

# Influence de l'intégration d'un modèle de la musculature cervicale active sur la cinématique tête-cou

par

Aurélien ARDISSON

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE  
LA MAÎTRISE AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE AVEC CONCENTRATION  
PERSONNALISÉE

M. Sc. A.

MONTRÉAL, LE 26 AOUT 2025

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Cette licence [Creative Commons](#) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

**PRÉSENTATION DU JURY**  
**CE RAPPORT DE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ**  
**PAR UN JURY COMPOSÉ DE :**

Mme Marie-Hélène Beauséjour, directrice de mémoire  
Département de génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

M. Éric Wagnac, codirecteur de mémoire  
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Yvan Petit, président du jury  
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Lionel Thollon, membre du jury  
Laboratoire de biomécanique appliquée, Aix-Marseille Université

**IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC**

**LE 31 JUILLET 2025**

**À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE**



## REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier chaleureusement Marie-Hélène et Eric pour votre bienveillance tout le long du projet. Votre encadrement riche et stimulant m'a permis de découvrir ce monde un peu à part qu'est la recherche. Rares sont les professeurs qui m'ont inspiré au point de susciter chez moi une vocation de cette manière, et pour cela je vous suis infiniment reconnaissant.

Rien de tout ça n'aurait été possible sans le soutien inconditionnel de ma famille. Merci à toi maman, qui sans le vouloir a laissé doucement infuser cette idée de faire de la recherche dans mon esprit. C'est une fierté immense de continuer dans tes pas de la sorte. Ce mémoire est aussi pour toi papa, dont les mots d'encouragement (et tes musiques par mails) n'ont eu de cesse que de me tirer vers le haut depuis le début de ma scolarité. Je vous dois tout mon épanouissement. Enfin, la figure d'exemplarité du grand frère n'aura pas loupé, j'ai fait beaucoup de choses pour te ressembler Max, et ce mémoire en est une autre preuve.

Je veux bien sûr remercier Solène qui malgré les 5500 km et le manque, a toujours su trouver le mot qu'il fallait. La hâte de nous retrouver a bien souvent agi comme un moteur.

À Thibault, Manu, Basile, Victor, Charlo, et Baptiste. Penser à vous, à ces deux années aux Arts et à toutes celles qui vont suivre m'a aidé à tenir bon loin de chez moi. La vie est meilleure quand elle est à vos côtés, au TBK, à l'étang la ville, à Morgat ou à VPD, sans souci de l'orage.

La vie à Montréal aura été plus douce grâce à toutes les rencontres que j'ai pu faire. Merci à Lolo, Maya, Clément, Hortie, Augustin, Camille et Adèle d'avoir été là, mon expérience ici aurait été bien différente sans vous.

Un grand merci à toutes les personnes que j'ai eu la chance de rencontrer au LIO pour la jovialité qu'ils ont fait régner au A-3568 pendant ces deux dernières années. Les playlists partagées et les devinettes quotidiennes vont définitivement me manquer.



# **Influence de l'intégration d'un modèle de la musculature cervicale active sur la cinématique tête-cou**

Aurélien ARDISSON

## **RÉSUMÉ**

La région cervicale constitue une zone anatomique particulièrement vulnérable lors d'accidents de la route, de chutes à grande vitesse ou de la pratique de sports de contact. Les patrons de blessures issus des mécanismes lésionnels sont dépendants d'une grande variété de paramètres. Parmi ces facteurs, la contraction musculaire permettrait la réduction de l'amplitude de mouvement de la tête et du cou et contribuerait ainsi à la rigidification de la zone cervicale. Pour élucider ces phénomènes, les modèles numériques de la tête et du cou intègrent des modèles de contraction musculaire de type Hill. Cependant ces mêmes modèles affichent des performances limitées lors de sollicitations à hautes dynamiques. La question qui se pose est donc **dans quelle mesure, l'intégration des muscles cervicaux à l'aide d'un modèle de Hill affiné, améliore-t-il la prédiction de la cinématique du cou et de la tête lors d'un impact frontal ?**

D'abord, le code source libre du modèle de Hill raffiné (*Extended Hill Type Model*, EHTM) a été traduit et adapté pour le solveur OpenRadioss. Une configuration expérimentale de chargement musculaire sur un spécimen porcin a ensuite été reproduite dans le logiciel de modélisation par éléments finis. Les résultats de vitesse de contraction pour quatre chargements différents (100g, 400g, 800g, 1600g) ont été comparés aux résultats expérimentaux et une très bonne corrélation a été établie pour les faibles chargements avec un score CORA (*Correlation Analysis*) de 0,89 pour le chargement faible.

Dans un second temps, treize regroupements musculaires ont été implémentés au modèle SM2S (*Spine model for safety and surgery*) et calibrés selon les paramètres physiologiques d'une étude anatomique. La validation du comportement cinématique du modèle s'est faite en reproduisant un essai d'impact frontal sur chariot à 2G de décélération menée sur dix sujets volontaires. Un plan d'expérience a été mis en place pour étudier l'influence du délai

d'activation et le niveau d'activation de la contraction des muscles sur la cinématique de la tête et du cou. De plus, une méthode novatrice de contraction basée sur le phénomène physiologique de réflexe monosynaptique a aussi été évaluée. L'étude a démontré que les paramètres d'activation musculaire influencent significativement la cinématique de la tête, avec un effet opposé selon le niveau d'activation : une activation rapide améliore la rotation à faible amplitude ( $CORA = 0,82$ ), tandis qu'elle la détériore à haute amplitude ( $CORA = 0,36$ ). Toutefois, la présence de plusieurs maxima locaux du score CORA parfois en dehors de configurations physiologiquement plausibles, révèle un manque de robustesse de la méthode d'activation tabulée.

Malgré des scores CORA encore faibles, les résultats obtenus ont permis de rendre compte de l'influence des paramètres des profils de commande d'activation tabulées pour la musculature cervicale sur la cinématique du cou et de la tête. Cette étude constitue les premières données de validation d'un nouveau modèle de Hill à l'échelle d'un muscle sur le solveur OpenRadioss.

Des études subséquentes sont envisagées pour investiguer l'utilisation d'un contrôleur de type « boucle fermée » afin d'asservir la commande neuronale et mimer la contraction consciente ou inconsciente de la musculature sans avoir à implémenter des profils d'activation tabulés.

**Mots-clés :** rachis cervical, modélisation, contraction musculaire, biomécanique

# **Influence of the integration of an active cervical musculature model on head-neck kinematics**

Aurélien ARDISSON

## **ABSTRACT**

The cervical region is a particularly vulnerable anatomical area in road accidents, high-speed falls, and contact sports. The patterns of injury resulting from the mechanisms of injury depend on a wide variety of parameters. Among these factors, muscle contraction reduces the range of motion of the head and neck, thereby contributing to the stiffening of the cervical region. To elucidate these phenomena, numerical models of the head and neck incorporate Hill-type muscle contraction models. However, these same models have limited performance under high dynamic loads. The question that arises is therefore to what extent does the integration of cervical muscles using a refined Hill model improve the prediction of neck and head kinematics during a frontal impact?

First, the open-source code for the refined Hill model (Extended Hill Type Model, EHTM) was translated and adapted for the OpenRadioss solver. An experimental muscle loading configuration on a porcine specimen was then reproduced in the finite element modelling software. The contraction speed results for four different loads (100g, 400g, 800g, 1600g) were compared with the experimental results, and a very good correlation was established for low loads with a CORA (Correlation Analysis) score of 0.89.

In a second step, thirteen muscle groups were implemented in the SM2S (Spine model for safety and surgery) model and calibrated according to the physiological parameters of an anatomical study. The kinematic behaviour of the model was validated by reproducing a frontal impact test on a trolley with 2G deceleration conducted on ten volunteers. A sensitive study was set up to evaluate the influence of the activation delay and the level of muscle contraction activation on the kinematics of the head and neck. In addition, an innovative contraction method based on the physiological phenomenon of monosynaptic reflex was also evaluated. The study demonstrated that muscle activation parameters significantly influence head kinematics, with an opposite effect depending on the level of activation: rapid activation

improves low-amplitude rotation ( $\text{CORA} = 0.82$ ), while it deteriorates high-amplitude rotation ( $\text{CORA} = 0.36$ ). However, the presence of several local maxima in the CORA score, sometimes outside physiologically plausible configurations, reveals a lack of robustness in the tabulated activation method.

Despite still low CORA scores, the results obtained made it possible to account for the influence of the parameters of the tabulated activation pilot profiles for the cervical musculature on neck and head kinematics. This study constitutes the first validation data for a new Hill model at the muscle level on the OpenRadioss solver.

Subsequent studies are planned to investigate the use of a closed-loop controller to pilot neural pilot and mimic conscious or unconscious muscle contraction without having to implement tabulated activation profiles.

**Keywords:** spine, model, muscular contraction, biomechanics

## TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION .....	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE .....	3
1.1    Anatomie et biomécanique du rachis cervical .....	3
1.1.1    Anatomie descriptive et fonctionnelle du rachis cervical .....	3
1.1.1.1    Vertèbres .....	3
1.1.1.2    Disque intervertébral.....	4
1.1.1.3    Ligaments.....	5
1.1.1.4    Moelle épinière .....	6
1.1.2    Anatomie descriptive et fonctionnelle de la musculature du cou .....	8
1.1.2.1    Muscles antérieurs .....	8
1.1.2.2    Muscles latéraux .....	10
1.1.2.3    Muscles postérieurs.....	10
1.1.2.4    Muscles de la couche profonde.....	12
1.1.3    Biomécanique de la contraction musculaire .....	13
1.1.3.1    Micro-anatomie des muscles squelettiques.....	13
1.1.3.2    Morphologie musculaire .....	15
1.1.3.3    Physiologie musculaire .....	15
1.1.4    Modélisation biomécanique de la contraction musculaire.....	17
1.1.4.1    Modèle de Hill .....	17
1.2    Modélisation musculosquelettique du cou.....	23
1.2.1    Le modèle SM2S.....	23
1.2.2    Modélisation par éléments finis des muscles squelettiques .....	26
1.2.2.1    Modèle d'activation .....	27
1.2.2.2    Géométrie musculosquelettique.....	29
1.2.3    Revue des modèles musculosquelettiques du rachis existants.....	31
1.3    Impacts de l'activation musculaire sur la cinématique du cou et les sollicitations des composants anatomiques environnants.....	33
1.3.1    Effet des modèles musculaires sur la cinématique de la tête et du cou ....	33
1.3.2    Impact des approches de contrôle musculaire .....	34
1.3.3    Influence de la contraction musculaire sur les éléments anatomiques environnants.....	35
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS .....	39
2.1    Problématique de recherche.....	39
2.2    Hypothèse et objectifs.....	40
2.3    Organisation du mémoire.....	40
CHAPITRE 3 IMPLÉMENTATION ET VALIDATION D'UN MODÈLE PAR ÉLÉMENTS FINIS DE LA JONCTION ATLANTO-OCCIPITALE .....	43
3.1    Méthodes.....	44

3.2	Résultats .....	46
3.3	Discussion .....	48
<b>CHAPITRE 4 INTÉGRATION ET VALIDATION D'UN MODÈLE DE HILL AMELIORÉ</b>		
4.1	Méthodes .....	51
4.1.1	Reproduction de la configuration expérimentale .....	51
4.1.2	Modèle physiologique d'activation musculaire .....	52
4.1.3	Modèle mécanique de contraction .....	53
4.1.4	Utilisation de la méthode CORA pour l'évaluation des résultats de simulation.....	57
4.2	Résultats .....	58
4.2.1	Validation du modèle de contraction .....	58
4.3	Discussion .....	59
<b>CHAPITRE 5 ÉTUDE DE L'INFLUENCE DE L'ACTIVATION MUSCULAIRE SUR LA CINÉMATIQUE DU COU ET DE LA TÊTE À L'AIDE D'UN MODÈLE DE HILL AMÉLIORÉ.....</b>		
5.1	Introduction .....	63
5.2	Méthodes .....	64
5.2.1	Composants anatomiques constitutifs du modèle SM2S .....	64
5.2.2	Modèle de contraction et intégration géométrique des éléments musculaires au sein du modèle SM2S .....	66
5.2.3	Protocole de l'étude paramétrique d'activation musculaire.....	68
5.2.4	Données expérimentales de validation.....	70
5.3	Résultats .....	72
5.3.1	Méthode tabulée .....	72
5.3.2	Méthode réflexe .....	75
5.4	Discussion .....	78
<b>CHAPITRE 6 DISCUSSION GÉNÉRALE .....</b>		
6.1	Intégration de la jonction atlanto-occipitale au modèle SM2S .....	85
6.2	Validation du modèle de Hill amélioré à l'échelle de la fibre musculaire.....	86
6.3	Influence des paramètres d'activation musculaire sur la cinématique de la tête et du cou en utilisant la propriété EHTM .....	87
<b>CONCLUSION .....</b>		
<b>ANNEXE I Propriétés mécaniques des composants du SM2S .....</b>		93
<b>ANNEXE II Guide d'utilisation de la propriété EHTM sur OpenRadioss.....</b>		95
<b>LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....</b>		98

## LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1 Les muscles antérieurs du cou .....	9
Tableau 1.2 Les muscles latéraux du cou .....	10
Tableau 1.3 Les muscles postérieurs du cou.....	11
Tableau 1.4 Les muscles profonds du cou.....	12
Tableau 1.5 Revue des modèles par éléments finis du complexe tête-cou.....	31
Tableau 4.1 Paramètres physiologiques du modèle de Hill amélioré pour un muscle porcin .	57
Tableau 4.2 Interprétation de la qualité des modèles en fonction du score .....	58
Tableau 4.3 Scores CORA du modèle EHTM pour les différents chargements .....	59
Tableau 5.1 Groupes musculaires implémentés et leurs paramètres spécifiques .....	68
Tableau 5.2 Score CORA de déplacement, de rotation et moyen pour les différents seuils d'elongation .....	77



## LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1 Schéma de l'Atlas, de l'Axis et de la géométrie des autres vertèbres .....	4
Figure 1.2 Répartition des pressions au sein du disque intervertébral.....	5
Figure 1.3 Ligaments du rachis cervical .....	6
Figure 1.4 Topographie de la moelle épinière .....	7
Figure 1.5 Structure du muscle squelettique.....	14
Figure 1.6 Schéma d'un sarcomère.....	16
Figure 1.7 Schéma du modèle de Hill.....	17
Figure 1.8 Relation force-longueur du sarcomère .....	19
Figure 1.9 Relation force-vitesse de contraction du sarcomère .....	20
Figure 1.10 Force active, passive et totale en fonction de la longueur du sarcomère .....	21
Figure 1.11 Modèle de Hill raffiné .....	22
Figure 1.12 Le modèle SM2S et ses différents composants anatomiques .....	24
Figure 1.13 Modèle SM2S dans le cas d'une étude sur les causes mécaniques à l'origine du syndrome du cordon central.....	25
Figure 1.14 Schéma fonctionnel d'une modélisation musculosquelettique par éléments finis .....	27
Figure 1.15 Schéma d'une modélisation hybride du muscle squelettique.....	30
Figure 1.16 Comparaisons des contraintes subies dans le disque intervertébral pour une méthode de repositionnement par conditions aux limites (BC) et par contraction musculaire .....	36
Figure 3.1 Insertion des ligaments constitutifs de l'articulation atlanto-occipitale du modèle SM2S.....	44
Figure 3.2 Courbes force-déplacement des ligaments de la JAO .....	45
Figure 3.3 Reproduction de la configuration expérimentale de chargement dans le logiciel de MEF HyperMesh 2022 (Altair Engineering, Troy MI, USA) .....	46

Figure 3.4 Résultats de simulation pour les rotations relatives C0-C1 (en haut) et C1-C2 (en bas) en flexion-extension .....	48
Figure 4.1 Reproduction de la configuration expérimentale (A) de validation du modèle musculaire dans le logiciel HyperMesh (B).....	52
Figure 4.2 Stimulation d'entrée et activations musculaires pour les deux modèles principaux d'activation .....	53
Figure 4.3 Courbes force-longueur normalisées (A) force-vitesse normalisées (B) de l'élément contractile .....	54
Figure 4.4 Relation force-longueur pour l'élément SE .....	56
Figure 4.5 Comparaison expérimentales/simulation de la cinématique de contraction du muscle pour différents chargements .....	59
Figure 5.1 Vue postérieure et coupe sagittale d'une unité fonctionnelle typique (C4-C5) du SM2S.....	65
Figure 5.2 Vues sagittale, frontale et isométrique de l'intégration des éléments musculaires au modèle SM2S .....	66
Figure 5.3 Plan expérimental des profils d'activation musculaire pour la méthode AT sur les paramètres de niveau d'activation ACT et de délai d'activation $d$ .....	70
Figure 5.4 Disposition du référentiel local au niveau de T1 tel que proposé par Ewing & Thomas (1972).....	71
Figure 5.5 Heatmap des différents scores CORA selon le niveau et le délai d'activation.....	73
Figure 5.6 Résultats de déplacement antérieur (A) et de rotation (B) issus de la méthode d'optimisation de l'activation tabulée .....	74
Figure 5.7 Résultats de déplacement antérieur (A) et de rotation (B) issus de la méthode d'optimisation de l'activation réflexe .....	76
Figure 5.8 Trajectoires des nœuds antérosupérieurs et du CG de la tête pour les différentes configurations musculaires .....	78
Figure 5.9 Résultats de déplacement antérieur (A) et de rotation (B) issus de l'étude paramétrique de l'activation réflexe avec modification de l'activation des fléchisseurs.....	81
Figure 5.10 Déformation et rupture du disque C4-C5 pour une sollicitation à 2G .....	83

## **LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES**

3D	Trois dimensions
JAO	Jonction atlanto-occipital
SM2S	<i>Spine model for safety and surgery</i>
SM2S - SM	SM2S – Sans muscles
SM2S – MP	SM2S - Muscles passifs
EHTM	<i>Extended Hill type model</i>
MEF	Modèle par élément finis
CORA	Correlation analysis



## **LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE**

$\pm$	Plus ou moins (Symbole mathématique)
$\circ$	Degré (Unité d'angle)
ms	Milliseconde (Unité temporelle)
g	Gramme (Unité de masse)
kg	Kilogramme (Unité de masse)
mm	Millimètre (Unité de longueur)
mm/ms	Millimètre par milliseconde (Unité de vitesse)
N	Newton (Unité de force)
N.mm	Newton-millimètre (Unité de couple)
M	Moment
F	Force



## INTRODUCTION

Que ce soit dans le cadre de sport à risques ou lors d'accidents de la route, les impacts à haute dynamique constituent un danger pour l'intégrité du rachis cervical. Or, la contraction de la musculature du cou induite par le réflexe joue un rôle significatif dans la rigidification de ces structures et donc sur la cinématique des vertèbres et le risque de blessures (Eckner *et al.*, 2014). L'intérêt croissant pour le développement de modèles par éléments finis (MEF), capables d'expliquer et de prédire les patrons de blessures implique de porter une attention particulière aux modèles de contraction utilisés. Pour ce qui est des modèles mécaniques de contraction musculaire, la quasi-totalité des modèles par éléments finis du complexe tête-cou utilisent un modèle de Hill classique, (Correia, McLachlin et Cronin, 2020 ; Jaeger, Mauch et Markert, 2012 ; Li *et al.*, 2023 ; Östh *et al.*, 2016) constitué d'un élément contractile (CE), d'un élément élastique en série (SE) et d'une composante d'amortissement constant (SDE). Cependant, de récentes études (Günther, Schmitt et Wank, 2007 ; Martynenko *et al.*, 2023) ont démontré l'incapacité de ce modèle à correctement amortir les hautes oscillations lors de la sollicitation des structures à haute dynamique.

