGANANDAN, L. VOO, J. CUSICK, D.J. MAIMAN et A. SANCES : Dynamic characteristics of the human cervical spine. In *Proceedings of the 39th Stapp Car Crash Conference*, pages 195–202, 1995. paper 952722.
- F.A. PINTAR, N. YOGANANDAN et L. VOO : Effect of age and loading rate on human cervical spine injury threshold. *Spine*, 23(18):1957–1962, 1998.
- V. POMERO, F. LAVASTE, G. IMBERT et W. SKALLI : A proprioception based regulation model to estimate the trunk muscle forces. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 7(6):331–338, 2004.
- P. PRASAD, A. KIM et D. WEERAPPULI : Biofidelity of anthropomorphic test devices for rear impact. In *Proceedings of the 31st Stapp Car Crash Conference*, pages 387–415, 1997. paper 973342.
- PRIMALPICTURES : The world’s most detailed 3d model of human anatomy online. URL <http://anatomy.tv>. Dernier Accès : Août 2010.
- M.-A. ROUSSEAU, X. BONNET et W. SKALLI : Influence of the geometry of a ball-and-socket intervertebral prosthesis at the cervical spine. A finite element study. *Spine*, 33(1):E10–E14, 2008.
- M.A. ROUSSEAU, S. LAPORTE, E. CHAVARY-BERNIER, J.Y. LAZENNEC et W. SKALLI : 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, 2007.
- A. SANCES, J. MYKLEBUST, J.F. CUSICK, R. WEBER, C. HOUTERMAN, S.J. LARSON, P. WALSH, M. CHILBERT, T. PRIETO, M. ZYVOLOSKI, C. EWING, D. THOMAS et B. SALTSBERG : Experimental studies of brain and neck injury. In *Proceedings of the 25th Stapp Car Crash Conference*, pages 149–194, 1981. Paper 811032.

- B. SANDOZ : *Contribution à la modélisation géométrique et mécanique du tronc de l'enfant*. Thèse de doctorat, Arts et Métiers ParisTech, 2010.
- M.B. SCHAFFLER, M.D. ALSON, J.G. HELLER et S.R. GARFIN : Morphology of the dens. a quantitative study. *Spine (Phila Pa 1976)*, 17(7):738–743, 1992.
- D.G. SCHALL : Non-ejection cervical spine injuries due to +Gz in high performance aircraft. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 60:445–456, 1989.
- L. SCHNEIDER, D. FOUST, B. BOWMAN, R. SNYDER, D. CHAFFIN, T. ABDELNOUR et J. BAUM : Biomechanical properties of the human neck in lateral flexion. *In Proceedings of the 19th Stapp Car Crash Conference*, pages 455–467, 1975. Paper 751156.
- I. SÜDHOFF, J. A. de GUISE, A. NORDEZ, E. JOLIVET, D. BONNEAU, V. KHOURY et W. SKALLI : 3d-patient-specific geometry of the muscles involved in knee motion from selected mri images. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 47(6):579–587, 2009.
- M. SHEA, W. EDWARDS, A. WHITE et W. HAYES : Variations of stiffness and strength along the human cervical spine. *Journal of Biomechanics*, 24(2):95–107, 1991.
- M. SHEA, R.H. WITTENBERG, W.T. EDWARDS, A.A. WHITE et W.C. HAYES : In vitro hyperextension injuries in the human cadaveric cervical spine. *Journal of Orthopaedic Research*, 10:911–916, 1992.
- V.B. SHIM, R.P. PITTO, R.M. STREICHER, P.J. HUNTER et I.A. ANDERSON : The use of sparse CT datasets for auto-generating accurate FE models of the femur and pelvis. *Journal of Biomechanics*, 40:26–35, 2007.
- G. SIEGMUND, J-S. BLOUIN, J.R. BRAULT, S. HEDENSTIERNA et J.T. INGLIS : Electromyography of superficial and deep neck muscles during isometric, voluntary, and reflex contractions. *Journal of Biomechanical Engineering*, 129:66–77, 2007.
- G. P. SIEGMUND, B. S. MYERS, M. B. DAVIS, H. F. BOHNET et B. A. WINKELSTEIN : Human cervical motion segment flexibility and facet capsular ligament strain under combined posterior shear, extension and axial compression. *Stapp Car Crash Journal*, 44:159–170, 2000.
- G.P. SIEGMUND, D.J. SANDERSON, B.S. MYERS et J.T. INGLIS : Awareness affects the response of human subjects exposed to a single whiplash-like perturbation. *Spine*, 28(7):671–679, 2003.
- S. SINGH : Variations of the superior articular facets of atlas vertebrae. *J Anat*, 99(Pt 3):565–571, 1965.
- R. SOVELIUS, J. OKSA, H. RINTALA, H. HUHTALA et S. SIITONEN : Neck muscle strain when wearing helmet and NVG during acceleration on a trampoline. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 79(2):112–116, 2008.

- B. STEMPER, N. YOGANANDAN et F. PINTAR : Gender dependent cervical spine segmental kinematics during whiplash. *Journal of Biomechanics*, 36:1281–1289, 2003.
- B. STEMPER, N. YOGANANDAN et F. PINTAR : Effects of abnormal posture on capsular ligament elongations in a computational model subjected to whiplash loading. *Journal of Biomechanics*, 38:1313–1323, 2005a.
- B. STEMPER, N. YOGANANDAN, R. RAO et F. PINTAR : Reflex muscle contraction in the unaware occupant in whiplash injury. *Spine*, 30(24):2794–2798, 2005b.
- B.D. STEMPER, N. YOGANANDAN, J.F. CUSICK et F.A. PINTAR : Stabilizing effect of precontracted neck musculature in whiplash. *Spine*, 31(20):E733–E738, 2006.
- I.A.F. STOCKES : Three-dimensional terminology of spinal deformity : a report presented to the scoliosis research society by the scoliosis research society working group on 3d terminology of spinal deformity. *Spine*, 19(2):236–248, 1994.
- T.J. SZABO et J.B. WELCHER : Human subject kinematics and electromyographic activity during low speed rear impacts. In *Proceedings of the 40th Stapp Car Crash Conference*, pages 295–315, 1996. paper 962432.
- T. TAKESHIMA, S. OMOKAWA, T. TAKAOKA, M. ARAKI, Y. UEDA et Y. TAKAKURA : Sagittal alignment of cervical flexion and extension. Lateral radiographic analysis. *Spine*, 27(15):E348–E355, 2002.
- C.Y. TANG, G. ZHANG et C.P. TSUI : A 3d skeletal muscle model coupled with active contraction of muscle fibres and hyperelastic behaviour. *Journal of Biomechanics*, In press, 2009.
- E.-C. TEO, Q.H. ZHANG, K.W. TAN et V.S. LEE : Effect of muscles activation on head-neck complex under simulated ejection. *Journal of Musculoskeletal Research*, 8(4):155–165, 2004.
- E.C. TEO, Q.H. ZHANG et R.C. HUANG : Finite element analysis of head-neck kinematics during motor vehicle accidents : analysis in multiple planes. *Medical Engineering & Physics*, 29:54–60, 2007a.
- J.C.M. TEO, C.K. CHUI, Z.L. WANG, S.H. ONG, C.H. YAN, S.C. WANG, H.K. WONG et S.H. TEOH : Heterogeneous meshing and biomechanical modeling of human spine. *Med Eng Phys*, 29(2):277–290, 2007b.
- R.T. TIERNEY, M.R. SITLER, C.B. SWANIK, K.A. SWANIK, M. HIGGINS et J. TORG : Gender differences in head-neck segment dynamic stabilization during head acceleration. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(2):272–279, 2005.
- T. TOMINAGA, C. A. DICKMAN, V. K. SONNTAG et S. COONS : Comparative anatomy of the baboon and the human cervical spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 20(2):131–137, 1995.
- M. Van der HORST : *Human head-neck response in frontal, lateral and rear-end impact loading*. Thèse de doctorat, Technische Universiteit Eindhoven, 2002.