L'objectif de ce travail de mémoire est donc d'analyser l'influence des paramètres de contraction sur la cinématique du cou et de la tête en intégrant un modèle de Hill amélioré à un MEF de la tête et du cou. Pour ce faire, les ligaments constitutifs de la jonction atlanto-occipitale (JAO) ont été intégrés au MEF de la tête et du cou avant d'être évalué en flexion extension. Puis, le modèle de contraction musculaire amélioré : *Extended Hill type model* (EHTM) a ensuite été validé à l'échelle d'un muscle. Enfin, un plan d'expérience sur les paramètres de contraction musculaire a permis de quantifier l'impact de la musculature du cou sur la cinématique crano-vertébrale.

Ce mémoire s'articule donc en 5 chapitres. Le premier chapitre est une revue de la littérature portant sur les différents aspects de la modélisation musculaire. Le chapitre 2 porte sur la problématique de recherche, la formulation des hypothèses et les sous objectifs qui en découlent. Le chapitre 3 s'intéresse à la validation du comportement mécanique de la structure

ligamentaire de la JAO pour une sollicitation en flexion-extension. Le chapitre 4 présente le modèle de contraction EHTM et sa validation à l'échelle d'un muscle. Enfin, le dernier chapitre porte sur l'intégration du complexe musculaire au sein du MEF tête-cou SM2S (*Spine model for Safety and surgery*), en s'intéressant à l'influence de l'activation musculaire sur la cinématique globale du modèle.

## **CHAPITRE 1**

### **REVUE DE LA LITTÉRATURE**

Ce chapitre a pour objectif de mettre en lumière les différentes notions anatomiques, physiologiques et de modélisation qui sont en jeu dans ce mémoire. La première partie abordera la question de la biomécanique musculo-squelettique du cou à la fois au travers du spectre descriptif et fonctionnel de son anatomie. La seconde partie fera la revue du modèle SM2S, dont le développement a été assuré par le laboratoire international iLab Spine, ainsi que d'autres MEF tête-cou, mais dont la musculature a déjà été implémentée. Enfin, la troisième et dernière partie fera une brève description des concepts clés de la traumatologie cervicale.

#### **1.1 Anatomie et biomécanique du rachis cervical**

##### **1.1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du rachis cervical**

###### **1.1.1.1 Vertèbres**

La colonne vertébrale admet une subdivision dans sa longueur en cinq parties distinctes. De C1 à C7, on retrouve la courbure cervicale, de T1 à T12 la courbure thoracique, de L1 à L5 le sacrum et enfin en son extrémité les quatre vertèbres fusionnées composant le coccyx (Marieb, Lachaîne et Boyer, 2005). Dans le cadre de cette étude, la structure anatomique d'intérêt est le segment cervical de la colonne, qui comporte trois parties (White et Panjabi, 1978) : les cervicales hautes (C1-C2-C3), les cervicales médiales (C4-C6) et les cervicales basses (C6-T1). Les deux premières cervicales (C1-C2) se différencient des autres vertèbres aussi bien par leur géométrie que par leur rôle spécifique dans le mouvement du cou. En effet, l'atlas (C1) présente deux fossettes articulaires supérieures assurant la jonction avec les condyles occipitaux de la tête et permettant ainsi la rotation de la tête dans le plan sagittal (articulation atlanto-occipitale). Les fossettes inférieures assurent quant à elles la liaison avec l'axis (C2), c'est à dire l'articulation atlanto-axiale). Cette dernière s'appuie contre l'arc antérieur de l'atlas permettant alors la rotation de la tête dans le plan horizontal. À elles seules, les articulations

atlanto-occipitale et atlanto-axiale permettent la mobilité en flexion/extension et rotation axiale selon les axes anatomiques principaux avec une amplitude angulaire de 80-90° en flexion, 70° en extension, 20-45° en inflexion latérale et 90° en rotation axiale (Swartz, Floyd et Cendoma, 2005).

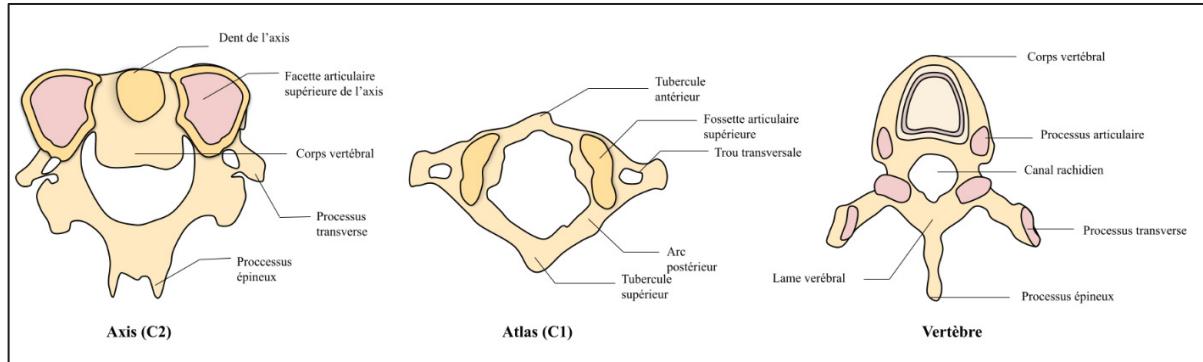


Figure 1.1 Schéma de l'Atlas, de l'Axis et de la géométrie des autres vertèbres

Les autres vertèbres partagent une géométrie commune dont la base est le corps vertébral servant de structure de soutien au chargement. L'arc vertébral est situé au niveau de la face postérieure de la vertèbre. Ensemble, le corps vertébral et l'arc postérieur délimitent le trou vertébral, dont le prolongement le long de la colonne forme le canal rachidien. L'arc vertébral sert de base commune à sept processus différents constituant les points d'attache aux ligaments et aux muscles. Parmi eux, le processus épineux se positionne au centre de la vertèbre et se dirige du côté postérieur. De part et d'autre, on retrouve les processus transverses et les processus articulaires dont la surface lisse faite de cartilage hyalin permet d'assurer un bon contact de liaison.

### 1.1.1.2 Disque intervertébral

On retrouve entre chaque corps vertébral un disque intervertébral composé d'un noyau pulpeux (nucleus pulposus) et d'un anneau fibreux (annulus fibrosus). Le noyau est composé d'une substance riche en eau (80% de sa composition), d'où sa texture gélatineuse permettant une absorption des pressions discales pouvant atteindre jusqu'à 200% du poids en position debout

au niveau lombaire (L3-L4) (White et Panjabi, 1978). Il est entouré d'un anneau fibreux dont la structure lamellaire faite de fibres de collagène orientées à  $\pm 35^\circ$  du plateau discal permet d'assurer la rigidité intervertébrale.

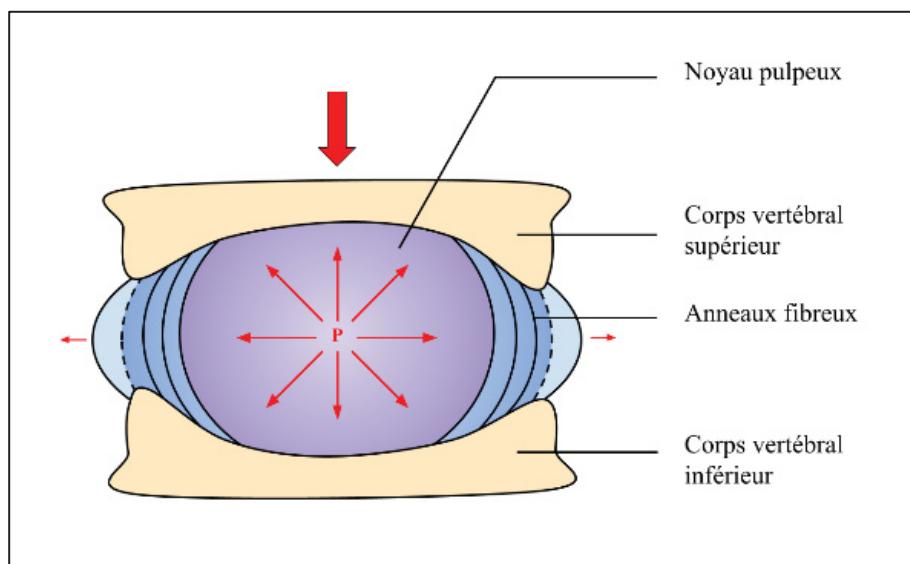


Figure 1.2 Répartition des pressions au sein du disque intervertébral

La transmission de la charge entre les plateaux vertébraux lors de la compression des vertèbres se fait par le biais de ces disques intervertébraux. En effet, la pression infligée au noyau pulpeux va être retransmise dans toutes les directions depuis son centre vers l'extérieur, repoussant les bordures de la structure causant à la fois des efforts de tension et de compression dans la structure périphérique de l'anneau fibreux.

### 1.1.1.3 Ligaments

La zone cervicale compte sept types de ligaments différents. Parmi eux, le ligament longitudinal antérieur, outre son rôle stabilisateur, empêche l'hyper extension de la colonne alors que le ligament longitudinal postérieur s'oppose à l'hyper flexion de la colonne. Ces ligaments étant liés en partie aux disques intervertébraux, leur déformation est aussi étroitement liée au flambage du disque. D'autre part, les ligaments courts interépineux et intertransversaires relient les vertèbres entre elles en se fixant sur les processus associés et

permettent respectivement de limiter la séparation excessive des processus lors de l'extension et de stabiliser les vertèbres pendant leur mouvement dans le plan frontal.

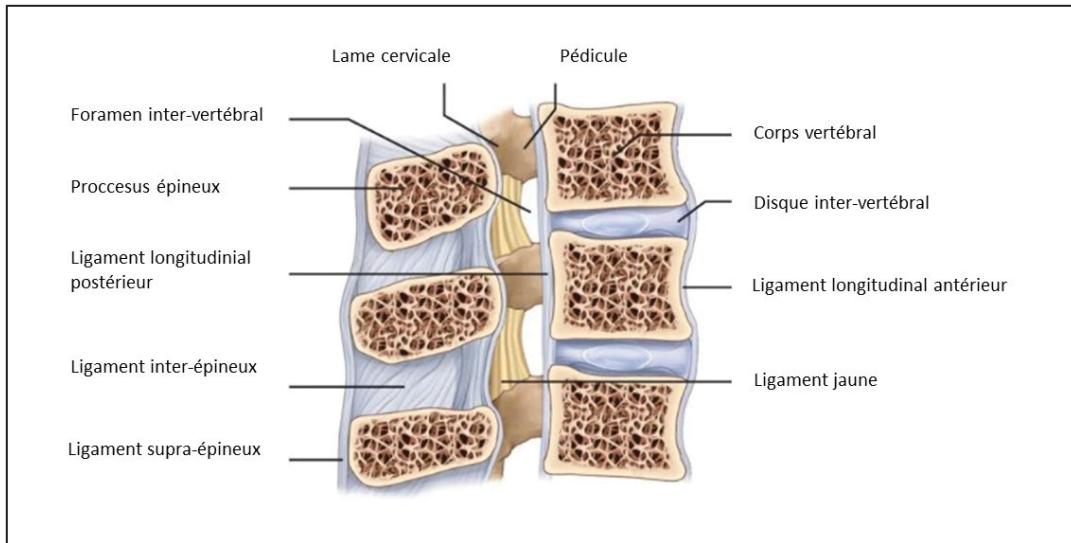


Figure 1.3 Ligaments du rachis cervical

Adaptée de Muscolino (2013)

Le comportement élasto-plastique de ces structures se traduit par une courbe contrainte-déformation non linéaire présentant deux régions distinctes, à savoir : une zone physiologique composée de la zone neutre et de la zone élastique, ainsi qu'une zone traumatologique, constituée de la zone plastique pouvant mener jusqu'à un déchirement du ligament lorsque les chargements de rupture sont atteints (White et Panjabi, 1978).

#### 1.1.1.4 Moelle épinière

Élément principal du système nerveux périphérique, la moelle épinière agit comme une voie de transmission pour les signaux nerveux entre le cerveau et le reste du corps grâce à ses 31 nerfs spinaux. Elle se voit assignée un double rôle : d'une part, la transmission des informations sensorielles (comme la douleur, la température extérieure ...) aussi appelée transduction sensorielle. D'autre part, la transmission des signaux moteurs partant du cerveau pour atteindre

les muscles et les différentes glandes du corps. Partant de l'extrémité du bulbe rachidien, elle s'étend au travers du canal médullaire sur une longueur d'environ 42 cm jusqu'à la vertèbre L1. Elle se prolonge par le cône médullaire, structure caudale de la moelle qui initie la partie dite de la queue de cheval. La dure-mère spinale, les méninges et le liquide cérébro-spinal sont les composants anatomiques assurant sa protection (Marieb et al., 2005). Au cœur de la moelle se trouve la matière grise formant un H, elle contient en elle les corps cellulaires des neurones présents ainsi que les interneurones et les motoneurones. Tout autour, on retrouve la matière blanche, qui est quant à elle majoritairement composée d'axones myélinisés organisés en zone ascendantes (en bleu sur la Figure 1.4) assurant la transmission des informations sensorielles ou descendantes (en rouge sur la Figure 1.4) permettant une transmission des signaux moteurs au reste de l'organisme.

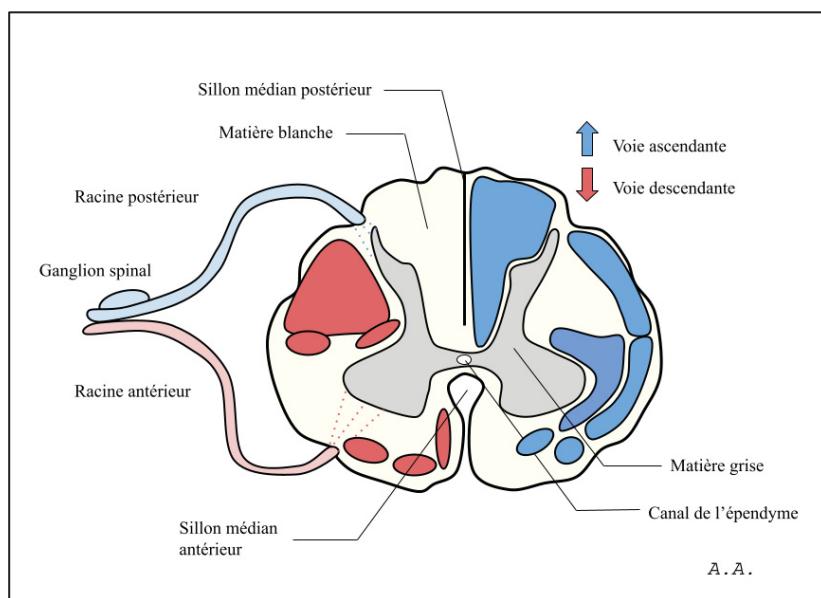


Figure 1.4 Topographie de la moelle épinière

Son aspect gélatineux en fait un organe particulièrement complexe à caractériser d'un point de vue mécanique. Des études menées par Fradet, Cliche, Petit, Mac-Thiong, & Arnoux, (2016) ont pu démontrer le comportement non linéaire et viscoélastique de la moelle épinière sur des spécimens porcins lors d'un effort en compression.