- M. Van der HORST, J. THUNNISSEN, R. HAPPEE, R. VAN HAASTER et J. WISMANS : The influence of muscle activity on head-neck response during impact. *In Proceedings of the 41st Stapp Car Crash Conference*, pages 487–507, 1997. Paper 973346.
- C.A. VAN EE, R. W. NIGHTINGALE, D. L. CAMACHO, V. C. CHANCEY, K. E. KNAUB, E. A. SUN et B. S. MYERS : Tensile properties of the human muscular and ligamentous cervical spine. *Stapp Car Crash Journal*, 44:85–102, 2000.
- R.D. VANDERBEEK : Period prevalence of acute neck injury in U.S. Air Force pilots exposed to high G- forces. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 59(12):1176–1180, 1988.
- A.N. VASAVADA, J. DANARAJ et G.P. SIEGMUND : Head and neck anthropometry, vertebral geometry and neck strength in height-matched men and women. *Journal of Biomechanics*, 41(1):114–121, 2008.
- M. VICECONTI, L. BELLINGERI, L. CRISTOFOLINI et A. TONI : A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs. *Medical Engineering and Physics*, 20:1–10, 1998.
- M. VICECONTI, M. DAVINELLI, F. TADDEI et A. CAPPELLO : Automatic generation of accurate subject-specific bone finite element models to be used in clinical studies. *Journal of Biomechanics*, 37:1597–1605, 2004.
- S. VÉRON : *Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical supérieur*. Thèse de doctorat, ENSAM Paris, 1997.
- Z.L. WANG, J.C.M. TEO, C.K. CHUI, S.H. ONG, C.H. YAN, S.C. WANG, H.K. WONG et S.H. TEOH : Computational biomechanical modelling of the lumbar spine using marching-cubes surface smoothened finite element voxel meshing. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 80:25–35, 2005.
- B. WATIER : *Etude expérimentale du rachis cervical : comportement mécanique in vitro et cinématique in vivo*. Thèse de doctorat, ENSAM Paris, 1997.
- J. WHEELDON, F. PINTAR, S. KNOWLES et N. YOGANANDAN : Experimental flexion/extension data corridors for validation of finite element models of the young, normal cervical spine. *Journal of Biomechanics*, 39:375–380, 2006.
- A. WHITE et M. PANJABI : *Clinical biomechanics of the spine*. Lippincott, second edition, 1990.
- B.A. WINKELSTEIN, R.W. NIGHTINGALE, W.L. RICHARDSON et B.S. MYERS : Cervical facet joint mechanics : its application to whiplash injury. *In Proceedings of the 43rd Stapp Car Crash Conference*, 1999. paper 99SC15.
- J.M. WINTERS et L. STARK : Estimated mechanical properties of synergistic muscles involved in movements of a variety of human joints. *Journal of Biomechanics*, 21:1027–1041, 1988.

- A. WITTEK, J. KAJZER, E. HAUG et K. ONO : 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, 2001.
- W. WOMACK, D. WOLDTVEDT et C.M. PUTTLITZ : Lower cervical spine facet cartilage thickness mapping. *Osteoarthritis and Cartilage*, 16:1018–1023, 2008.
- R. XU, M. C. NADAUD, N. A. EBRAHEIM et R. A. YEASTING : Morphology of the second cervical vertebra and the posterior projection of the c2 pedicle axis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 20(3):259–263, 1995.
- D.W. YACAVONE et R. BASON : Cervical injuries during high G maneuvers : a review of Naval Safety Center data, 1980-1990. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 63(7):602–605, 1992.
- H. YAMADA : *Strength of biological materials*. Baltimore : The Williams & Wilkins Company, 1970.
- K. YANG, F. ZHU, F. LUAN, L. ZHAO et P. BEGEMAN : Development of a finite element model of the human neck. In *Proceedings of the 42nd Stapp Car Crash Conference*, pages 195–205, 1998. Paper 983157.
- N. YOGANANDAN, S. KUMARESAN et F. PINTAR : Biomechanics of the cervical spine part 2. cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling. *Clinical Biomechanics*, 16:1–27, 2001.
- N. YOGANANDAN, F. PINTAR, J. BUTLER, J. REINARTZ, A. SANCES et S. LARSON : Dynamic response of human cervical spine ligaments. *Spine*, 14(10):1102–1110, 1989.
- N. YOGANANDAN, F. PINTAR, D.J. MAIMAN, J.F. CUSICK, A. SANCES et P.R. WALSH : Human head-neck biomechanics under axial tension. *Medical Engineering & Physics*, 18(4):289–294, 1996.
- N. YOGANANDAN, F.A. PINTAR, B.D. STEMPER, C.E. WOLFLA, B.S. SHENDER et G. PASKOFF : 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.*, 89:1066–1074, 2007.
- N. YOGANANDAN, F.A. PINTAR, J. ZHANG et J.L. BAISDEN : Physical properties of the human head : mass, center of gravity and moment of inertia. *J Biomech*, 42(9):1177–1192, 2009.
- N. YOGANANDAN, A. SANCES, F. PINTAR, D.J. MAIMAN, J. REINARTZ, J.F. CUSICK et S.J. LARSON : Injury biomechanics of the human cervical column. *Spine*, 15(10):1031–1039, 1990.
- N. YOGANANDAN, B.D. STEMPER, F.A. PINTAR, J.L. BAISDEN, B.S. SHENDER et G. PASKOFF : Normative segment-specific axial and coronal angulation corridors of subaxial cervical column in axial rotation. *Spine*, 33(5):490–496, 2008.

- P.G. YOUNG, T.B.H. BERESFORD-WEST, S.R.L. COWARD, B. NOTARBERARDINO, B. WALKER et A. ABDUL-AZIZ : An efficient approach to converting three-dimensional image data into highly accurate computational models. *Philos Transact A Math Phys Eng Sci*, 366(1878):3155–3173, 2008.
- F.E. ZAJAC : Muscle and tendon : properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 127(4):359–441, 1989.
- Q.H. ZHANG, E. TEO et H. NG : Development and validation of a C0-C7 FE complex for biomechanical study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 127:729–735, 2005.
- R.I. ZIPNICK, A.A. MEROLA, J. GORUP, K. KUNKLE, T. SHIN, S.A. CARUSO et T.R. HAHER : Occipital morphology. an anatomic guide to internal fixation. *Spine (Phila Pa 1976)*, 21(15):1719–24 ; discussion 1729–30, 1996.

ANNEXES

Annexe A

Méthodes de mesure de la courbure cervicale

Toutes les méthodes présentées dans cette annexe sont appliquées sur des clichés radiographiques de profil.

Méthode utilisée par Helliwell *et al.* (1994)

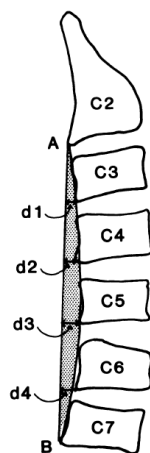


FIG. A.1 – Méthode utilisée par Helliwell *et al.* (1994)

Sur chaque cliché, la ligne AB (FIG. A.1) relie les coins inférieurs postérieurs des corps de C2 et C7. Les distances d1 à d4 entre cette ligne et les coins inférieurs postérieurs des corps de C3 à C6 sont ensuite mesurées. Ces distances permettent de déterminer la longueur d'arc passant par ces points ainsi que la surface comprise entre la ligne et l'arc. Cette surface est utilisée comme critère pour classer les types de courbure :

- Cyphose : -500 à -100 mm^2 ;
- Droite : -99 à +99 mm^2 ;
- Normale : +100 à +499 mm^2 ;
- Hyperlordose : +500 à +1000 mm^2 .

Méthode utilisée par Côté *et al.* (1997)

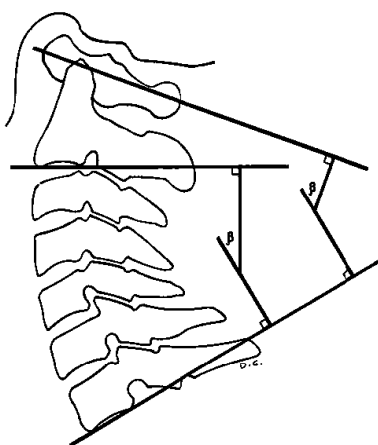


FIG. A.2 – Méthode des angles de Cobb utilisée par Côté *et al.* (1997)

L'angle de courbure entre C1 et C7 est mesuré en traçant la droite coupant l'Atlas en deux ainsi qu'une droite parallèle au plateau inférieur de C7 (FIG. A.2). L'angle de courbure entre C2 et C7 est mesuré entre les droites parallèles aux plateaux inférieurs de C2 et C7.

Méthode utilisée par Harrison *et al.* (2000)

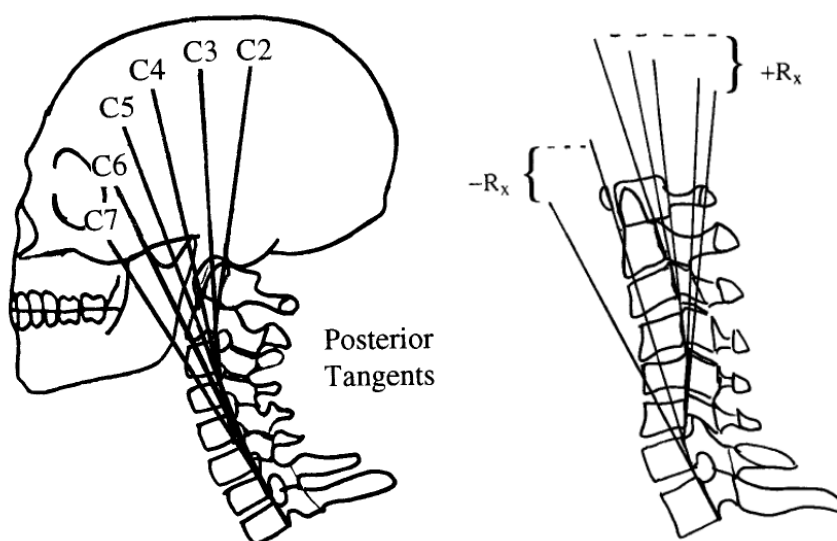


FIG. A.3 – Méthode des tangentes postérieures utilisée par Harrison *et al.* (2000)

Pour chaque vertèbre, la droite tangente qui relie les coins postérieurs inférieur et supérieur du corps vertébral est tracée. L'angle est ensuite mesuré directement entre

les droites (FIG. A.3). Un signe positif indique une cyphose tandis qu'un signe négatif indique une lordose. L'auteur compare cette méthode avec celle des angles de Cobb et en déduit que l'angle de Cobb entre C1 et C7 surestime la lordose tandis que l'angle de Cobb mesuré entre C2 et C7 la sous-estime. Une des explications serait le fait que les murs postérieurs des corps vertébraux ne sont pas perpendiculaires aux plateaux.

Méthode utilisée par Takeshima *et al.* (2002)

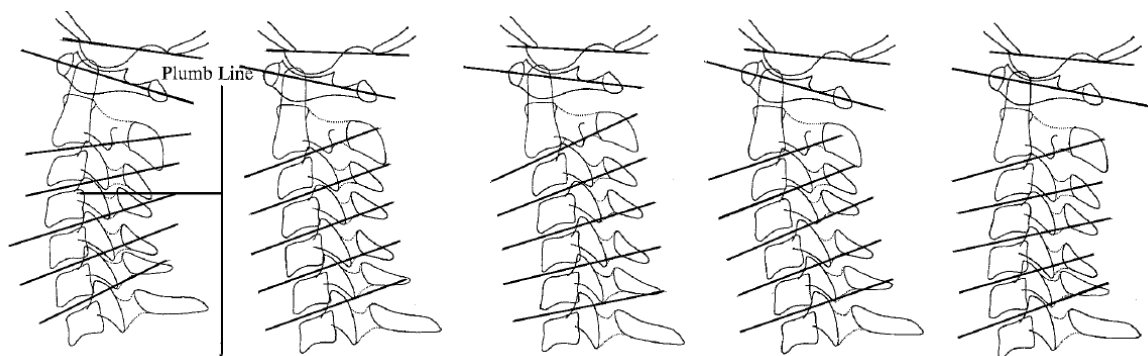


FIG. A.4 – Méthode utilisée par Takeshima *et al.* (2002)

Pour chaque vertèbre, les quatre coins du corps vertébral sont marqués. Ces points sont utilisés pour tracer les droites médianes à chaque disque intervertébral (FIG. A.4). Les angles segmentaires sont ensuite mesurés entre ces droites.

Méthode utilisée par Klinich *et al.* (2004)

L'auteur utilise dans un premier temps un indice de courbure similaire à celui utilisé par Helliwell *et al.* (1994). Cette méthode ne donne cependant aucune information sur les changements de courbure qui peuvent survenir le long du rachis cervical. Une description au moyen de courbes de Bézier est donc proposée (FIG. A.5).

Des splines de Bézier passant par les bords postérieurs des corps vertébraux sont déterminées et contrôlées au moyen de deux segments (B2-B3 et B0-B1) et de deux angles (SupBezAng et InfBezAng). Cette approche permet de décrire une courbure plus complexe à l'aide de deux angles uniquement. Cependant, ces deux angles ne permettent pas d'interpréter intuitivement la courbure cervicale. Un travail de classification supplémentaire a donc dû être effectué pour différencier les courbures (FIG. A.6).