### 1.1.2 Anatomie descriptive et fonctionnelle de la musculature du cou

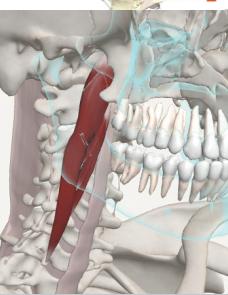
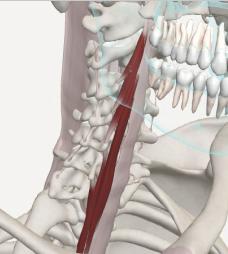
On distingue plusieurs types de structures musculaires : les muscles lisses responsables de nos mouvements involontaires, les muscles cardiaques qui sont spécifiques au cœur et qui permettent le pompage du sang et enfin dans notre cas : les muscles squelettiques, dont la contraction est issue d'un contrôle volontaire. Ils sont fixés à l'os grâce aux tendons qui leur permet de tirer sur la charpente qu'est le squelette et de la sorte, générer le mouvement. Le *point d'origine* désigne le point d'attache avec l'os fixe tandis que le *point d'insertion* indique celui de l'os en mouvement. Au sein même de la famille des muscles squelettiques, se différencient selon leurs positionnements relatifs aux plans anatomiques usuels trois regroupements anatomiques : les muscles postérieurs, latéraux et antérieurs. Chacun de ces groupes admet alors trois sous-groupes selon la profondeur de l'insertion du muscle, à savoir : les muscles superficiels, les muscles intermédiaires et les muscles profonds. Cette partie du rapport a donc pour objectif une meilleure compréhension de la biomécanique du cou et ce que permet, d'un point de vue cinématique, chaque élément musculaire.

#### 1.1.2.1 Muscles antérieurs

Les muscles antérieurs du cou permettent le maintien de la posture et du mouvement de la tête, notamment pour ce qui est de la flexion et de l'inclinaison vers l'avant de la tête. Ils participent également à la respiration en facilitant l'élévation du thorax lors de l'inspiration. Ces muscles contribuent donc à la protection des structures vitales du cou (dont la moelle épinière) et à la stabilité de la colonne cervicale.

Tableau 1.1 Les muscles antérieurs du cou

Images tirées de Anatomy.tv©

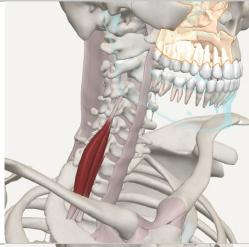
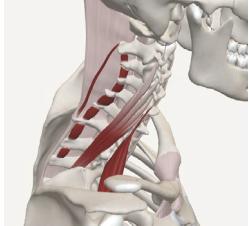
Nom du muscle	Origine	Insertion	Fonction	Image
<b>Platysma</b>	Aponévrose superficielle du thorax.	Deltoïdes, acromion, clavicules	Sa contraction permet le pli de la peau du cou.	
<b>Sternocléido - mastoïdien</b>	Clavicule manubrium sternal.	Processus mastoïde de l'os temporal.	En agissant de manière synchronisée, ils permettent la flexion de la tête dans le plan sagittal et de manière individuelle une rotation dans le plan frontal.	
<b>Supra-hyoïdiens</b>	Os temporal et mandibule.	Os hyoïde.	Rôle dans la mastication, la déglutition et la phonation.	
<b>Infra-hyoïdiens</b>	Manubrium sternal.	Os hyoïde.	Abaissement et stabilisation de l'os hyoïde pour la déglutition.	
<b>Longus capitis</b>	Processus transverse des cervicales C3 à C6.	Zone antérieure de l'os occipital.	Permet la flexion avant et latérale du cou.	
<b>Longus colli</b>	Vertèbres cervicales et thoraciques : C3-T3.	Vertèbres cervicales et thoraciques : C1-T6.	Flexion et extension dans le plan sagittal et participation lors de l'inflexion latérale.	

### 1.1.2.2 Muscles latéraux

Les muscles latéraux aident quant à eux, à l'inclinaison latérale et à la rotation de la tête dans le plan horizontal. Ils participent également à la stabilisation de la colonne cervicale et soutiennent les mouvements latéraux de la tête et du cou.

Tableau 1.2 Les muscles latéraux du cou

Images tirées de Anatomy.tv©

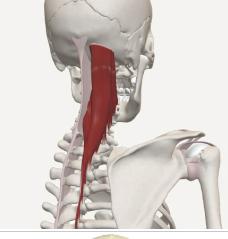
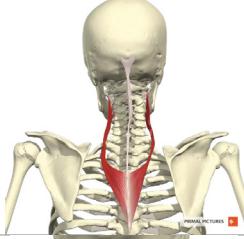
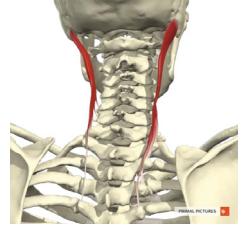
Nom du muscle	Origine	Insertion	Fonction	Image
<b>Scalène antérieur</b>	Processus transverses des vertèbres cervicales C3 à C6.	Face supérieure de la première côte cervicale.	Élévation des côtes cervicales, participation lors de l'infexion latérale du cou.	
<b>Scalène moyen</b>	Processus transverses des vertèbres cervicales C2 à C7.	Face supérieure de la première côte cervicale.	Participe à lélévation des côtes cervicales et à l'infexion latérale du cou.	
<b>Scalène postérieur</b>	Processus transverses des vertèbres cervicales C4 à C6.	Deuxième côte thoracique.	Extension et rotation de la tête et du cou.	

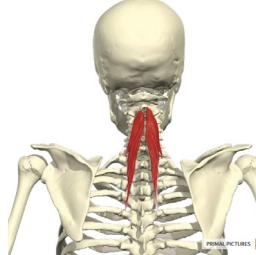
### 1.1.2.3 Muscles postérieurs

Les muscles postérieurs contribuent à l'extension de la tête et du cou, permettant le redressement de la colonne cervicale. Ils jouent également un rôle lors de la rotation, de l'inclinaison latérale de la tête, et dans la stabilisation de la région cervicale lors de mouvements complexes.

Tableau 1.3 Les muscles postérieurs du cou

Images tirées de Anatomy.tv©

Nom du muscle	Origine	Insertion	Fonction	Image
<b>Trapezius</b>	Processus épineux de C1 à C7 (trapèze supérieur), processus épineux de T1 à T5 (trapèze moyen) et le processus épineux T6 à T12 (trapèze inférieur).	Bord postérieur de la clavicule (trapèze supérieur), Acromion et épine de la Scapula (trapèze moyen), bord médial de la Scapula (trapèze inférieur).	Stabilisation de l'épaule, de la scapula et du cou, contribuant ainsi à la mobilité et à la fonction globale du membre supérieur.	
<b>Splénius capitis</b>	Processus épineux des vertèbres thoraciques T3-T6 et processus épineux des vertèbres C7-T3.	Mastoïde et ligne nucale supérieure de l'os occipital.	Extension de la tête lors d'une contraction bilatérale et flexion dans le plan frontal et horizontal pour une contraction bilatérale.	
<b>Transverse spinaux cervicaux</b>	Processus épineux des vertèbres thoraciques T4-T6.	Processus épineux cervical C2-C5.	Rôle dans le maintien de la posture et dans les mouvements du tronc.	
<b>Splénius cervicis</b>	Processus épineux vertèbres thoraciques T3 à T6.	Processus épineux cervical C1-C3.	Inclinaison latérale de la tête du côté du muscle contracté. Extension du cou lors d'une contraction synchronisée des deux muscles splénius.	
<b>Longissimus capitis</b>	Processus transverse de des vertèbres thoraciques T1 à T5 et processus articulaire des vertèbres cervicales C4 à C7.	Processus mastoïde de l'os temporal.	Extension de la tête lors d'une contraction synchronisée et rotation dans le plan horizontal lors d'une activation individuelle.	

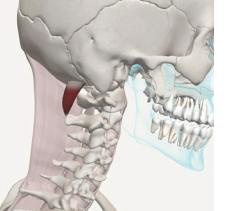
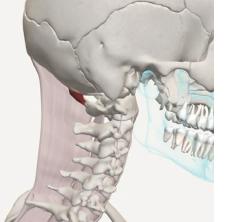
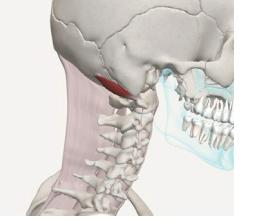
Nom du muscle	Origine	Insertion	Fonction	Image
<b>Cervicus semi épineux</b>	Processus transverse des vertèbres T6 à T10.	Processus épineux des vertèbres C6 à T4.	Permet l'extension de la colonne thoracique et sa rotation dans le sens opposé à son implantation.	

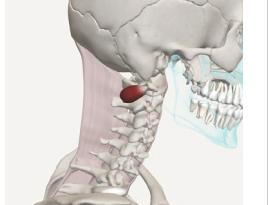
#### 1.1.2.4 Muscles de la couche profonde

Enfin, les muscles de la couche profonde du cou sont responsables de la stabilisation et du soutien de la colonne cervicale, jouant un rôle crucial dans le maintien de la posture et la protection des structures du cou.

Tableau 1.4 Les muscles profonds du cou

Images tirées de Anatomy.tv

Nom du muscle	Origine	Insertion	Fonction	Image
<b>Rectus capitis posterior major</b>	Processus épineux de l'axis C2.	Os occipital.	Permet de maintenir l'équilibre de la tête relativement au cou.	
<b>Rectus capitis posterior minor</b>	Tubercule postérieur de l'atlas C1.	Ligne occipital inférieur.	Permet le retour et le contrôle des rotations de la tête dans les différents plans anatomiques.	
<b>Obliquus capitis supérieur</b>	Processus transverse de l'atlas C1.	Os occipital.	Muscle postural contrôlant la position de la tête.	
Nom du muscle	Origine	Insertion	Fonction	Image

<b>Obliquus capitis inférieur</b>	Processus épineux de l'axis C2.	Processus transverse de l'atlas C1.	Maintien de la posture via le support de l'articulation atlanto-axiale.	
-----------------------------------	---------------------------------	-------------------------------------	---	---

### 1.1.3 Biomécanique de la contraction musculaire

Cette section de la revue de littérature a pour objectif de détailler les phénomènes physiologiques propres à la contraction musculaire à une échelle microscopique ainsi que toutes les considérations dynamiques qui en découlent d'un point de vue macroscopique notamment pour l'élaboration du modèle de Hill.

#### 1.1.3.1 Micro-anatomie des muscles squelettiques

La structure micro-anatomique des muscles squelettiques repose sur une série de regroupements de fibre musculaire. Le muscle est entouré de périmysium, tissu conjonctif dense renfermant l'ensemble des fascicules musculaires. Chaque fascicule est composé d'une multitude de sous unités appelées fibre musculaire. Ces fibres contiennent en leur sein la structure de contraction du muscle : la myofibrille dont la plus petite unité fonctionnelle est le sarcomère.

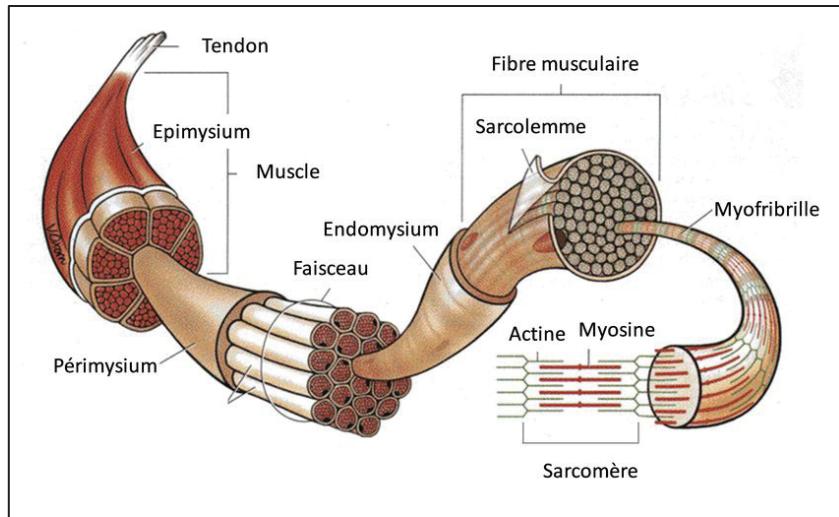


Figure 1.5 Structure du muscle squelettique

Tirée de Kraemer, Fleck, & Deschenes, (2011) et adaptée par Clos (2021)

Les fibres musculaires sont classées en deux grands types différents selon leur propriété de contraction. Les fibres de type I sont caractérisées par une contraction lente et une grande résistance à la fatigue, et sont notamment mises à l'épreuve pour les activités d'endurance telles que la course à pied longue distance. Les fibres de type II sont subdivisées en fibre de type IIa et IIb, avec des vitesses de contraction et des capacités de fatigue différentes. Les fibres de type IIb ont une vitesse de contraction élevée mais se fatiguent rapidement. Tandis que les fibres de type IIa combinent des caractéristiques de type I et de type IIb. La composition des muscles squelettiques en fibres musculaires d'un individu est significativement influencée par des facteurs d'ordre génétique, mais peut aussi être le fruit d'un entraînement physique spécifique. Un MEF d'un faisceau de fibres musculaires composé à la fois de fibres rapides et lentes a été développé (Marcucci *et al.*, 2017) dans le but de déterminer l'influence mutuelle de ces fibres lors d'un effort permettant de faire le lien entre la micro-contraction des fibres et la contraction musculaire à une échelle globale.

### **1.1.3.2 Morphologie musculaire**

D'un point de vue anatomique, les fibres décrites précédemment peuvent présenter des orientations au sein du muscle et des morphologies différentes suivant leur rôle mécanique. En effet, l'orientation relative de ces faisceaux par rapport à leur insertion dictent la direction de la force développée par la contraction. Parmi ces configurations on retrouve : les faisceaux parallèles, convergents ou encore les géométries pennées et multi pennées, qui correspondent à des muscles dont les fibres sont disposées selon plusieurs angles d'insertion autour des lignes d'action. Il est alors nécessaire d'introduire un nouveau paramètre décrivant l'angle entre les faisceaux et l'axe principal du muscle appelé angle de pennation. Afin de quantifier de manière normée les contraintes relatives aux muscles, il a été introduit la coupe de section transverse physiologique PCSA (Physiological Cross Section Area) correspondant à la section normale à la direction globale des fibres. De cette manière une caractérisation surfacique du travail efficace (qui va dans la direction du travail des fibres) développé par le muscle est possible.

### **1.1.3.3 Physiologie musculaire**

La contraction musculaire est due à une contraction simultanée des milliers de sarcomères le long de chaque fibre musculaire. Ces sarcomères sont divisés en plusieurs zones qui permettent le glissement relatif des filaments d'actine et de myosine responsables du raccourcissement du muscle lors de la contraction (Figure 1.6). Les filaments de titines sont eux liés aux filaments épais de myosine et s'étendent de la ligne Z de la bande I à la ligne M dans la bande H, elle modère ainsi l'élasticité du sarcomère. Le sarcomère commence et se termine par des disques Z, des structures délimitant ses extrémités et servant de points d'ancre pour les filaments minces d'actine. Au centre du sarcomère, on retrouve la bande M qui constitue la structure protéique reliant chaque filament de myosine entre eux. La bande I quant à elle, se caractérise par une zone de couleur claire, située entre les disques Z et la ligne M et qui est principalement composée de filaments d'actine. Enfin, la bande A est une zone sombre localisée au centre du sarcomère, composée du chevauchement partiel entre les deux filaments différents.

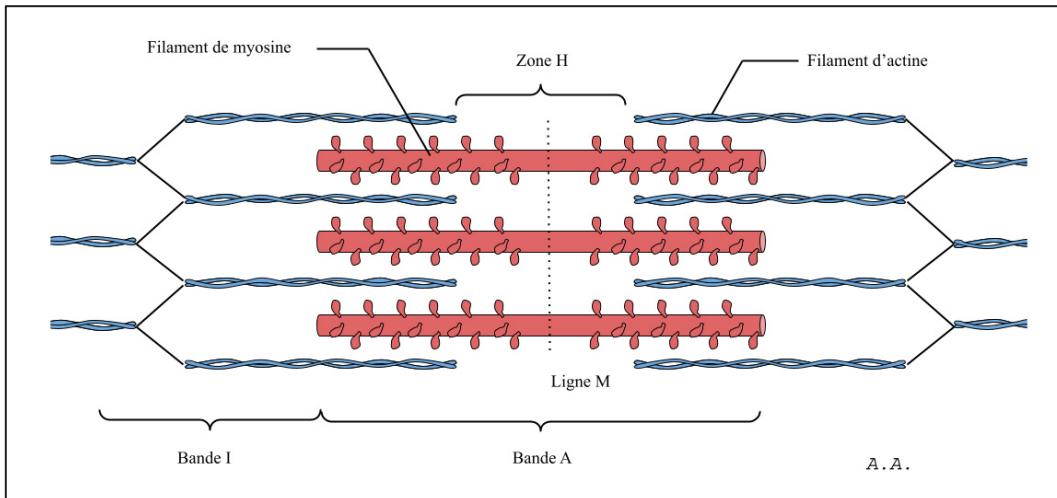


Figure 1.6 Schéma d'un sarcomère

La contraction débute lorsque le potentiel d'action se propage le long du motoneurone somatique qui va enclencher une libération dans la fente synaptique d'un neurotransmetteur spécifique : l'acétylcholine. Ce dernier va venir se lier aux récepteurs dédiés, provoquant un potentiel gradué de type excitateur se propageant alors dans le sarcolemme et déclenchant l'ouverture des canaux tensiodépendants de  $\text{Ca}^{2+}$ . Le calcium se lie à la troponine (une protéine régulatrice) située sur les filaments fins d'actine et permet à l'aide de la tropomyosine de dévoiler les sites de liaisons potentiels de la myosine sur les filaments d'actine. L'hydrolysation de l'ATP (adénosine triphosphate) sur la tête du filament géant de myosine va générer un pont d'union entre les filaments. La tête pivote et entraîne tout le filament d'actine dans la direction du centre du sarcomère. Le processus de contraction se conclut par un détachement de la tête de myosine qui se liera alors à une nouvelle molécule d'ATP (Nigg, 1999).