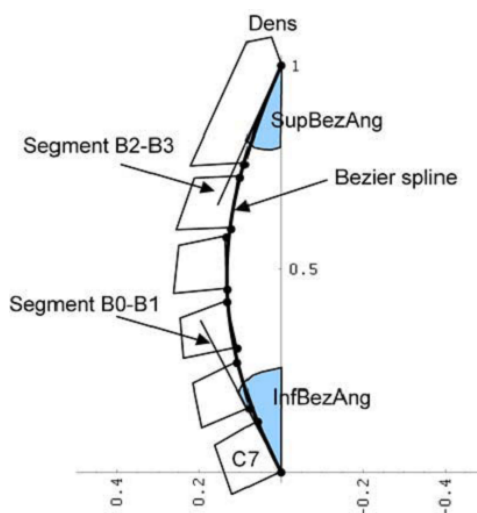


FIG. A.5 – Méthode des splines de Bézier utilisée par Klinich *et al.* (2004)



FIG. A.6 – Classification des courbures en fonction des paramètres des courbures de Bézier, d'après Klinich *et al.* (2004). NO : droite, L : lordose, K : cyphose, E : sigmoïde)

Annexe B

Études morphométriques du rachis cervical

TAB. B.1 – Études morphométriques du rachis cervical inférieur (RCI)

Auteurs	Méthode	Région d'intérêt	Paramètres mesurés
Gilad et Nissan 1986	Radios de profil <i>157 sujets</i> (<i>m</i>)	Corps vertébraux Disques intervertébraux	Profondeurs des plateaux Hauteurs ant. et post. Hauteurs ant. et post.
Milne 1991	Rapporteur, pied à coulisse <i>61 rachis secs</i> <i>C3 à T1</i> (<i>40 m, 21 f</i>)	Facettes articulaires Apophyses unciformes Corps vertébraux	Inclinaison (plan sagittal) Angle interfacettaire Dimensions linéaires Distance entre les 2 sommets Hauteur Profondeur des plateaux
Panjabi <i>et al.</i> 1991	Palpage : morphomètre <i>12 rachis frais</i> <i>C2 à C7</i> (<i>8 m, 4 f</i>)	Corps vertébral Apophyses unciformes Canal médullaire Pédicules Apophyse épineuse Apophyses transverses	Dimensions linéaires Inclinaison des plateaux Superficie des plateaux Orientation Superficie Dimensions linéaires Superficie Hauteur, largeur, section Orientation Longueur Largeur transversale post.
Maurel 1993	Palpage : MMT 154 points par vertèbre <i>53 vertèbres sèches</i> <i>C3 à C7</i>	Corps vertébral Apophyses unciformes Facettes articulaires Pédicules Apophyse épineuse Lames Apophyses transverses	Dimensions linéaires des plateaux Orientation des plateaux Courbure du plateau inférieur Orientation, hauteur Dimensions, position, orientation Dimensions, position, orientation Dimensions linéaires, inclinaison Inclinaison et courbure Épaisseur Épaisseurs, orientation
Panjabi <i>et al.</i> 1993a	Palpage : morphomètre <i>12 rachis frais</i> <i>Rachis complet</i> (<i>8 m, 4 f</i>)	Facettes articulaires	Dimensions linéaires Distances interfacettaires Orientations : <i>Planar ou card angles</i> Superficie
Panjabi <i>et al.</i> 2000	Coupes physiques, radios <i>6 rachis frais</i> <i>C3 à C7</i>	Pédicules	Dimensions externes Épaisseur de cortical Dimensions du noyau spongieux
Pal <i>et al.</i> 2001	Rapporteur, pied à coulisse <i>30 rachis secs (m)</i> <i>C3 à T3</i>	Facettes articulaires	Dimensions linéaires Orientation
Ebraheim <i>et al.</i> 2008	CT-Scan <i>30 rachis in vivo</i> (<i>15 m, 15 f</i>) Pied à coulisse, goniomètre <i>30 rachis sec</i> <i>C3 à C7</i> (<i>18 m, 12 f</i>)	Facettes articulaires	Orientation (plan sagittal) Dimensions linéaires Orientations
Womack <i>et al.</i> 2008	Coupes physiques <i>7 rachis frais</i> <i>C3 à C7</i>	Cartilage des facettes	Cartographie des épaisseurs Dimensions des facettes

TAB. B.2 – Études morphométriques du rachis cervical supérieur (RCS)

Auteurs	Méthode	Région d'intérêt	Paramètres mesurés
Os occipital			
Ebraheim <i>et al.</i> 1996	Pied à coulisse <i>52 crânes secs</i> <i>(25 m, 27 f)</i>	Écaille occipitale Protubérance ext.	Épaisseur
Zipnick <i>et al.</i> 1996	Coupes physiques <i>26 crânes</i>	Écaille occipitale Protubérance ext.	Épaisseur
Véron 1997	Pointage magnétique <i>8 C0</i>	Toutes les régions	Paramétrage complet
Chancey <i>et al.</i> 2007	Palpage <i>10 segments in vitro</i> <i>(m)</i>	Condyles occ.	Dimensions linéaires Superficie Position du centroïde
Atlas			
Singh 1965	Visuel <i>200 vertèbres sèches</i>	Facettes	Concavité des surfaces Degré de constriction Degré de séparation
Doherty et Heggeness 1994	Pied à coulisse <i>88 vertèbres sèches</i>	C1 globalement Arcs ant. et post. Canal vertébral	Encombrements globaux Épaisseur, hauteur Dimensions linéaires
Tominaga <i>et al.</i> 1995	Pied à coulisse <i>Vertèbres sèches</i> <i>9 babouins, 6 humains</i>	C1 globalement Canal vertébral Ligament transverse	Encombrements globaux Dimensions linéaires Longueur, hauteur
Véron 1997	Pointage magnétique <i>9 C1</i>	Toutes les régions	Paramétrage complet
Paraskevas <i>et al.</i> 2008	Visuel <i>86 vertèbres sèches</i>	Facettes sup.	Classification des formes Degré de séparation
Axis			
Heller <i>et al.</i> Schaffler <i>et al.</i> 1992	Pied à coulisse CT-Scan <i>120 vertèbres sèches</i>	Odontoïde	Dimensions externes Dimensions internes
Tominaga <i>et al.</i> 1995	Pied à coulisse <i>Vertèbres sèches</i> <i>9 babouins, 6 humains</i>	C2 globalement Odontoïde Facettes sup. Pédicules	Encombrements globaux Dimensions linéaires Orientation Dimensions linéaires
Doherty et Heggeness 1995	Pied à coulisse <i>51 vertèbres sèches</i>	Odontoïde Canal vertébral Corps vertébral	Dimensions, orientation Hauteur facette ant. Dimensions linéaires Dimensions du plateau inf. Hauteur
Nucci <i>et al.</i> 1995	CT-Scan <i>92 sujets</i> <i>(53 m, 39 f)</i>	Odontoïde	Dimensions externes
Xu <i>et al.</i> 1995	Pied à coulisse Goniomètre <i>50 vertèbres sèches</i> <i>(30 m, 20 f)</i>	Pédicules Corps vertébral Odontoïde Canal vertébral Facette sup.	Dimensions, orientation Hauteurs post. et ant. Dimensions du plateau Dimensions, orientation Dimensions linéaires Dimensions, orientation
Véron 1997	Pointage magnétique <i>8 C2</i>	Toutes les régions	Paramétrage complet

Annexe C

Description détaillée des muscles du cou

La description des insertions et des actions musculaires présentée dans cette annexe s'appuie sur l'ouvrage d'anatomie de Kapandji (1986) et sur un document interne du Laboratoire de Biomécanique (Bonneau, 2003). Les identifiants employés pour numéroté les muscles font référence aux figures du chapitre des rappels anatomiques.

Sterno-cléido-mastoïdien (1) Il forme une large bande, évoluant dans la partie antéro-latérale du cou (FIG. C.1). Son volume peut être décomposé en quatre chefs ayant pour origine le sternum ou la clavicule :

- le cléido-mastoïdien (1a) est le chef le plus profond ;
- le cléido-occipital (1b), plus superficiel, recouvre le cléido-mastoïdien ;
- le sterno-occipital (1c) s'insère sur la ligne courbe occipitale supérieure ;
- le sterno-mastoïdien (1d) se termine sur les bords postérieur et antérieur et l'apophyse mastoïde.

Selon la position de la tête, il peut être fléchisseur ou extenseur.

Trapèze (2) Son volume peut être divisé en trois parties formées par des faisceaux supérieurs, moyens et inférieurs :

- les faisceaux supérieurs (2a) ont pour origine la ligne courbe occipitale supérieure et le ligament cervical postérieur. Ils s'insèrent sur le tiers externe de la clavicule.
- les faisceaux moyens (2b) se détachent des apophyses épineuses de C7 à T3 et des ligaments sus-épineux correspondants. Ils s'insèrent sur une partie de l'épine de la scapula, l'acromion et l'extrémité externe de la clavicule.
- les faisceaux inférieurs (2c) naissent des apophyses épineuses de T2 ou T3 à T12 et des ligaments sur-épineux correspondants. Ils s'insèrent sur la surface triangulaire de l'épine de la scapula.

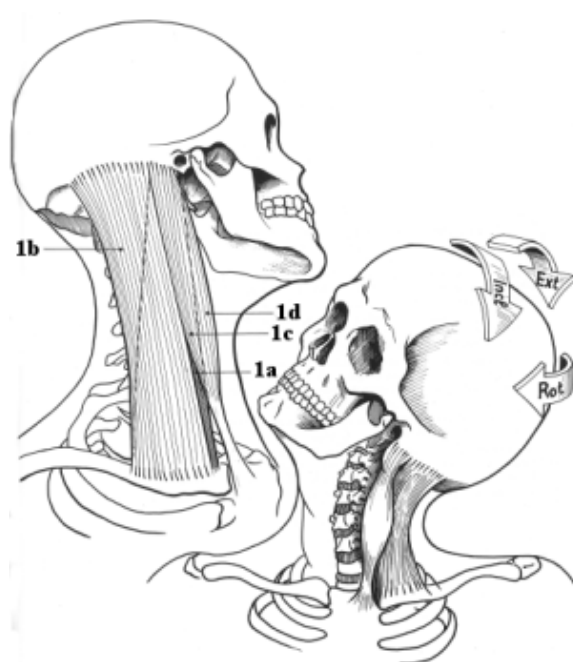


FIG. C.1 – Les chefs du Sterno-Cléido-Mastoïdien, figure adaptée d'après Kapandji (1986)

TAB. C.1 – Description détaillée des muscles

Muscle	Id.	Origine	Terminaison	Action
Muscles superficiels				
SCM	1			Flexion du rachis
<i>Cléido-Mastoïdien</i>	1a	Clavicule (méd.)	Proc. mastoïde	Inclinaison homo-lat.
<i>Cléido-Occipital</i>	1b	Clavicule (méd.)	Ligne occ. sup.	Rotation contro-lat.
<i>Sterno-Occipital</i>	1c	Sternum	Ligne occ. sup.	
<i>Sterno-Mastoïdien</i>	1d	Sternum	Proc. mastoïde	
Trapèze	2			Extenseurs du RC
<i>Faisceaux Sup.</i>	2a	Ligne occ. sup. (méd.) Lig. cervical post.	Clavicule (ext.)	Inclinaison homo-lat.
<i>Faisceaux Moy.</i>	2b	Epineuses C7 à T3 Lig. susépineux C7 à T3	Clavicule (ext.) Acromion	Rotation contro-lat.
<i>Faisceaux Inf.</i>	2c	Epineuses T12 à T3 Lig. susépineux T12 à T3	Epine de la scapula Epine de la scapula	Bascule de la scapula
Muscles de la nuque				
Splenius Capitis	3	Epineuses C7 à T3 Lig. interépineux C7 à T3 Lig. cervical post. (inf.)	Ligne occ. sup. (lat.) Proc. mastoïde (lat.)	Extension de la tête Rotation contro-lat.
Splenius Cervicis	4	Epineuses T3 à T6	Proc. transverses C1, C2	Extension de la tête Rotation contro-lat.
Semi-spinalis Capitis	5	Proc. transverses C3 à T5 Proc. articulaires C4 à C6	Entre lignes occ. sup. et inf.	Extension de la tête Inclinaison homo-lat.
Semi-spinalis Cervicis	6	Proc. transverses T2 à T6	Epineuses C2 à C6	Extension du RC Rotation du rachis
Longissimus Capitis	7	Proc. transverses C3 à T3	Proc. mastoïde	Extension de la tête Inclinaison unilat. de la tête
Longissimus Cervicis	8	Proc. transverses T1 à T5	Proc. transverses C3 à C6	Extension du rachis Inclinaison unilat. du rachis

TAB. C.2 – Description détaillée des muscles (suite)