On distingue trois mécanismes de contraction différents. D'une part, la contraction concentrique, se produisant lorsque le muscle se raccourcit tout en générant une force comme décrit plus haut. D'autre part, la contraction excentrique se traduit quant à elle par un allongement du muscle tout en générant une force musculaire issue de la résistance en traction

réalisée par les filaments d'actine et de myosine. Enfin, la contraction isométrique a lieu lorsque le muscle génère de la force sans changer de longueur.

#### 1.1.4 Modélisation biomécanique de la contraction musculaire

Une représentation fidèle du phénomène physiologique de contraction musculaire nécessite à la fois l'utilisation de modèles de comportement mécanique adéquats et le renseignement de ces modèles en s'appuyant sur des données expérimentales. La force générée par un muscle, à une échelle microscopique, repose sur trois paramètres principaux : la longueur de la fibre, la vitesse de contraction de cette fibre et son état d'activation

##### 1.1.4.1 Modèle de Hill

Le modèle de Hill (Figure 1.7) est un outil fondamental de la compréhension de la physiologie musculaire. Il est composé d'un élément contractile, (CE) qui traduit la force « active » développée par le muscle lors de la formation des ponts d'union entre les filaments d'actine et de myosine. Une composante élastique en série (SE) modélise d'une part le comportement des filaments de titine propres aux sarcomères lors d'une contraction excentrique et d'autre part les structures tendineuses et les tissus corporels environnants comme l'aponévrose. Enfin, en parallèle à ce segment se trouve l'élément ressort (PE), responsable de la force de rappel « passive » développée par les tissus du muscle, y compris lorsque le processus de contraction n'est pas déclenché.

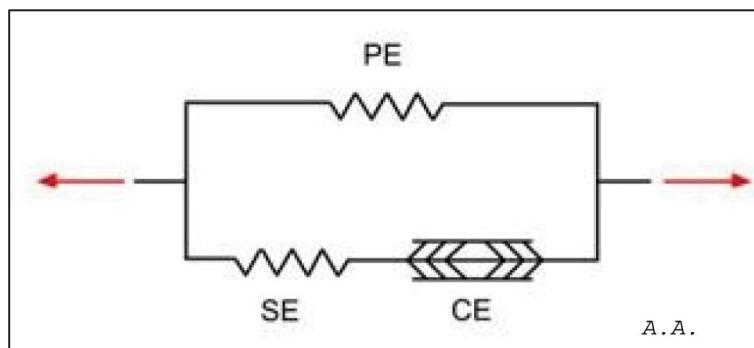


Figure 1.7 Schéma du modèle de Hill

L’élément CE du modèle de Hill retranscrit mathématiquement la dynamique de contraction musculaire à l’échelle du sarcomère. Il est donc le produit de trois fonctions qui permettent de pondérer la force maximale isométrique musculaire notée  $F_{iso}$  en fonction des conditions de la contraction. Ces trois fonctions sont : le niveau d’activation musculaire  $a(t)$  dépendant du temps (modélise les aspects physiologiques de l’influx nerveux traversant le neurone moteur), la relation force-longueur du sarcomère normalisée  $f_l(l_{CE})$ , et la relation force-vitesse contraction normalisée  $f_v(v_{CE})$ . Ainsi la résultante générée par l’élément CE s’écrit :

$$F_{CE}(l_{ce}, v_{CE}, t) = F_{iso}a(t)f_l(l_{CE})f_v(v_{CE}) \quad (1.1)$$

La composante  $f_l(l_{CE})$  permet la mise en évidence de l’existence d’une longueur optimale du sarcomère que l’on notera  $l_{opt}$  à laquelle la force développable par le muscle est maximale. La signification physiologique de ce paramètre est qu’en dessous de ce seuil, la création de ponts d’union entre les filaments d’actine et de myosine est compromise par leur chevauchement mutuel (Figure 1.8). Au-delà de  $l_{opt}$ , les filaments du sarcomère sont trop éloignés pour assurer la formation des ponts. Cette longueur optimale est intimement liée à la longueur au repos du sarcomère et il est couramment estimé que  $l_{opt}$  varie entre  $0.9 * l_{repos}$  à  $1.4 * l_{repos}$  (Langenderfer, Jerabek, Thangamani, Kuhn, & Hughes, 2004). Pour la construction de notre modèle, les longueurs optimales des muscles spinaux sont issues des données anatomiques publiées par (Borst, Forbes, Happee, & Veeger, 2011) provenant de mesures sur sujets cadavériques. La relation liant la longueur du sarcomère à la force isométrique qu’il développe a été déterminée *in vivo* par Myers, Woolley, Slotter, Garrett, & Best (1998) sur le muscle *tibialis antérieur* du lapin dont le nerf péronier profond a été stimulé électriquement pour reproduire la contraction.

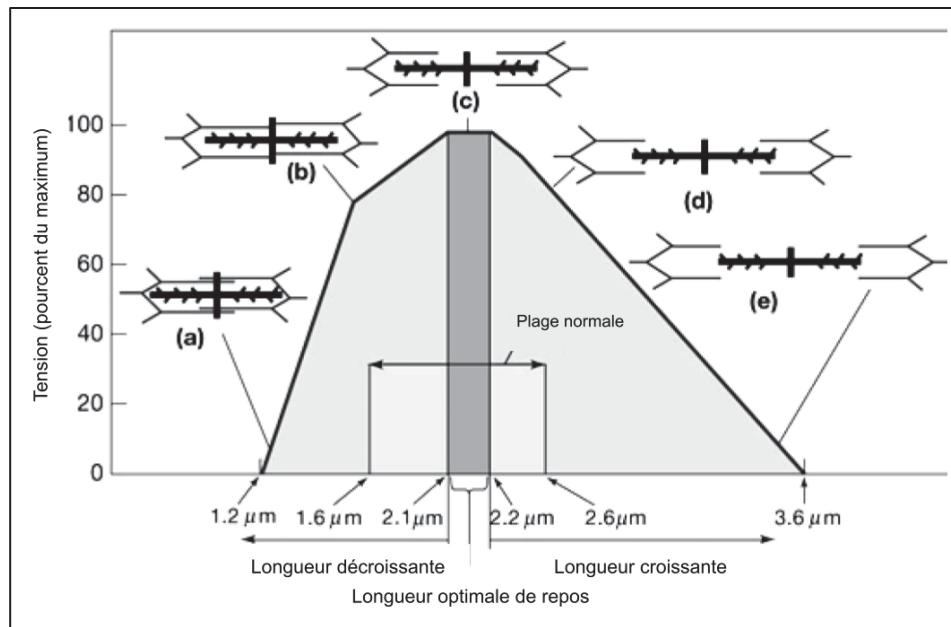


Figure 1.8 Relation force-longueur du sarcomère

Tirée et adaptée de (Buchanan *et al.*, 2004)

Afin de simplifier l’écriture des relations il est courant d’introduire la longueur relative, à tout instant t de la contraction  $\lambda_{CE}(t)$ :

$$\lambda_{CE}(t) = \frac{l_{CE}(t)}{l_{opt}} \quad (1.2)$$

La force maximale isométrique développable par le muscle est aussi pondérée par une relation liant à la vitesse de contraction musculaire  $f_V(v_{CE})$ . En effet, dans le cas d’un raccourcissement musculaire (contraction concentrique), plus la contraction est lente, plus la durée dédiée à la création de liaisons actine-myosine est grande et favorise donc une force musculaire accrue (partie gauche de la courbe Figure 1.9). Les travaux de Van Soest & Bobbert (1993) ont permis de compléter cette relation en y ajoutant le comportement excentrique de contraction (partie droite de la courbe). Dans le cas d’un allongement musculaire on observe un comportement inverse : plus la vitesse de contraction en valeur absolue est élevée, plus la force développée par le muscle est importante.

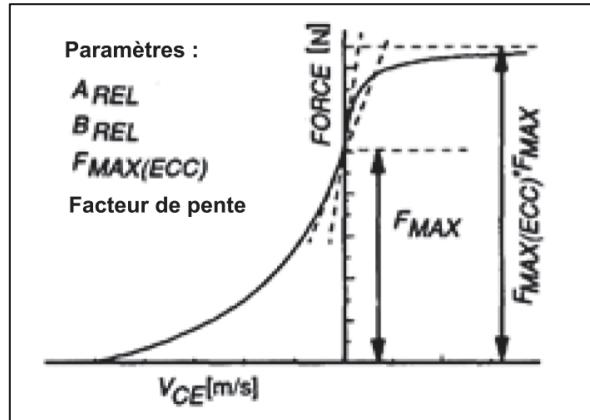


Figure 1.9 Relation force-vitesse de contraction du sarcomère

Tirée de van Soest & Bobbert, (1993)

Dans une optique de simplification de l'écriture des équations, il est courant de normaliser l'écriture de la vitesse de contraction relativement à la vitesse maximale  $v_{max}$ . La composante élastique en série (SE) illustre quant à elle le comportement dynamique des structures tendineuses et des tissus corporels avoisinants le muscle. La force de rappel générée est dépendante d'une loi élastique non linéaire, dont la caractérisation a été assurée par une étude *in vivo* des muscles tibialis antérieurs chez l'humain (Maganaris & Paul, 1999). La composante élastique en parallèle (PE) traduit quant à elle l'élasticité passive associée aux tissus proprement musculaires et s'ajoute donc à la force active générée par la composante active CE. Il est possible de déterminer ces valeurs de manière expérimentale en réalisant une série de tests sur des fibres musculaires avec et sans excitation du nerf et d'en déduire par complémentarité la relation liant la force passive  $F_{PE}$  à la longueur du sarcomère (Myers *et al.*, 1998).

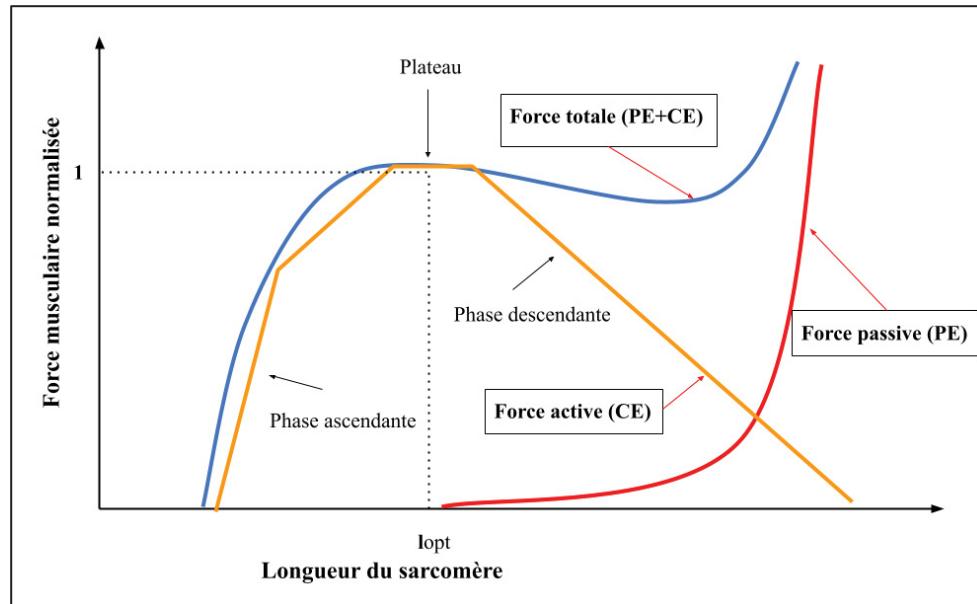


Figure 1.10 Force active, passive et totale en fonction de la longueur du sarcomère

Il est difficile de généraliser ces résultats étant donné que les propriétés passives et actives de la contraction sont significativement sujettes à la variabilité entre les espèces. Zwambag, Gsell, & Brown (2019) ont pu quantifier cet écart sur les propriétés passives des muscles érecteurs et multifides du rachis chez les souris, les rats et les lapins. Il a été démontré que pour une même contrainte, la rigidité musculaire était la plus élevée chez les souris et plus faible chez les rats, le multifidus du lapin se situant entre ces deux extrêmes.

Le modèle de Hill présente certaines limites pour retranscrire les vibrations engendrées à haute dynamique (Günther, Schmitt et Wank, 2007). Afin de pallier à ces instabilités, Günther et al., (2007) ont proposé une alternative au modèle de Hill en y ajoutant un élément d'amortissement en série ( $D_{SE}$ ) et en parallèle ( $D_{PE}$ ).

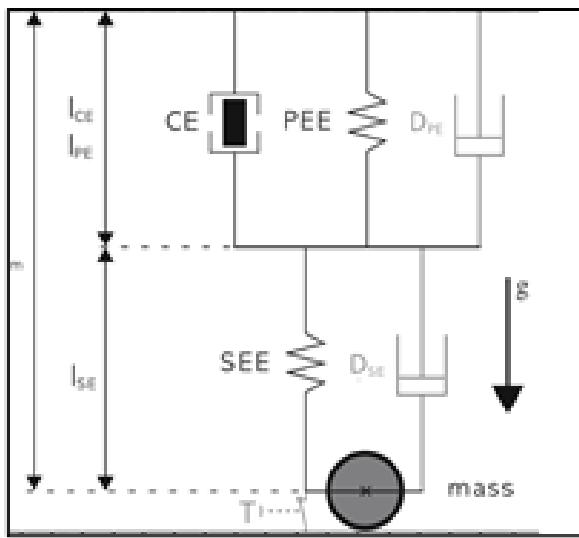


Figure 1.11 Modèle de Hill raffiné

Tirée de Günther et al. (2007)

De cette manière, les oscillations du modèle ont été éliminées. Afin de s'assurer de la biofidélité de l'EHTM, Günther et al. (2007) ont comparé les résultats cinématiques de leur modèle avec ceux obtenus lors d'essais expérimentaux de contraction expérimentale. Un tibia porcin a été immobilisé et exposé à plusieurs chargements (masses de 100g, 400g, 600g, 800g, 1000g, 1200g et 1600g soumises à la gravité). Le déclenchement de la contraction musculaire était assuré par une stimulation électrique au travers d'une électrode disposée au niveau du nerf sciatique. Un encodeur a permis la mesure du raccourcissement musculaire et de déduire la vitesse de contraction uniaxiale. Les résultats obtenus ont mis en évidence une excellente corrélation de la réponse dynamique du modèle de Günther et al. (2007) pour les cas de chargement de masses faibles (100g-400g) et intermédiaires (600g-800g). À partir de 1000g le modèle affichait des écarts plus importants au niveau du premier pic d'amortissement.

## 1.2 Modélisation musculosquelettique du cou

### 1.2.1 Le modèle SM2S

Une des principales difficultés dans la pratique de la biomécanique et spécifiquement en traumatologie est l'accès aux mesures de contraintes, de déformations et autres mesures mécaniques localisées à l'intérieur du corps. Bien qu'il soit possible d'effectuer des expérimentations sur des sujets cadavériques ou sur des sujets vivants à faible dynamique, ce processus demeure complexe. Depuis plus de 20 ans, le développement de modèles par éléments finis permet de pallier à ces manques pour des applications extrêmement variées : de l'étude traumatologique à la planification opératoire en passant par l'élucidation de certaines pathologies. C'est dans cette optique qu'a été développé le modèle SM2S par le laboratoire international iLab Spine dont la recherche se concentre principalement sur des enjeux d'imagerie et de modélisation dans le contexte de la biomécanique du rachis. Le modèle intègre les vertèbres de C1 jusqu'au sacrum ainsi que la tête, dont les géométries sont issues d'un CT-scan d'un adulte masculin du cinquantième percentile. Il comporte une modélisation surfacique des ligaments propres au cou, à savoir : le ligament capsulaire, le longitudinal antérieur, le longitudinal postérieur, le ligament interépineux, le ligament supra-épineux et le ligamentum flavum. Plusieurs travaux portent sur la modélisation des disques intervertébraux et incorporent les lois matériaux des structures anisotropes de l'anneau fibreux et viscoélastiques du noyau pulpeux (Wagnac *et al.*, 2011). Enfin, la particularité de ce modèle réside dans la modélisation très fine de la moelle épinière issue de nombreux travaux de recherche au sein du laboratoire. Une reconstitution géométrique de la matière blanche et grise et du canal vertébral a été réalisée grâce à des IRM de haute résolution (Fradet, 2014). Cette étude a été complétée par une expérimentation de compression transverse des segments de moelle porcine afin de qualifier le comportement dynamique de la moelle pour une implémentation au modèle SM2S (Fradet *et al.*, 2016).

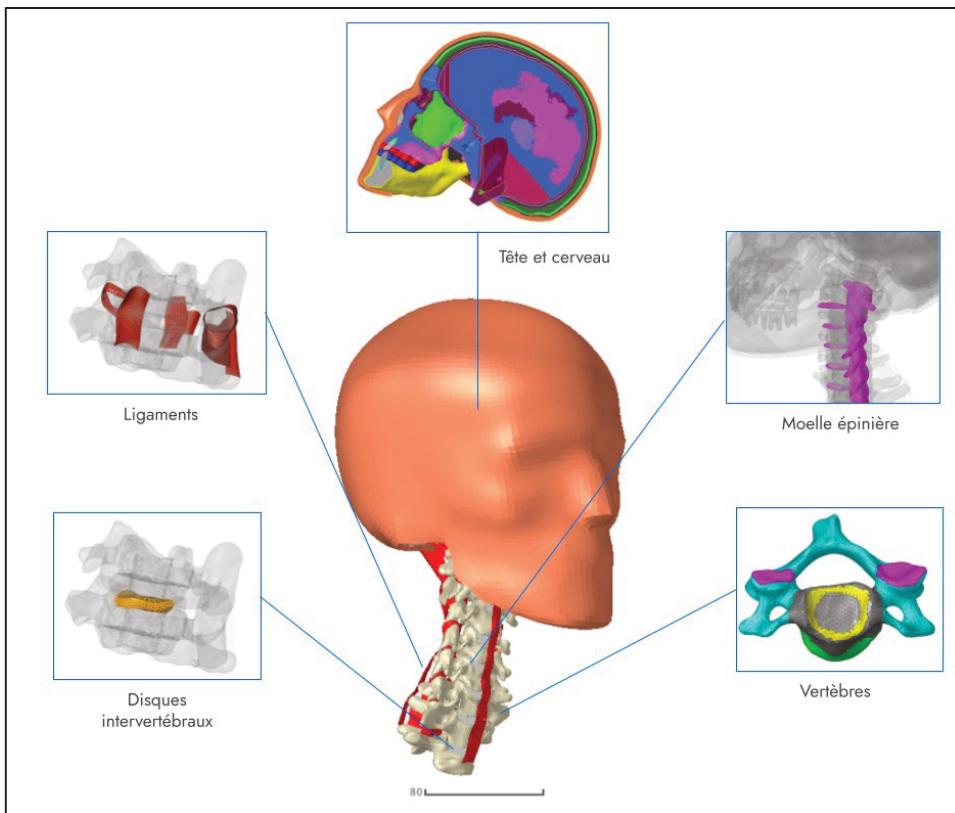


Figure 1.12 Le modèle SM2S et ses différents composants anatomiques

Outre les travaux de recherches portant sur les caractérisations mécaniques des éléments anatomiques, le modèle SM2S a été exploité pour l'étude biomécanique du rachis cervical soumis à des conditions dynamiques. L'introduction d'un modèle de rupture pour les différents éléments structuraux du SM2S (tissu osseux et ligaments) a permis de localiser les sites initiateurs des blessures lors des chargements à hautes et basses dynamiques au milieu du plateau vertébral et de l'os spongieux situé sous le noyau pulpeux (Wagnac *et al.*, 2012). De plus, une modélisation de la rupture du disque intervertébral a été introduite par Beauséjour (2021) à partir de données *in vitro* sur des spécimens bovins ce qui a permis une amélioration de la bio fidélité du SM2S. Le modèle permet aussi la simulation de certaines pathologies propres à la colonne vertébrale comme l'exploration des causes mécaniques à l'origine du syndrome du cordon central. En effet, Bailly *et al.* (2020) ont pu observer les distributions des contraintes au sein de la moelle épinière dans les cas d'hypertrophies du ligamentum flavum et des disques intervertébraux et ainsi identifier le pincement de la moelle comme cause

principale de la pathologie. Les mécanismes de compression de la moelle épinière menant à la myélopathie cervicale ont pu être aussi modélisés sur le SM2S, et Taso, Fradet, Callot, & Arnoux (2015) ont confirmé l'importance de l'arc vertébral postérieur au niveau des vertèbres C5-C6 comme source de contrainte supplémentaire sur la moelle épinière dans le cadre de cette pathologie.

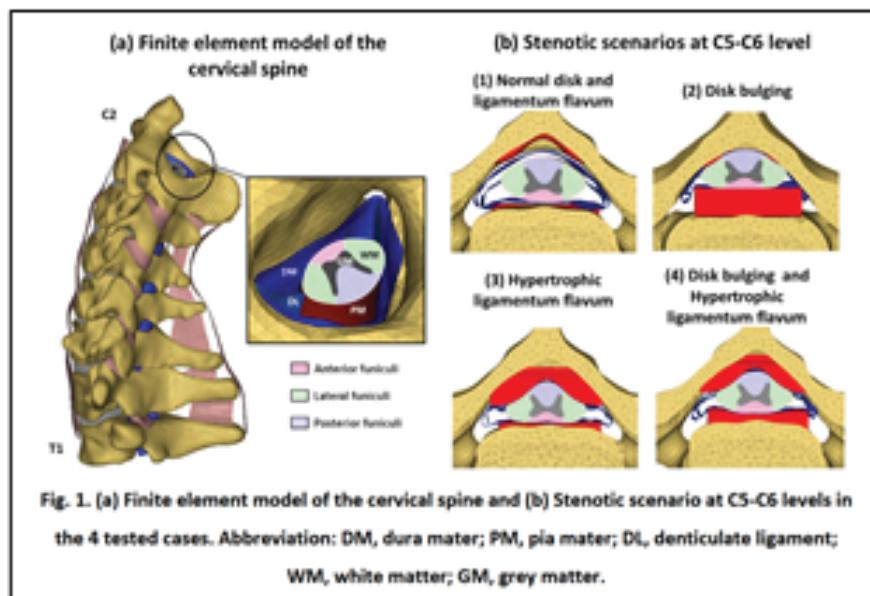


Figure 1.13 Modèle SM2S dans le cas d'une étude sur les causes mécaniques à l'origine du syndrome du cordon central

Tirée de Bailly et al. (2020)

Bien que le modèle ait été validé sur les plans cinématique et dynamique selon les critères propres à chaque étude, sa biofidélité sur certains aspects peut être remise en question étant donné que les muscles et leur activation n'ont pas été modélisés. Le rôle de l'activation musculaire sur l'atténuation des pics de vitesse linéaire et de rotation de la tête ont été soulignés par Eckner et al. (2014) lors d'essais expérimentaux. La mesure des forces maximales isométriques développée par la musculature du cou des athlètes en réponse à un chargement impulsif a permis de mettre en évidence une corrélation entre les paramètres de contraction musculaire (niveau d'activation musculaire et force maximale) et une diminution des pics de vitesse au niveau de la tête. C'est pourquoi l'implémentation d'un complexe musculaire et son

activation pourraient apporter une meilleure prédition des risques de commotions et de blessures médullaires.

Enfin, la composante crâniale du modèle, détaillée par Tuchtan et al. (2020), est issue d'un scan par tomographie d'un homme de 30 ans. Quatre sources de validation différentes ont été employées pour évaluer le comportement du crâne et des structures déformables du cerveau:

- Impact de barre rigide avec la tête inclinée de 45° (masse de 5.59 kg à 9.94 m/s) ;
- Impact de barre rigide de face (masse de 23.4 kg à 7 m/s) ;
- Impact mandibulaire de type coup de poing : mâchoire (9.2 m/s), crochet (11 m/s), uppercut (6.7 m/s) ;
- Impact de barre au niveau des mandibules (masse de 5 kg à 5 m/s).

### 1.2.2 Modélisation par éléments finis des muscles squelettiques

La modélisation des muscles et de leur activation est une méthode largement employée qui ne se limite d'ailleurs pas qu'à l'anatomie du rachis. On recense dans la littérature des modèles complets comme le THUMS (*Total Human Model for Safety*), mais aussi des modèles de membres inférieurs (Behr *et al.*, 2005) ou de membres supérieurs (Östh, Brolin et Happee, 2012). À la différence des modèles par éléments finis de structures mécaniques « inertes », la simulation biomécanique demande une attention particulière à chaque étape de son paramétrage notamment à cause de la modélisation d'interactions physiologiques complexes et de l'asservissement du recrutement musculaire lors des impacts. Une méthodologie est d'ailleurs proposée par Hicks, Uchida, Seth, Rajagopal, & Delp (2015) pour s'assurer de la validité des modèles biomécaniques en prévision de leurs futures applications (Figure 1.14).

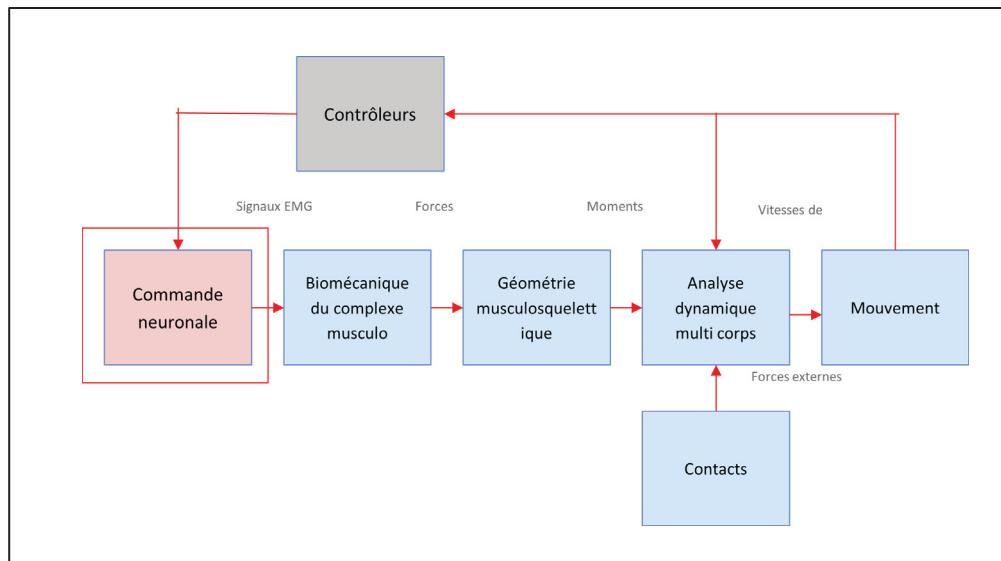


Figure 1.14 Schéma fonctionnel d'une modélisation musculosquelettique par éléments finis

Extrait et adapté de Hicks et al. (2015)

### 1.2.2.1 Modèle d'activation

Le fonctionnement du phénomène d'activation musculaire au moment de l'impact demeure complexe à élucider. On recense différentes méthodes de modélisation d'activation musculaire qui varient selon l'utilisation qui est faite du modèle. Une première méthode évoquée par Hill (1938) introduit le concept « d'état d'activation » qui dicte le comportement du couplage excitation-contraction par la cinétique de réaction chimique dominante lors de la diffusion des ions Ca<sup>2+</sup>. On note :  $q(t)$  le niveau d'activation allant de 0 à 1 ( $q_0$  l'activation initiale de l'élément musculaire)  $S$  la constante d'activation et les instants  $t_0$  et  $t_1$  correspondant respectivement à l'initiation et à la fin de la contraction. La relation obtenue est :

$$q(t) = 1 - e^{-S(t-t_0)} \text{ pour } t > 0 \text{ et } t \leq t_1 \quad (1.3)$$

$$q(t) = (1 - e^{-S*(t_1-t_0)}) * e^{(-S*(t-t_1))} \text{ pour } t > t_1 \quad (1.4)$$

Cette dynamique d'ordre un permet un premier aperçu du comportement général de l'activation musculaire et est employée dans de nombreux modèles (Barker & Cronin, 2021; Jager, 1996; Marcucci et al., 2017; Nasim & Galvanetto, 2023). Dans l'objectif de raffiner ce

modèle, Zajac (1989) intègre la notion de décharge des motoneurones et détaille comment les signaux provenant du système nerveux central (STIM) seront convertis en activité musculaire, ce qui est traduit par la relation:

$$\begin{aligned} \frac{dq(t)}{dt} + \left[ \frac{1}{\tau_{act}} * (\beta + (1 - \beta) * STIM(t)) \right] * (q(t) - q_0) \\ = \left( \frac{1}{\tau_{act}} \right) * (q(t) - q_0) \end{aligned} \quad (1.5)$$

Où  $q(t)$  représente la concentration en  $Ca^{2+}$  du muscle causé par la stimulation neuronale STIM,  $\beta$  le ratio entre la constante de temps d'activation et de désactivation et  $\tau_{act}$  la constante de temps d'activité.

Cependant, cette méthode passe par l'acquisition, puis le filtrage des signaux EMG qui sont laborieux à acquérir, notamment dans le cas des muscles profonds. Une méthode innovante de type ‘boucle ouverte’ permet un déclenchement de la contraction musculaire suivant des critères dynamiques ou cinématiques. La contraction est alors asservie par une boucle ouverte et peut être paramétrée par des seuils physiologiques. La première implémentation de cette méthode a été réalisée par Cappon *et al.* (2007) avec l'intégration de 25 capteurs, contrôleurs proportionnels intégraux dérivés (PID) et effecteurs au niveau de chaque articulation des vertèbres permettant le maintien de la colonne et la compensation des perturbations enregistrées. Abbeele (2018) a étendu cette méthode en s'appuyant sur les valeurs de la littérature de seuils de chargements articulaires pour différents types de contraintes. Une fois l'équilibre mécanique rompu, le recrutement des muscles agonistes et antagonistes a lieu pour rétablir la stabilité de manière itérative grâce au contrôleur PID. Bien que ce contrôle par proprioception semble être la modélisation la plus proche du comportement naturel de réponse à un impact, il pourrait induire un biais méthodologique dès lors que l'objet de l'étude porte justement sur l'influence de l'activation musculaire sur les contraignes à la moelle.

### 1.2.2.2 Géométrie musculosquelettique

En fonction de l'usage qui est fait du modèle, plusieurs solutions sont envisageables pour la géométrie musculosquelettique et le choix des éléments employés. Cette section de la revue de littérature est donc dédiée à ces choix, et aux avantages et inconvénients qui en découlent.

Ces éléments de modélisation regroupent plusieurs types de géométrie 1D à savoir : les éléments «truss» (utilisés lorsque le composant est soumis à des efforts uniaxiaux de compression), les éléments «beam» (plus sophistiqués, ils permettent aussi de simuler la flexion et la torsion) ou encore les éléments «spring» (traduisant mathématiquement le comportement du ressort et souvent employés pour la simulation des contacts). Ils sont largement utilisés à tous les niveaux des modèles anatomiques notamment pour la modélisation des ligaments, des structures anisotropes (comme l'anneau fibreux) ou encore, dans notre cas, pour les muscles squelettiques.

En effet, les logiciels de modélisations par éléments finis intègrent pour la plupart des propriétés de Hill qu'il est possible d'associer à ces composants 1D. Le faible coût calculatoire de ces éléments linéaires en fait un choix pertinent pour la modélisation de la composante contractile des muscles dans tous les modèles existants. Cependant, étant donné leur conception, ils permettent uniquement de modéliser les lignes d'action musculaire et non pas de suivre les courbures propres aux rachis (lordose et cyphose) et induisent ainsi un biais de modélisation. Ces éléments, utilisés seuls, occultent les facteurs d'inerties, de torsions ou encore le comportement hétérogène des différentes zones musculaires.

Plusieurs modèles musculosquelettiques du rachis actuels intègrent une géométrie 3D de la musculature du cou (Abbeele, 2018 ; Barker et Cronin, 2021 ; Hedenstierna, 2008). Une implémentation de ces structures 3D est rendue possible grâce à l'imagerie médicale et notamment les CT-scan, participant de surcroît à la tendance actuelle qu'est la personnalisation des modèles par éléments finis dans le cadre d'une application de planification opératoire Abbeele, (2018) et Östh et al. (2017) ont choisi cette solution pour réaliser un MEF du rachis

féminin, étant donné que les différences anatomiques liées au genre ont été identifiées comme un facteur de risque lors des accidents de voitures. Il est de plus possible d'associer à ces structures les propriétés incompressibles, viscoélastiques et hyperélastiques qui les caractérisent (Hedenstierna et Halldin, 2008) décrites par des séries de Prony. La modélisation tridimensionnelle des muscles permet donc de pallier aux manques décrits précédemment et de préserver l'aspect contractile du muscle. Les éléments 1D de type Hill sont liés aux nœuds et agissent comme des actionneurs au sein des de la géométrie 3D.

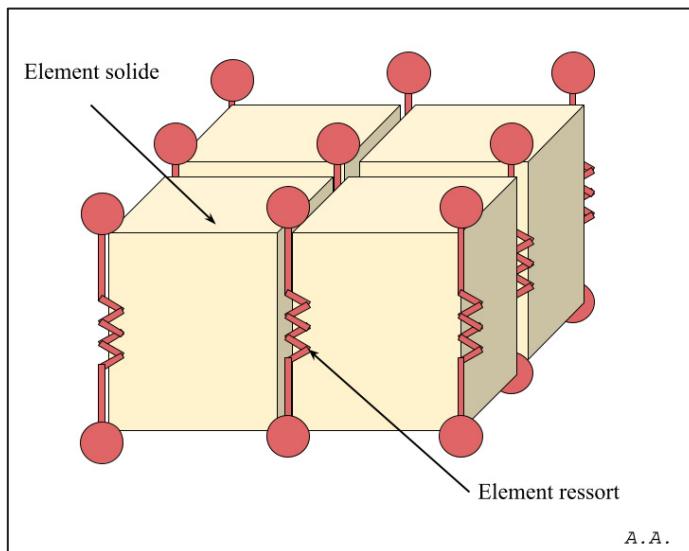


Figure 1.15 Schéma d'une modélisation hybride du muscle squelettique

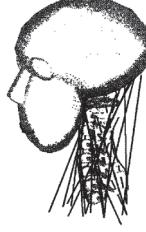
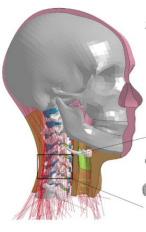
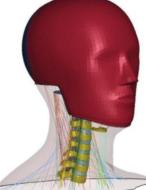
Tirée et adaptée de Hedenstierna & Halldin (2008)

Cependant, l'utilité d'une telle méthode interroge. Hedenstierna & Halldin, (2008) ont pu comparer sur un même modèle, l'effet d'une modélisation volumique des muscles et ont relevé une différence pour des impacts arrières. Le modèle 1D réagit de manière plus rigide aux chocs, mais demeure dans le corridor expérimental pour les valeurs d'accélération du crâne dans les différents plans anatomiques. À noter qu'aucun article n'évoque les différences en termes de temps de simulation sur leur modèle.