Muscle	Id.	Origine	Terminaison	Action
Muscles sous-occipitaux				
Rectus Capitis Post. Major	9	Epineuse C2	Ligne occ. inf. (lat.)	Extension de la tête
Minor	10	Arc post. C1	Ligne occ. inf. (méd.)	Rotation homo-lat. de la tête
Oblique capitis Inferior	11	Epineuse C2	Proc. transverse C1	Extension de la tête
Superior	12	Proc. transverse C1	Lignes occ. sup. et inf. (lat.)	Inclinaison homo-lat. de la tête
Muscles pré-vertébraux				
Longus Capitis	13	Proc. transverses C3 à C6	Apophyse basilaire de l'occ.	Flexion de la tête
Longus Colli	14	Corps vertébral C5 à T3	Corps vertébraux C2 à C4	Flexion du rachis
<i>Chef longitudinal</i>		Proc. transverses C4 à C6		
<i>Chef inf.-lat.</i>		Corps vertébral T1 à T3	Proc. transverses C5 à C7	Flexion du rachis
<i>Chef sup.-lat.</i>		Proc. transverses C3 à C5	Arc ant. C1	Flexion du rachis
Rectus Capitis Ant.	15	Masse lat. C1	Apophyse basilaire de l'occ.	Flexion de la tête
				Inclinaison de la tête
Rectus Capitis Lat.	16	Proc. transverse C1	Proc. jugulaire de l'occ.	Inclinaison homo-lat. de la tête
Muscles hyoïdiens				
Sus-hyoïdiens	17			Elévation de l'os hyoïd
<i>Génio-hyoïdien</i>	17a	Maxillaire	Os hyoïde	
<i>Mylo-hyoïdien</i>	17b	Maxillaire	Os hyoïde	
<i>Digastrique</i>	17c	Mastoïde, os hyoïde	Maxillaire	
<i>Stylo-hyoïdien</i>	17d	Apophyse styloïde	Os hyoïde	
Infrahyoïdiens	18			Abaissement de l'os hyoïde
<i>Sterno-cléido-hyoïdien</i>	18a	Sternum	Os hyoïde	
<i>Omo-hyoïdien</i>	18b	Os hyoïde	Scapula	
<i>Sterno-thyroïdien</i>	18c	Sternum	Cartilage thyroïde	
<i>Thyro-hyoïdien</i>	18d	Cartilage thyroïde	Os hyoïde	
Muscles reliant la colonne vertébrale et la cage thoracique				
Scalene Ant.	19	Proc. transverse C3 à C6	Tubercule 1 ^{re} côte	Inclinaison homo-lat.
Scalene Méd.	20	Proc. transverse C2 à C7	Face sup. 1 ^{re} côte	Rotation contra-lat.
Scalene Post.	21	Proc. transverse C3 à C5	1 ^{re} et 2 ^e côte (sup.)	Inspirateurs accessoires
Ilio-Costal	22	Angle des côtes 3 à 6	Proc. transverse C4 à C6	Extension du RCI
				Inclinaison unilat. du RCI
Muscles reliant la scapula et la colonne vertébrale				
Levator Scapulae	23	Proc. transverse C1 à C4	Scapula (méd.)	Elévation de la scapula
				Inclinaison
Rhomboïd Minor	24	Epineuses C4 à T4	Scapula (ext.)	Rotation du rachis
				Contre-bascule de la scapula
				Adduction de la scapula
Muscles profonds mono-articulaires				
Inter-épineux	25	Epineuses C7 à C3	Epineuses C6 à C2	Extension du rachis
Multifidus	26	Proc. articulaires C4 à T12	Epineuses C2 à T10	Extension du rachis
				Rotation du rachis

Annexe D

Bilans lésionnels chez les pilotes

TAB. D.1 – Lésions observées chez les pilotes

Lésion	Mécanisme, scénario	Références
Lésions vertébrales		
Fracture en compression (C7, 22 %)	Hyperflexion (tête en position fléchie) A +9Gz, le pilote ne parvient pas à la relever	Schall (1989)
Fracture en compression (C6)	Passager non averti d'une manœuvre	Andersen (1988)
Fracture en compression (C5, 10 %)	Rotation forcée de la tête	Schall (1989)
Fracture de l'épineuse (C7)	Instructeur, manœuvre de l'élève non anticipée Cou tourné à gauche lors d'un virage à droite	Schall (1989)
Lésions discales		
Hernie discale (C5-C6)	Paresthésies dans le bras gauche En dépassant +6Gz	Schall (1989)
Hernie discale (C5-C6)	Cou bloqué en regardant à 7 heures +8,4 Gz	Schall (1989)
Hernie discale (C6-C7)	Cou bloqué en tournant la tête de droite à gauche Instructeur sur le siège arrière	Schall (1989)
Bombement central (C5-C6)	Manœuvres de combat +7Gz	Hämäläinen <i>et al.</i> (1994)
Protusion discale (C6-C7)	Manœuvres de combat +6.7Gz	Hämäläinen <i>et al.</i> (1994)
Bombement léger (C3-C4)	Manœuvres de combat +7.2Gz	Hämäläinen <i>et al.</i> (1994)
Bombement modéré (C6-C7)	Manœuvres de combat +7.2Gz	Hämäläinen <i>et al.</i> (1994)
Lésions ligamentaires		
Lésion de l'inter-épineux (C6-C7)	Pendant un visuel à 5h30 Entre +4,5Gz et +5,5Gz	Andersen (1988) Schall (1989)
Lésion du longitudinal (C6-C7)		Newman (1997)

Annexe E

Calcul des critères de qualité de maillage

Cette annexe décrit la méthode de calcul des critères de qualité pour un maillage hexaédrique. La définition des critères proposée dans le manuel «ANSYS Theory Reference» est adoptée (Kelly, 1998). Ces critères permettent de quantifier l'écart entre un élément hexaédrique et un cube parfait. Certains paramètres sont calculés indirectement à partir des faces de l'hexaèdre. L'élément est pour cela décomposé en faces et sections (quadrangles) et la valeur du critère associée à l'élément est la moins bonne obtenue pour les différents quadrangles.

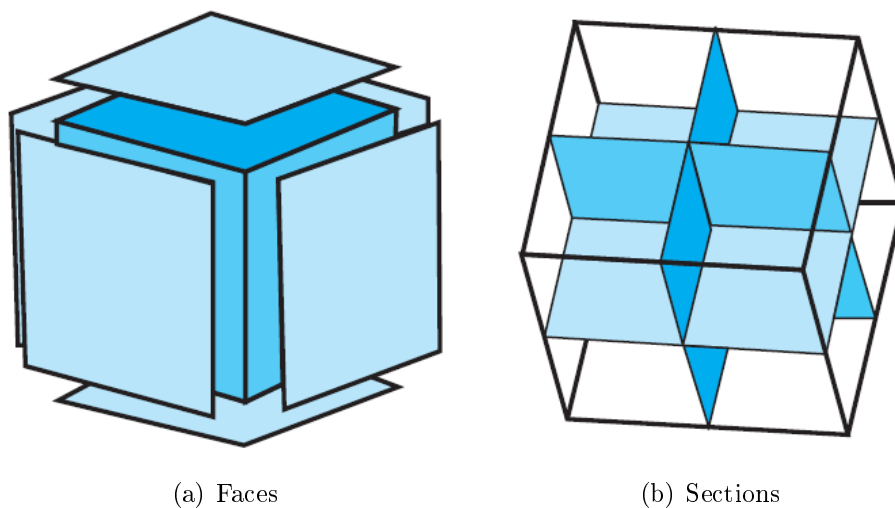
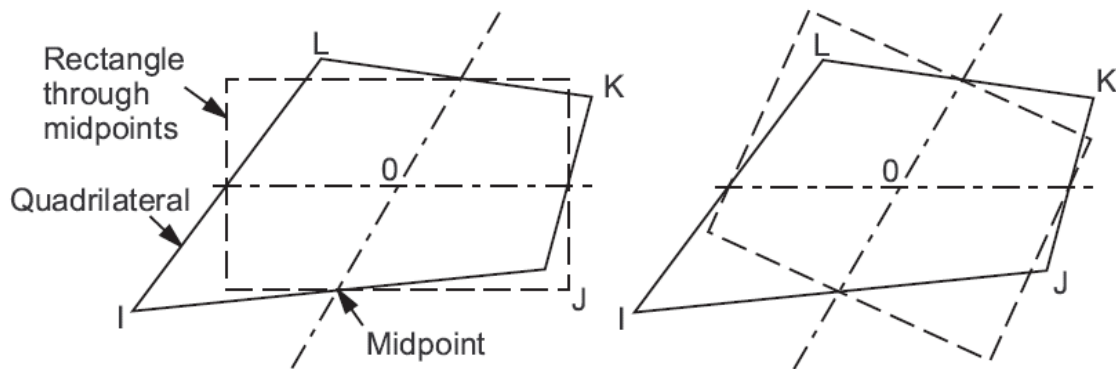


FIG. E.1 – Décomposition des hexaèdres en quadrangles, d'après Kelly (1998)

Rapport de longueur (*Aspect ratio*)

Ce critère concerne les dimensions linéaires de l'élément. Pour chaque quadrangle, il est calculé au moyen des quatre coins (FIG. E.2). Si l'élément n'est pas plat, les nœuds sont d'abord projetés sur un plan passant par le barycentre des nœuds et perpendiculaire

à la moyenne des normales aux nœuds. Deux lignes sont construites en reliant le milieu des segments opposés et se croisent au centre de l'élément. Un rectangle est ensuite construit, centré sur le point d'intersection et passant par le milieu des quatre segments. Le rapport de longueur est le ratio du plus grand côté sur le plus petit.