### 1.2.3 Revue des modèles musculosquelettiques du rachis existants

Le tableau Tableau 1.5 présente les principaux MEF tête-cou issus de la revue de littérature. Les détails des éléments constitutifs des modèles (type d'éléments, loi matériaux, stratégie d'activation) ainsi que les méthodes de validations ont été relevés afin de rendre compte de l'évolution des méthodes et des outils employés dans ce domaine.

Tableau 1.5 Revue des modèles par éléments finis du complexe tête-cou

Nom du modèle et auteurs	Dynamique d'activation	Éléments du modèle	Propriétés matériaux /types d'éléments	Méthodes de validation	Image du modèle
Jager (1996)	Dynamique d'activation décrite par les équations d'excitation neuronale et d'état d'activation. Signal d'entrée prédéfinie	Crâne (rigide), vertèbres C0-T1, IVD (linéaire viscoélastique), ligaments, <b>14 paires de muscles</b> .	- Muscles passifs et actifs : éléments beam modèle de Hill	Validation sur les rotations relatives des vertèbres C0-T1 et la cinématique du crâne pour des impacts frontaux.	
ViVa neck model Osth (2017)	Mesure des angles relatifs de la tête, du cou et de la colonne lombaire relativement à l'axe vertical. Implémentation d'un correcteur PID	Crâne, vertèbres C0-T1, IVD, ligaments, moelle épinière, facette cartilagineuse, chaire, peau, <b>25 paires de muscles</b> , trachée. Géométrie musculosquelettique féminine.	- Muscles <b>passifs et actifs</b> : éléments beam 1D, loi de Hill	Validation à l'échelle C0-T1 pour impact arrière sur sujets cadavériques féminin.	
D-Neck Nasim & Galvanetto (2023)	Prédéfinie par des <b>courbes usuelles d'activation et de désactivation</b> musculaire.	Crâne, vertèbres C0-T1, IVD, ligaments, moelle épinière, facette cartilagineuse, chaire, peau, <b>25 paires de muscles</b> .	- Muscles <b>passifs et actifs</b> : éléments beam 1D, loi de Hill	Validation du comportement par comparaison sur des valeurs d'accélérations de la tête sur volontaires (15-18g) Scores CORA : cinématique Impact frontal (muscles actifs) : <b>0.547</b> Impact frontal (muscles passifs) : <b>0.430</b>	

Nom du modèle et auteurs	Dynamique d'activation	Éléments du modèle	Propriétés matériaux /types d'éléments	Méthodes de validation	Image du modèle
<b>Modèle GHBMC M50</b> Barker & Cronin, (2021)	Boucle ouverte simple	Crâne, vertèbres C0-T1, IVD, ligaments, <b>25 paires de muscles</b> , chaire et peau.	- Muscles passifs : maillage <b>3D</b> loi d'Ogden <b>Hyperélastique</b> - Muscles actifs : éléments <b>beam 1D</b> , loi de Hill	Validations multi-niveaux : Sujets volontaires (3g - 13g) : accélération du crâne. Cadavériques : déformation des vertèbres C2-C7. Scores CORA : Chargement quasi-statique : <b>0.74-0.84</b> Chargement haute dynamique : <b>0.49-0.99</b>	
Van Den Abbeele, (2018) Laville (2011) Rousseau et al. (2009)	Modèle de proprioception basée sur seuils physiologiques / contraintes admissibles aux vertèbres. Asservissement en boucle ouverte	Génération par CT scan : crâne, vertèbres C0-T1, IVD, ligaments, <b>12 paires de muscles</b> .	- Muscles passifs : maillage <b>3D hexagonal</b> loi d'Ogden <b>Hyperélastique</b> - Muscles actifs : éléments <b>beam 1D</b> , loi de Hill	Validation sur rachis humain cadavérique (n=6) sur les moments relatifs des vertèbres pour différents impacts. Validation des ligaments par sectionnement itératif puis recalibration sur le modèle des courbes contraintes-déformations.	

Avec les avancées réalisées sur les performances computationnelles, les modèles tête-cou semblent tendre vers l'utilisation des contrôleurs de types « boucle ouverte » mis à disposition sur le logiciel LS-DYNA. Ce type de méthode d'activation a en effet l'avantage d'offrir une bonne flexibilité d'utilisation, dispensant l'utilisateur d'estimer des patrons d'activation. De plus, elle offre une biofidélité accrue sur le plan cinématique (Correia, McLachlin et Cronin, 2021 ; Putra *et al.*, 2021). On relève que la majorité des modèles incluent une modélisation hybride (Abbeele, 2018 ; Barker et Cronin, 2021 ; Östh, Brolin et Happee, 2012) de la musculature cervicale, qui permet une meilleure reproduction de la dynamique passive de type hyperélastique des tissus musculaires. Ce choix de modèle a cependant un coût computationnel important du fait de l'intégration d'éléments déformables 3D supplémentaires. Enfin, pour ce qui est de la méthode de validation, la campagne d'essais menée par le *Naval Biodynamics Laboratory* semble être la référence. En effet cette étude a été menée sur des sujets vivants (donc contractant les muscles), mais aussi dans un contexte de sollicitation proche de celui de la collision traumatique (accélération et décélération sur chariot arrières latéraux et frontaux jusqu'à 15G d'accélération).

## **1.3 Impacts de l'activation musculaire sur la cinématique du cou et les sollicitations des composants anatomiques environnants**

Cette partie de la revue de littérature vise à mettre en lumière l'impact qu'engendre la contraction musculaire à la fois sur les considérations cinématiques de la tête et du cou et sur les contraintes engendrées aux composants anatomiques environnants.

### **1.3.1 Effet des modèles musculaires sur la cinématique de la tête et du cou**

De nombreuses études ont permis de montrer un effet significatif de la contraction musculaire cervicale sur la cinématique du cou et de la tête lors d'impacts. Hedenstierna et al. (2008) ont mis en évidence que l'intégration de modèles musculaires de type « hybride » produit une réponse plus rigide au niveau du cou que celles produites par les modèles unidimensionnels et nécessite moins de force active pour être en accord avec les résultats expérimentaux. Une explication de cette surestimation de la rigidité réside dans l'intégration de propriétés mécaniques supplémentaires propres à cette méthode comme l'inertie des composants musculaire ou encore la raideur des éléments en compression.

L'influence de l'activation musculaire sur la cinématique de la tête est fortement dépendante des conditions de sollicitation comme la sévérité ou la direction de l'impact. Les travaux de Brolin et al. (2005), ont exploré ces concepts. En effet pour les impacts frontaux, une densité surfacique de force musculaire maximale de  $40 \text{ N/cm}^2$  était appropriée, tandis qu'une force de  $20 \text{ N/cm}^2$  était suffisante pour les impacts latéraux. Une adaptation directionnelle de la réponse musculaire constitue donc un paramètre important pour une modélisation biofidèle de la musculature. Li et al. (2021) ont par ailleurs confirmé que l'augmentation de la raideur et de la force de contraction des muscles cervicaux réduit de manière systématique l'angle de rotation de la tête et du cou et diminuait ainsi le risque de blessure prédit. Li et al. (2023) ont quant à eux identifier trois profils d'activation distincts lors de situations d'éjections d'urgence : l'activation inconsciente, la pré-activation et l'activation continue (activation constante maximale). La comparaison des ces différents patrons d'activation a révélé que l'activation

musculaire réduit les fluctuations angulaires intervertébrales à chaque niveau spinal, tandis que l'activation continue provoque une augmentation de 20% de l'angle de rotation par rapport à la pré-activation, accompagnée d'une augmentation de 35% de la charge sur le disque intervertébral.

### 1.3.2 Impact des approches de contrôle musculaire

D'une part, l'approche dite « boucle ouverte » décrite plus haut (p.27) est la méthode traditionnelle pour ce qui est de la consigne musculaire. Cette stratégie permet d'intégrer en entrée du modèle des profils d'activation musculaire préétablis basé sur des données électromyographiques (EMG). Gerringer, Somasundaram, & Pintar (2023) ont employé cette approche et en faisant varier le niveau d'activation des muscles extenseurs entre 20% et 100%. L'activation fournissant la meilleure correspondance avec les essais expérimentaux était une activation de 40%. Cette approche constitue un intérêt pour une première approche de modélisation musculaire du fait la simplicité d'implémentation dans les logiciels de MEF, mais possède certaines limites comme la nécessité d'une calibration spécifique pour chaque condition de chargement.

D'autre part, l'approche de contrôle en boucle fermée représente une avancée significative par rapport à la méthode conventionnelle de boucle ouverte. En effet, ces contrôleurs ajustent continuellement l'activation musculaire en fonction du comportement cinématique du modèle à chaque itération temporelle. Cette adaptation dynamique pour chaque condition de chargement permet une amélioration notable de la biodisponibilité des modèles numériques comme l'ont montré Correia et al. (2021). Leur contrôleur en boucle fermée basé sur les mécanismes physiologiques de réflexes connus a abouti à un score CORA (Correlation Analysis) de 0.699 avec les données expérimentales. Enfin, Putra et al. (2021) ont montré qu'un simple contrôleur proportionnel dérivé pouvait représenter efficacement le comportement du système réflexe des muscles cervicaux, avec des gains optimaux identifiables par une étude d'optimisation.

Correia et al. (2021) ont pu comparer ces deux approches et révéler des différences significatives en termes de performance et d'applicabilité. En effet, les contrôleurs en boucle fermée présentaient une différence moyenne inférieure à 9% comparativement aux stratégies d'activation en boucle ouverte préalablement optimisées, tout en offrant une performance robuste sur une gamme étendue de directions et de sévérités d'impact. Pour ce qui est du choix de l'architecture du contrôleur en boucle fermée, Putra & Thomson (2022) ont démontré que l'addition d'un contrôleur actif unique fournit la meilleure réponse pour la cinématique tête-cou. Cette amélioration des performances des modèles grâce à l'intégration des systèmes en boucle fermée s'explique par leur capacité intrinsèque à reproduire fidèlement les phénomènes physiologiques réflexes propres à la contraction musculaire. A contrario, les approches en boucle ouverte demeurent limitées par leur nature prédéfinie.

### **1.3.3 Influence de la contraction musculaire sur les éléments anatomiques environnants**

Bien que l'intégration de la musculature cervicale modifie significativement la cinématique de la tête et du cou, qu'en est-il de leur influence sur les structures anatomiques environnantes ? Brolin et al. (2005) ont pu établir que l'activation musculaire protège principalement les ligaments de la colonne cervicale supérieure dans le cas d'impacts frontaux. Pour ce qui est des impacts latéraux, la musculature protège tous les ligaments indépendamment du niveau spinal. Il existe une différence de prédiction des déformations tissulaires selon la nature de modèle musculaire. Hedenstierna, Halldin, & Brolin (2008) ont pu démontrer que le modèle hybride prédisait des déformations moins prononcées que celles obtenues grâce au modèle unidimensionnel. Ce phénomène était particulièrement notable dans les impacts arrière, où les différences entre modèles sont les plus importantes.

De plus, l'influence de l'activation musculaire sur les forces transmises aux disques intervertébraux est notable. Hadagali, Fischer, Callaghan, & Cronin, (2024) ont évalué deux méthodes de repositionnement de la tête : une méthode BC (Boundary Conditions) qui consistait à appliquer un moment de 2,6 N.m à la tête, et une méthode « musculature active » où le repositionnement était assuré par une cocontraction des muscles selon différents niveaux

d'activation physiologiques. Ils ont ainsi établi qu'un repositionnement basé sur une contraction des structures musculaires générerait des forces discales de 167 N en compression et 12 N en cisaillement ce qui était en concordance avec les données *in vitro* de la littérature. A contrario, les méthodes traditionnelles de repositionnement de la tête par conditions aux limites sous-estimaient largement ces forces. Pour ce qui est des déformations discales, elles augmentaient en moyenne de 60% à tous les niveaux lors de la contraction musculaire comparativement aux méthodes conventionnelles.

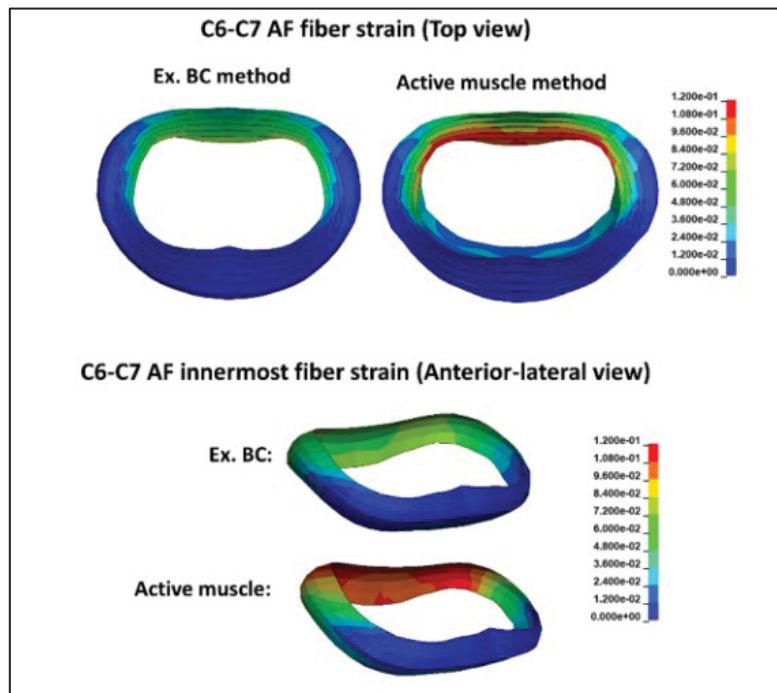


Figure 1.16 Comparaisons des contraintes subies dans le disque intervertébral pour une méthode de repositionnement par conditions aux limites (BC) et par contraction musculaire

Tirée de Hadagali et al. (2024)

Enfin, Nasim & Galvanetto (2023) ont établi que la contribution des muscles (passifs ou actifs) résultait en une augmentation des forces de compression et de cisaillement maximales de la zone inférieure des cervicales et une réduction des forces cervicales supérieure en moyenne.

L'intégration de la composante musculaire dans les MEF de la tête et du cou s'avère donc indispensable pour reproduire fidèlement la cinématique crano-cervicale ainsi que les sollicitations des composants anatomiques environnants. Toutefois l'influence de la contraction musculaire sur ces aspects est fortement dépendante des conditions d'impacts (direction, sévérité, etc.) ainsi que des hypothèses du modèle musculaire (géométrie musculosquelettique, modèle mécanique de contraction, etc.). Une tendance claire se dessine pour l'utilisation d'une musculature hybride, qui malgré un coût computationnel élevé, permet de prendre en compte des considérations biomécaniques importantes telles que l'interaction intermusculaires et la résistance en compression. De plus, l'intégration d'un contrôle en boucle fermé permet une amélioration de la performance des et une utilisation plus flexible des MEF.



## **CHAPITRE 2**

### **PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS**

#### **2.1 Problématique de recherche**

La revue de littérature réalisée lors du CHAPITRE 1 a permis de mettre en lumière les enjeux biomécaniques liés à l'implémentation des structures ligamentaires et musculaires du cou dans les modèles par éléments finis tête-cou. Le phénomène de contraction musculaire joue un rôle déterminant dans la biomécanique globale du complexe tête-cou. Comprendre les mécanismes de rigidification des structures biomécaniques induites par l'action musculaire lors d'impacts à haute dynamique constitue un élément essentiel pour la cohérence des modèles de prédition des blessures. Cependant, l'impact des paramètres constitutifs de ces modèles (lignes d'actions, patron d'activation ...) est encore mal compris et largement débattu dans la littérature. De plus, le modèle mécanique de Hill, largement utilisé pour mimer le phénomène de contraction, montre certaines limitations concernant la simulation d'impacts à haute vitesse. En effet la composante d'amortissement de ces modèles ne permet pas une réponse cohérente des structures musculaires lors de sollicitations à hautes fréquences. L'utilisation croissante des modèles par éléments finis de la tête et du cou, notamment dans le cadre de conception de dispositifs de protection, nécessite la prise en compte de l'ensemble des facteurs biomécaniques impliqués dans la cinématique des structures. Occulter le facteur de contraction musculaire pourrait donc fausser la réponse dynamique de ces modèles lors de simulation des impacts. Enfin, étant donné que le scénario le plus à même de causer des blessures graves lors d'un accident de voiture est le choc frontal (Chen, Kim et Wood, 2022) c'est donc la configuration d'impact qui sera privilégiée dans cette étude.

La question de recherche qui en découle est donc : **Dans quelle mesure, l'intégration des muscles cervicaux à l'aide d'un modèle de Hill optimisé, améliore-t-il la prédition de la cinématique du cou et de la tête lors d'un impact frontal ?**

## 2.2 Hypothèse et objectifs

L'ensemble des objectifs formulés par la suite vise à affirmer ou infirmer les hypothèses suivantes :

- (H1) : Le modèle de Hill amélioré permet une modélisation biofidèle de la contraction musculaire.
- (H2) : La contraction musculaire a un impact significatif sur la cinématique du complexe tête cou.