(a) Méthode



(b) Exemples

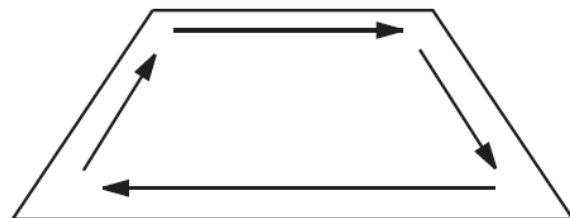
FIG. E.2 – Calcul du rapport de longueur, d'après Kelly (1998)

Écart au parallélisme (*Parallel deviation*)

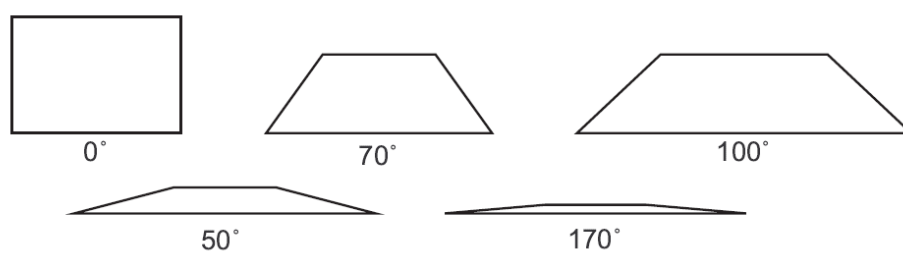
Afin d'évaluer le parallélisme entre les arêtes opposées de l'élément, ce critère est calculé pour chaque quadrangle (FIG. E.3). Des vecteurs orientés sont associés à chaque arête du quadrilatère. Pour chaque paire de côtés opposés, le produit scalaire est calculé. Enfin, l'angle (en degrés) qui a pour cosinus ce produit est calculé. L'écart au parallélisme est l'angle le plus grand parmi les deux paires.

Angle de coin maximal (*Maximum corner angle*)

Ce critère quantifie aussi le niveau de parallélisme entre les arêtes d'un quadrangle (FIG. E.4). Les angles entre les côtés adjacents sont calculés à chaque nœud. La plus grande valeur est retenue pour le critère.



(a) Méthode



(b) Exemples

FIG. E.3 – Calcul de l'écart au parallélisme, d'après Kelly (1998)

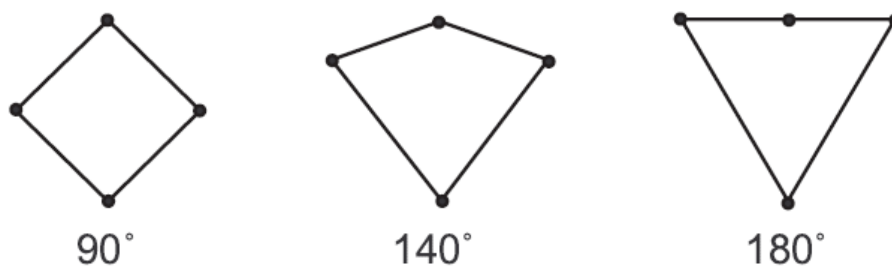


FIG. E.4 – Calcul de l'angle de coin maximal, d'après Kelly (1998)

Rapport de Jacobian (*Jacobian ratio*)

Il est calculé pour l'élément globalement à l'aide des huit nœuds (FIG. E.5). En chacun des huit nœuds, le déterminant de la matrice du Jacobian est calculé. Le rapport de Jacobian est le rapport entre les déterminants maximal et minimal obtenus. S'ils sont de signe opposé, le rapport est fixé arbitrairement à -100 et l'élément n'est pas acceptable.

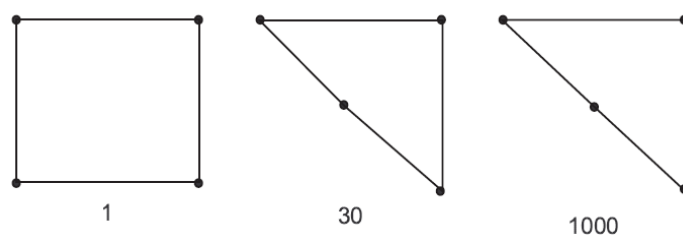


FIG. E.5 – Calcul du rapport de Jacobian, d'après Kelly (1998)

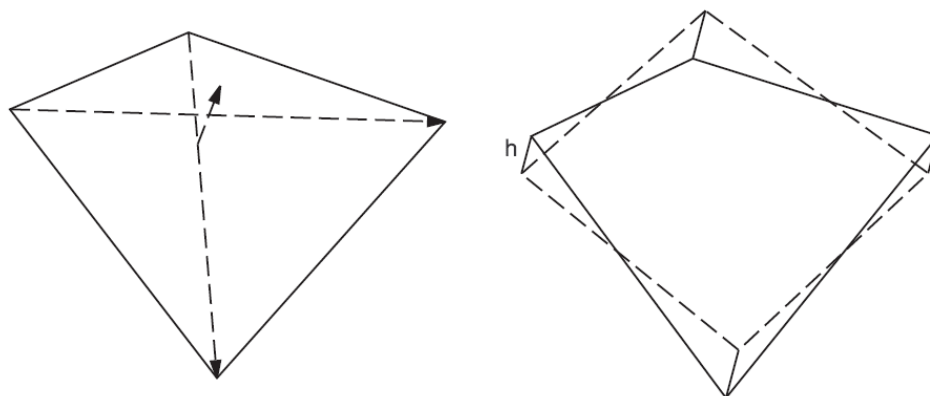
Facteur de gauchissement (*Warping factor*)

Pour un quadrangle : un vecteur normal est obtenu comme produit vectoriel des deux diagonales (FIG. E.6). La surface de l'élément est ensuite projetée sur un plan selon ce vecteur. Les distances entre les nœuds et le plan sont calculées. Le facteur de gauchissement surfacique correspond à cette hauteur divisée par la racine carrée de la surface projetée. Pour un hexaèdre, le facteur de gauchissement est le plus grand facteur de gauchissement surfacique mesuré parmi les six faces.