Ce travail de mémoire a donc pour objectif principal d'analyser l'impact de l'activation musculaire sur la cinématique du cou et de la tête dans le cas d'un impact frontal. D'un point de vue méthodologique, il est nécessaire de valider le comportement dynamique du modèle segment par segment pour s'assurer de la validité des modifications apportées. Plusieurs études se sont intéressées au comportement des disques et des ligaments au niveau spinal T1-C2 (Bailly *et al.*, 2020a) ou encore à la validation des composants propres au crâne (Tuchtan *et al.*, 2020) mais aucune validation du modèle SM2S n'a été conduite au niveau de la jonction atlanto-occipital. Le premier objectif est donc d'intégrer et de valider le comportement de cette région anatomique lors du mouvement de flexion extension quasi statistique (O1). Le second objectif est d'implémenter un modèle de Hill amélioré dans le logiciel de modélisation par éléments finis et d'évaluer son comportement à l'échelle d'un muscle isolé (O2). Enfin, le dernier objectif est de quantifier l'impact engendré par l'intégration du modèle musculaire sur la cinématique de la tête et du cou lors d'une décélération (O3).

## 2.3 Organisation du mémoire

L'articulation de ce travail de recherche suit la résolution successive des sous-objectifs. Ainsi le CHAPITRE III (p. 43) est dédié à l'objectif 1 (O1) et fait ainsi le détail de l'intégration de la jonction atlanto-occipitale au modèle SM2S. Le CHAPITRE IV (p. 51) présente quant à lui la validation du modèle de Hill amélioré à l'échelle de la fibre musculaire (O2) en présentant les résultats comparatifs expérimental-simulé de vitesse de contraction uniaxiale lors de

plusieurs chargements. Enfin le CHAPITRE V (p. 63) expose l'influence des paramètres d'activation musculaire sur la cinématique de la tête et du cou lors d'une décélération de 2G en utilisant la propriété EHTM et répond ainsi au sous-objectif O3.



## CHAPITRE 3

### IMPLÉMENTATION ET VALIDATION D'UN MODÈLE PAR ÉLÉMENTS FINIS DE LA JONCTION ATLANTO-OCCIPITALE

Ce chapitre permet d'accomplir le sous-objectif 1 (O1), qui vise à intégrer et valider le comportement de la JAO lors d'une sollicitation de flexion-extension en mode quasi-statistique, ce qui constitue une étape préliminaire à l'implémentation musculaire réalisée par la suite. Il présente la démarche d'intégration et de validation par les études expérimentales des éléments ligamentaires constitutifs de la JAO au sein du modèle SM2S. Les données paramétriques de force-déplacement en traction des composants ligamentaires sont issues d'expérimentations de caractérisation du comportement hyperélastique menées sur des spécimens cadavériques. Les données de validation de la cinématique du rachis sont quant à elles issues de tests en flexion-extension quasi-statiques des spécimens cervicaux au niveau spinal C0-C3.

D'un point de vue méthodologique, la construction d'un MEF composé d'un ensemble de structures physiologiques se doit d'être réalisée par la validation successive du comportement mécanique de ses segments anatomiques. En effet, cette évaluation itérative permet de garantir une biofidélité continue et la conception des modèles se doit donc de respecter un « ordre », en partant des éléments anatomiques primaires, régissant la cinématique globale de la colonne (os, disques, ligaments) vers des considérations plus détaillées selon les applications (moelle épinière, muscles, chair, peau ...).

La description de la portion C0-T1 du modèle SM2S (présentée à la section 1.2.1) ne fait pas mention de validation des composants de jonction entre l'os occipital (C0) et la vertèbre C1. Ainsi, avant de considérer l'implémentation de la musculature du cou, la première étape de ce projet a consisté à raffiner et valider la composante ligamentaire de la JAO au sein de la portion cervicale du MEF SM2S.

### 3.1 Méthodes

Au vu de la littérature, le choix d'éléments de modélisation pour les ligaments de la JAO s'est porté vers des ressorts uniaxiaux dont la relation force-déplacement était tabulée. Les ligaments modélisés lors de cette étude étaient : le ligament alaire (AL), le ligament apical (AP), la ligament capsulaire C0-C1 (LC01), la membrane atlanto-occipitale antérieure (MAOA) et la membrane atlanto-occipitale postérieure (MAOP). Le logiciel Anatomy.tv<sup>©</sup> (Pharma Intelligence UK Limited) a été utilisé pour déterminer visuellement les points d'insertion de ces ligaments (Figure 3.1).

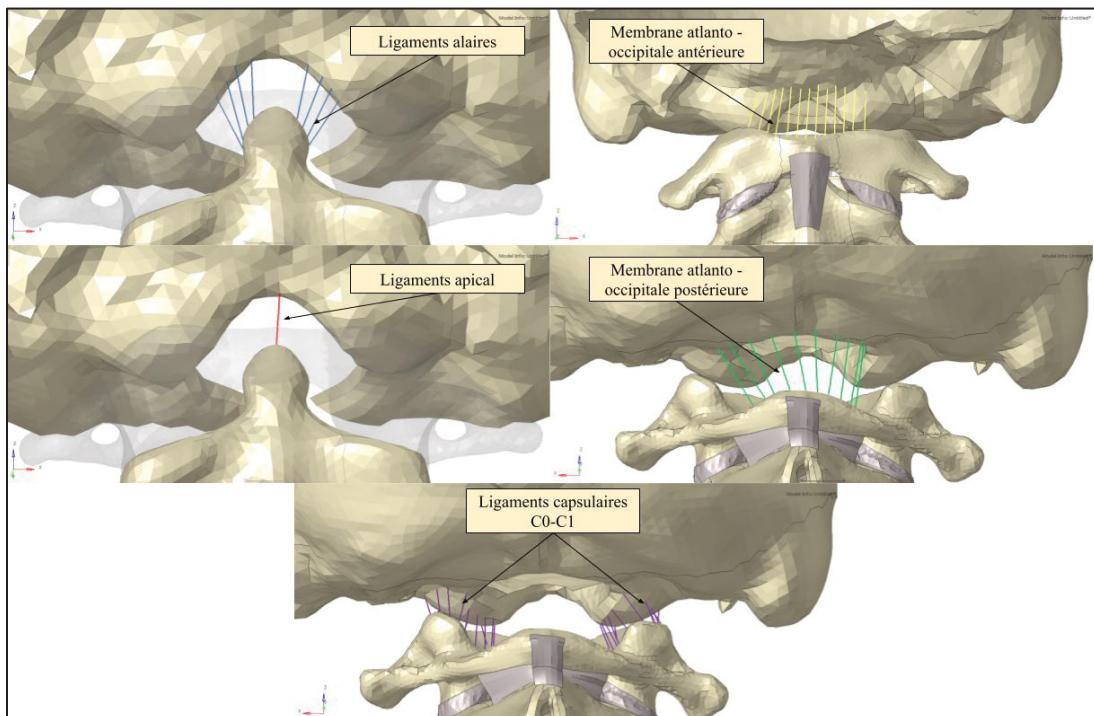


Figure 3.1 Insertion des ligaments constitutifs de l'articulation atlanto-occipitale du modèle SM2S

Pour ce qui est des propriétés mécaniques, les données de force-déformation expérimentales (Figure 3.2) obtenues par Mattucci, Moulton, Chandrashekhar, & Cronin (2012) ont été adaptées au nombre de ressorts utilisés pour modéliser les ligaments. Étant donné que les ligaments sont

modélisés par plusieurs éléments ressorts (à l'exception du ligament apical), les valeurs de force ont été divisées par le nombre N de ressorts employés. Ces courbes définies ont été obtenues par une méthode d'interpolation par morceaux sur un grand nombre d'essais de traction quasi-statiques menés sur des ligaments humains. Les données concernant le ligament apical (Figure 3.2) ont quant à elles été extraites de l'étude conduite par Yoganandan, Kumaresan, & Pintar, (2001). Les données fournies présentaient bien les trois phases caractéristiques du comportement de ces structures à savoir : la ‘toe region’, la ‘zone linéaire’ et enfin la ‘zone traumatique’.

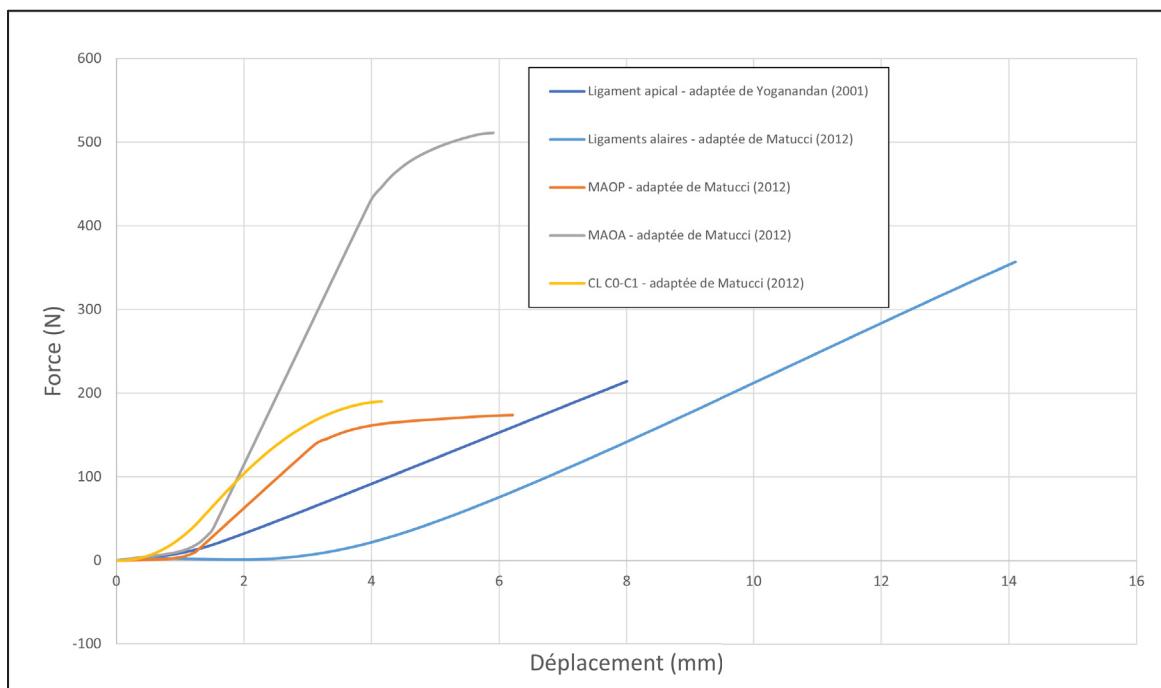


Figure 3.2 Courbes force-déplacement des ligaments de la JAO

La pertinence du modèle ligamentaire développé a été évaluée par comparaison avec les résultats expérimentaux en flexion-extension quasi-statique obtenus sur des spécimens cadavériques humains au niveau spinal C0-C3, tels que rapportés par Panjabi et al. (1991) et Oda et al. (1992). Pour ces essais, C3 était fixé et un moment pur de -1500 N.mm et +1500 N.mm a été appliqué au niveau de l'os occipital. Dix spécimens cadavériques ont été utilisés

pour l'étude de Panjabi et cinq pour celle d'Oda, tous comprenant les tissus ligamentaires de C0 à C3.

Les conditions de chargement de cette expérimentation ont été reproduites (Figure 3.3) dans le logiciel HyperMesh 2022 (Altair Engineering, Troy MI, USA). Tous les degrés de liberté de C3 ont été bloqués et les vertèbres ont été considérées comme rigides. Le nœud maître du composant de l'os occipital a été restreint à une seule rotation dans le plan sagittal. Ce même nœud était soumis à un moment pur selon x, allant de -1500 N.mm (extension) à + 1500 N.mm (flexion) de manière quasi-statique. Les courbes de moments-rotations de C0, C1 et C2 issus de la simulation ont été extraits et les écarts relatifs des points d'intérêt ont été comparées aux données expérimentales.

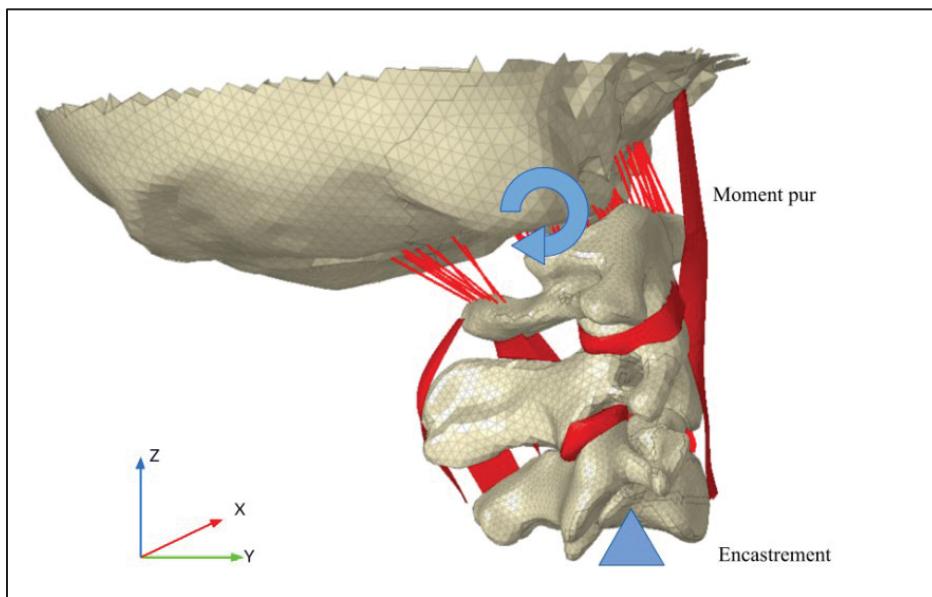


Figure 3.3 Reproduction de la configuration expérimentale de chargement dans le logiciel de MEF HyperMesh 2022 (Altair Engineering, Troy MI, USA)

### 3.2 Résultats

Les résultats de rotation relative au niveau C0-C1 et C1-C2 en fonction du moment appliqué à C0 sont présentés à la Figure 3.4. Les valeurs issues de la simulation du segment C0-C1

reproduisent correctement la non-linéarité générale du comportement ainsi que l'antisymétrie relative entre les phases de flexion et d'extension. De plus, les valeurs finales de rotation relative se trouvent bien dans la plage d'un écart type des données expérimentales avec un écart relatif de 23% à la valeur finale de flexion et de 39% en extension. Cependant une sous-estimation générale de la mobilité est observée en flexion et en extension. Cet écart est d'autant plus marqué dans la zone neutre (zone spécifique de la courbe moment/rotation lors de laquelle le rachis cervical se meut sans produire aucun moment de réaction). Pour ce qui est du segment C1-C2, malgré une allure générale correctement respectée, les valeurs de rotation relative sont aussi inférieures à celles obtenues par l'expérimentation. La réponse du modèle au niveau C1-C2 semble meilleure en extension qu'en flexion avec des écarts relatifs aux valeurs extrémiales de 18% en extension contre 65% en flexion.

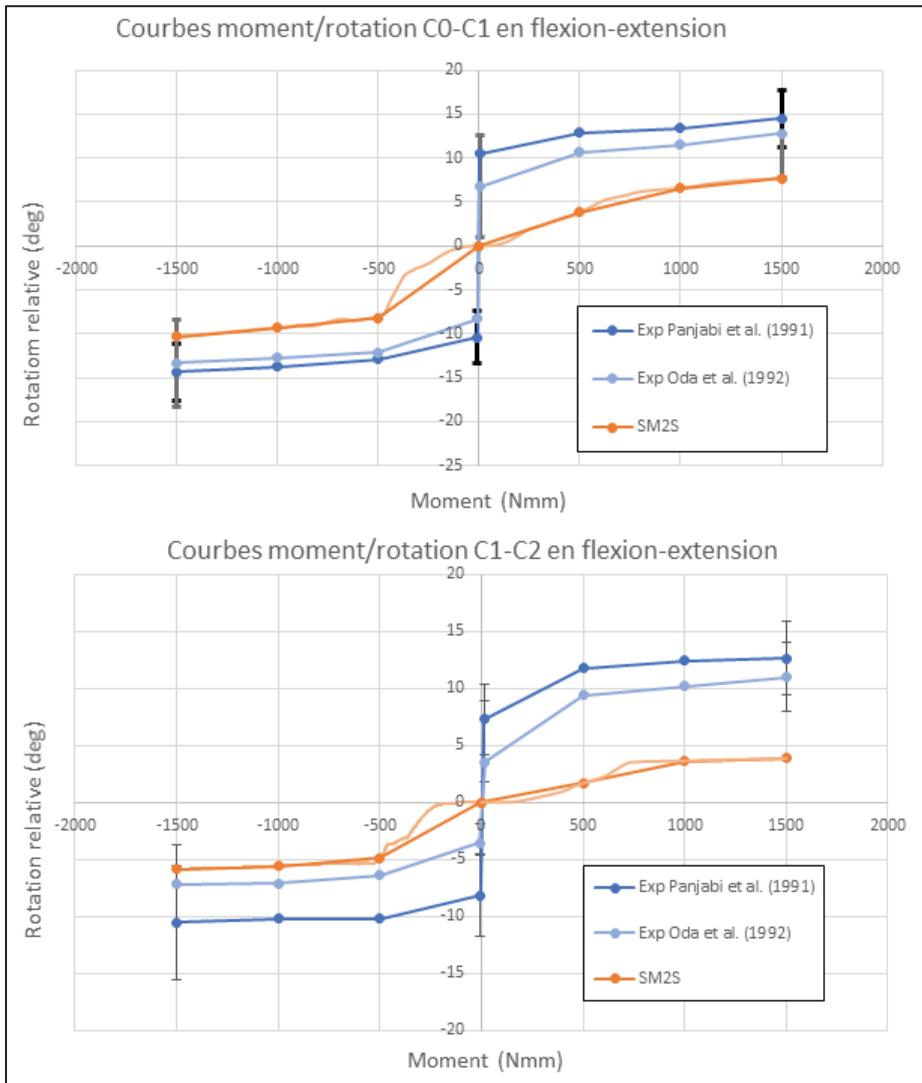


Figure 3.4 Résultats de simulation pour les rotations relatives C0-C1 (en haut) et C1-C2 (en bas) en flexion-extension

### 3.3 Discussion

Lors de cette étude, un état de l'art sur les propriétés mécaniques et les insertions ligamentaires de la JAO a permis la mise en place d'un modèle numérique. Une validation *in silico* par confrontation aux données expérimentales a permis la validation préliminaire du comportement de l'articulation C0-C1 et C1-C2 en flexion-extension quasi-statique. Étant

donné un manque de données expérimentales concernant les essais dans des conditions dynamiques, l'étude a été restreinte à une validation purement quasi-statique. Les écarts les plus importants ont été relevés au niveau de C1-C2, avec un modèle qui surestimait la rigidité à ce niveau spinal. Une explication possible serait les lignes d'action des ressorts employés pour modéliser les ligaments. En effet, les insertions ligamentaires bien que jugées adéquates visuellement étaient intégralement dépendante du maillage des composants osseux. De plus, un écart subsiste au niveau de la zone neutre, largement sous-estimé dans le modèle ce qui pourrait être dû à l'absence de zone de laxité dans les propriétés mécaniques des ligaments.