Valeurs limites

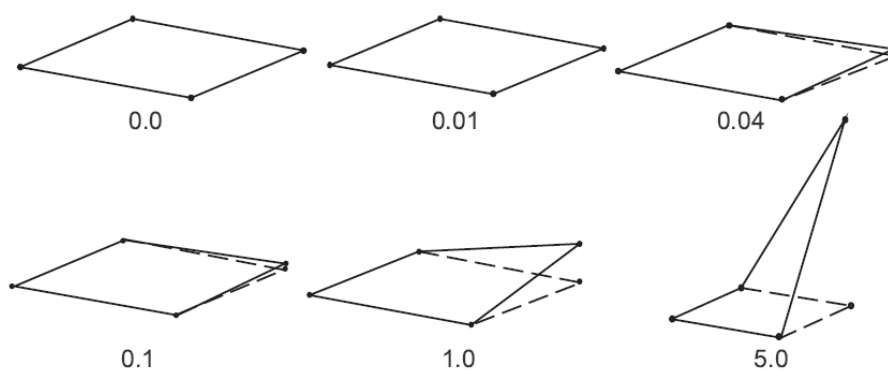
TAB. E.1 – Valeurs limites pour les critères, d'après Kelly (1998)

Critère de qualité	Avertissement	Erreur
Rapport de longueur	20	100
Écart au parallélisme	70	150
Angle de coin maximal	155	179,9
Rapport de Jacobian	30	0
Facteur de gauchissement (quadrangle)	0,4	1
Facteur de gauchissement (hexaèdre)	0,2	0,4



(a) Méthode

(b) Méthode (suite)



(c) Exemples : quadrangle



(d) Exemples : hexaèdre

FIG. E.6 – Calcul du facteur de gauchissement, d'après Kelly (1998)

Communications associées

Publications

Parametric and subject-specific finite element modelling of the lower cervical spine. Influence of geometrical parameters on the motion patterns. **A. Laville**, S. Laporte, W. Skalli. *Journal of Biomechanics*, Vol. 42, 1409 – 1415, 2009.

Parametric and subject-specific modelling of the musculoskeletal cervical spine. **A. Laville**, S. Laporte, W. Skalli. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, en cours de soumission.

Communications orales

Modélisation géométrique et mécanique du système musculo-squelettique du rachis cervical sous facteur de charge. **A. Laville**, S. Laporte, W. Skalli. *Colloque du GDR 2610 Biomécanique des chocs*, Dec. 10 – 11, 2007, Strasbourg, France.

Geometrical and mechanical modelling of the cervical spine for dynamic applications. **A. Laville**, S. Laporte, W. Skalli. *2nd European Hyperworks Technology Conference*, Sept. 30 – Oct. 1, 2008, Strasbourg, France.

Geometrical and mechanical modelling of the cervical spine for dynamic applications. **A. Laville**, S. Laporte, W. Skalli. *2nd French-German Symposium on Aviation Medicine*, Oct. 23 – 24, 2008, Fürstentfeldbruck, Germany.

Modélisation géométrique et mécanique du complexe musculo-squelettique du rachis cervical sous facteur de charge. **A. Laville**, S. Laporte, W. Skalli. *Colloque du GDR 2610 Biomécanique des chocs*, Dec. 5 – 6, 2008, Lyon, France.

Parametric and subject-specific modelling of the cervical spine : effects of morphological variability. **A. Laville**, S. Laporte, J. Lecompte, W. Skalli. *3rd French-German Symposium on Aviation Medicine*, Nov. 26, 2009, Brétigny-sur-Orge, France.

Respective influences of geometrical and mechanical parameters on the motion patterns of the lower cervical spine : a parametric and subject-specific finite element study. **A. Laville**, S. Laporte, W. Skalli. *Proceedings of the 17th Congress of the European Society of Biomechanics*, July 5 – 8, 2010, Edinburgh, Scotland.

Parametric and subject-specific finite element modeling of the cervical spine : how does morphology influence the biomechanical behavior? **A. Laville**, S. Laporte, W. Skalli. *4th European Hyperworks Technology Conference, Oct. 28 – 29, 2010, Versailles, France.*

Geometrical and mechanical modelling of the musculoskeletal cervical spine under high G-loading. **A. Laville**, S. Laporte, W. Skalli. *Impact Biomechanics Seminar of the 2610 Research Group, Nov. 15 – 16, 2010, Paris, France.*

MODÉLISATION GÉOMÉTRIQUE ET MÉCANIQUE DU COMPLEXE MUSCULO-SQUELETTIQUE DU RACHIS CERVICAL SOUS FACTEUR DE CHARGE

RESUME : Les progrès technologiques considérables réalisés dans le secteur aéronautique militaire ont donné naissance à des avions atteignant des niveaux d'accélération importants (9 Gz sur le Rafale). Ces accélérations, à l'origine de lésions cervicales aiguës et chroniques, placent plus que jamais les tolérances biomécaniques des pilotes de chasse au centre des préoccupations. Dans le contexte de protection des personnels navigants, l'Institut de Recherche Biomédicale des Armées (IRBA) coordonne, avec le soutien de la Délégation Générale à l'Armement (DGA), un programme de recherche visant entre autres à mieux comprendre les mécanismes lésionnels impliqués. Les modèles en éléments finis constituent des outils particulièrement propices à l'analyse des risques lésionnels dans la mesure où ils offrent une information quantitative des niveaux de sollicitation des tissus. Néanmoins, aucun modèle ne permet à l'heure actuelle de prendre en compte à la fois les variabilités morphologiques interindividuelles et les tissus musculaires. Le but de cette étude est par conséquent de contribuer à l'étude des mécanismes lésionnels en proposant une approche de modélisation géométrique paramétrée et personnalisée. La méthode consiste à générer automatiquement des maillages du complexe musculo-squelettique du rachis cervical à partir de données issues d'imagerie médicale. Enrichis par des lois de comportement mécanique, ces maillages sont utilisés pour la construction de modèles en éléments finis dont les mobilités segmentaires sont validées dans un premier temps. Une étude préliminaire vise ensuite à mettre en évidence les effets de la morphologie et des tissus musculaires dans le cas des sollicitations en compression axiale qui sont récurrentes sous facteur de charge.

Mots clés : Rachis cervical, Muscles, Modélisation Paramétrée et Personnalisée, Eléments finis

GEOMETRICAL AND MECHANICAL MODELLING OF THE MUSCULOSKELETAL CERVICAL SPINE UNDER G-LOADING

ABSTRACT: Technical advances in the military aeronautical field have contributed to the development of fighter planes reaching high acceleration levels (9 Gz for the Rafale). Acute and chronic injuries of the neck occur because of these accelerations and the injury thresholds of fighter pilots are becoming a relevant issue. In order to ensure the protection of the crews, the Institut de Recherche Biomédicale des Armées (IRBA) coordinates a research program with the support of the Délégation Générale à l'Armement (DGA). This program aims at providing a better knowledge of the involved injury mechanisms. Finite element models are useful tools for the analysis of the risks of injury as they enable to quantitatively measure the stresses and strains levels of the tissues. However, there is a lack of models allowing to take both the effects of morphological variability and the muscular tissues into account. The aim of this study is as a result to contribute to improve the knowledge of the injury mechanisms using an approach based on parametric and subject-specific modelling. This method consists in the automatic generation of hexahedral meshes of the musculoskeletal cervical spine from medical images. Mechanical laws are added to these meshes to build finite elements models. The segmental motions of the spine are validated in a first step. A preliminary study is then performed to demonstrate the influence of morphology and muscles in the case of an axial compression loading as it often occurs under G-loading.

Keywords : Cervical spine, Muscles, Parametric and Subject-Specific Modelling, Finite elements