Malgré un complexe ligamentaire trop rigide, les résultats ont été jugé satisfaisants pour poursuivre le travail de modélisation sur la musculature du cou présenté au CHAPITRE IV. Cependant, plusieurs pistes d'améliorations sont à explorer. Une étude d'optimisation sur les paramètres de laxité et de rigidité des ressorts pourrait permettre d'optimiser encore la réponse du MEF (Hadagali et Cronin, 2022). De plus, les autres ligaments du modèle bénéficient d'une caractérisation mécanique viscoélastique grâce à une loi matériau multi-courbes selon les vitesses de sollicitation (Bailly *et al.*, 2020a). Il serait donc intéressant d'intégrer aussi cette caractéristique au niveau spinal C0-C1. Enfin, le modèle a été validé en flexion-extension, mais pas dans un contexte d'inflexion latérale ou de rotation axiale. Or les essais expérimentaux présentés par Oda *et al.*, (1992) et Panjabi *et al.* (1991) constituent aussi des données de validation pour ce type de sollicitation.



## CHAPITRE 4

### INTÉGRATION ET VALIDATION D'UN MODÈLE DE HILL AMELIORÉ

Ce chapitre fait le détail de la résolution de l'objectif 2 (O2) qui vise à implémenter un modèle de Hill amélioré dans le logiciel de MEF et évaluer son comportement à l'échelle d'un muscle isolé. Pour ce faire, le code d'un modèle de Hill amélioré a été intégré dans le solveur open-source OpenRadioss ® (Altair Engineering ®, Troy MI, USA). Une expérimentation sur un muscle isolé de spécimen porcin a été reproduite et simulée afin de comparer la réponse cinématique du muscle lors d'une contraction concentrique pour différents chargements uniaxiaux.

Dans le cadre de ce travail de mémoire, un premier essai de validation avec le modèle de Hill « classique » sur le solveur Radioss a abouti à un échec. En effet, au-delà de 400g le chargement entraînait des oscillations trop importantes du muscle faisant arrêter la simulation. C'est pourquoi les codes du modèle EHTM ont été adapté du travail de Kleinbach *et al.* (2017) et comparées aux données expérimentales de Günther *et al.* (2007).

L'objectif de cette partie du mémoire est donc d'intégrer ce modèle musculaire au logiciel et de reproduire les essais expérimentaux comparatifs conduits par Günther *et al.* (2007) afin de valider l'implémentation de la propriété EHTM dans le solveur OpenRadioss ®.

#### 4.1 Méthodes

##### 4.1.1 Reproduction de la configuration expérimentale

Le muscle a été modélisé par un élément ressort unique dont la longueur était calibrée en adéquation avec les mesures réalisées sur le mollet porcin ( $L = 60$  mm). La propriété de contraction EHTM (présentée en détail à la section 4.1.2), renseignée avec les paramètres physiologiques de contraction (Tableau 4.1) a été assigné à l'élément ressort. Son extrémité

supérieure était encastrée et des masses successives de 100g, 400g 800g et 1800g étaient assignées au nœud de l'extrémité inférieure soumis à l'effet d'un champ constant de gravité, soit  $g=9.81\text{m/s}^2$ .

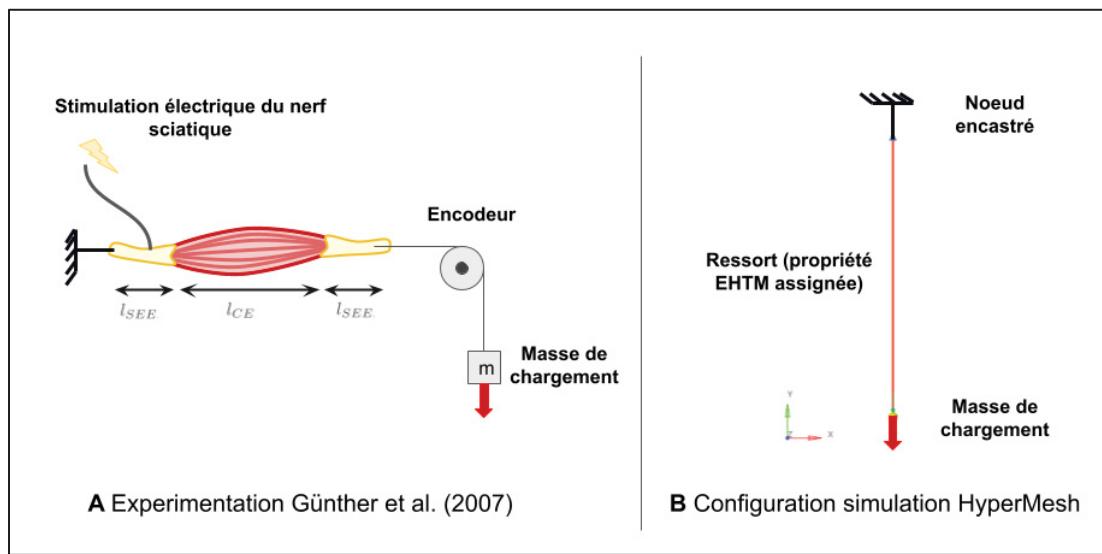


Figure 4.1 Reproduction de la configuration expérimentale (A) de validation du modèle musculaire dans le logiciel HyperMesh (B)

#### 4.1.2 Modèle physiologique d'activation musculaire

Afin de reproduire fidèlement le déclenchement musculaire provoqué lors de l'expérmentation, une consigne de stimulation (*STIM*) de type échelon a été imposé comme entrée dans le modèle (Figure 4.2). Cette commande neuronale est ensuite transformée en commande d'activation musculaire par un modèle chimio-physiologique. Deux modèles de diffusion des ions  $\text{Ca}^{2+}$  sont intégrés au code EHTM : le modèle de Zajac (Zajac, 1989) et le modèle de Hatze (Hatze, 1978) dont les deux réponses sont comparées à la Figure 4.2. Comme présenté par Kleinbach et al. (2017), le choix du modèle de diffusion des ions  $\text{Ca}^{2+}$  s'est porté sur la méthode « Hatze » (Hatze, 1978) intégrée au modèle EHTM. Cette méthode inclut une activation musculaire  $q$  à la fois dépendante de la longueur de l'élément contractile ( $l_{CE}$ ) du muscle et de la concentration libre d'ions  $\text{Ca}^{2+}$  ( $\gamma_{\text{rel}}$ ) et du coefficient de pondération  $\rho$

$$q = \frac{q_0 + (\rho \gamma_{rel})^3}{1 + (\rho \gamma_{rel})^3} \quad (4.1)$$

La concentration d'ions Ca<sup>2+</sup> est alors régie par l'équation différentielle :

$$\dot{\gamma}_{rel} = m(STIM - \gamma_{rel}) \quad (4.2)$$

Le coefficient de pondération  $\rho$  est une fonction de  $l_{CE}$  de la forme :

$$\rho = c\eta \frac{(k-1)}{(k-l_{CE,rel})} l_{ce,rel} \quad (4.3)$$

Avec  $c$ ,  $m$ ,  $k$ ,  $\eta$  les constantes de Hatze. L'ensemble des paramètres physiologiques de contraction employés par Kleinbach et al. (2017) sont détaillés au Tableau 4.1 dans le système d'unités du modèle SM2S (mm, ms, g).

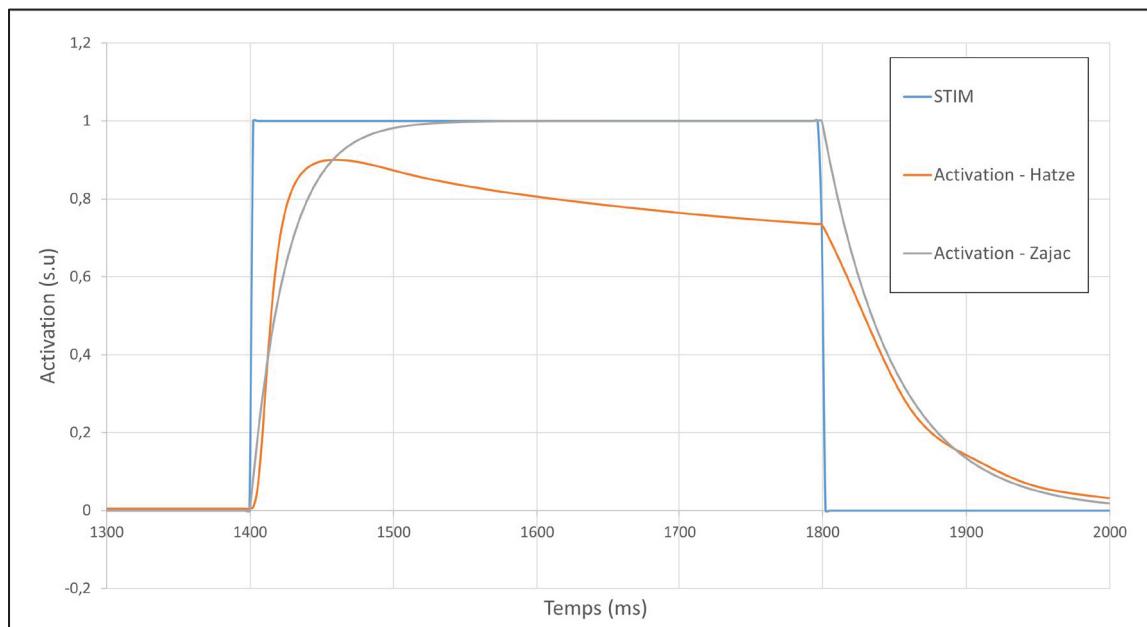


Figure 4.2 Stimulation d'entrée et activations musculaires pour les deux modèles principaux d'activation

#### 4.1.3 Modèle mécanique de contraction

L'EHTM tel que décrit par Kleinbach et al. (2017), est constitué de deux parties mécaniques distinctes : la première partie est dédiée au comportement des fibres musculaires. Elle se compose d'un élément contractile (CE) ainsi que d'un élément élastique non linéaire (PEE) représentant la composante passive de la fibre du muscle.

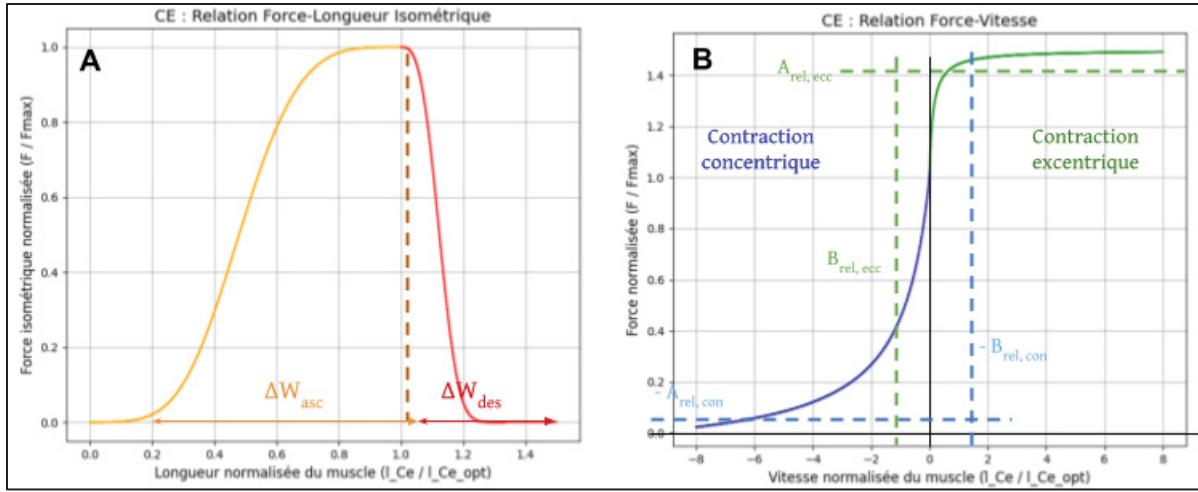


Figure 4.3 Courbes force-longueur normalisées (A) force-vitesse normalisées (B) de l'élément contractile

La force active développée par l'unité contractile CE est une fonction de la consigne d'activation  $q$  ainsi que de la longueur  $l_{CE}$  et de la vitesse de contraction  $\dot{l}_{CE}$  de cette unité. Parmi les constantes qui régissent cette grandeur on trouve : la force maximale développable par le muscle  $F_{max}$  ainsi que les constantes de Hill  $A_{rel}$  et  $B_{rel}$  qui dimensionnent les allures des courbes physiologiques des relations force-vitesse, élongation-présentées à la Figure 4.3

$$F_{CE}(l_{CE}, \dot{l}_{CE}, q) = F_{max} \left( \frac{\frac{qF_{isom} + A_{rel}}{l_{CE}} - A_{rel}}{1 - \frac{B_{rel}l_{CE,opt}}{l_{CE}}} \right) \quad (4.4)$$

La force isométrique n'est par définition dépendante que d'une seule variable :  $l_{CE}$ . Cette relation en forme de cloche est dimensionnée par les paramètres constants  $\Delta W_{limb}$  et  $\nu_{CE,limb}$  permettant respectivement de moduler la largeur de la pente (ascendante et descendante) ainsi que l'allure générale de la courbe :

$$F_{isom}(l_{CE}) = \exp \left( - \left| \frac{l_{CE}}{l_{CE,opt}} - 1 \right|^{\nu_{CE,limb}} \right) \quad (4.5)$$

La propriété mécanique passive des fibres musculaires, liées notamment aux tissus conjonctifs, s'exprime par la relation :

$$F_{PEE} = 0 \text{ pour } l_{CE} < l_{PEE,0} \quad (4.6)$$

$$F_{PEE} = K_{PEE}(l_{CE,opt} - l_{PEE,0})^{\nu_{PEE}} \text{ pour } l_{CE} \geq l_{PEE,0}$$

Où  $l_{PEE,0}$  est la longueur à vide de l'élément élastique parallèle,  $K_{PEE}$  est la raideur et  $\nu_{PEE}$  l'exposant de raideur. La seconde partie de l'EHTM, modélise quant à elle les structures tendineuses ainsi que l'aponévrose. Elle comprend un élément élastique non linéaire (SEE) et une composante d'amortissement adaptatif (SDE). Étant donné la nature fibreuse des tendons, leur comportement mécanique se rapproche de celui des ligaments avec une zone non linéaire (caractéristique de la réorganisation structurelle à l'échelle des fibres de collagène) suivie d'une zone linéaire. La force de rappel développée par l'élément SEE s'écrit alors :

$$F_{SEE}(l_{SEE}) = 0 \text{ pour } l_{SEE} < l_{SEE,0} \quad (4.7)$$

$$F_{SEE}(l_{SEE}) = K_{SEE,nl}(l_{SEE} - l_{SEE,0})^{\nu_{SEE}} \text{ pour } l_{SEE} \geq l_{SEE,0} \text{ et } l_{SEE} < l_{SEE,nll}$$

$$F_{SEE}(l_{SEE}) = \Delta F_{SEE,0} + K_{SEE,l}(l_{SEE} - l_{SEE,nll}) \text{ pour } l_{SEE} \geq l_{SEE,nll}$$

Avec  $l_{SEE,0}$  la longueur à vide de l'élément SE,  $l_{SEE,nll}$  la longueur caractéristique de transition du comportement linéaire à non-linéaire (Figure 4.4).  $K_{SEE,l}$  représente la raideur de l'élément élastique en série dans sa zone du comportement linéaire et  $K_{SEE,nl}$  la raideur dans la zone non linéaire. Enfin  $\nu_{SEE}$  est l'exposant de raideur pour l'unité SEE.

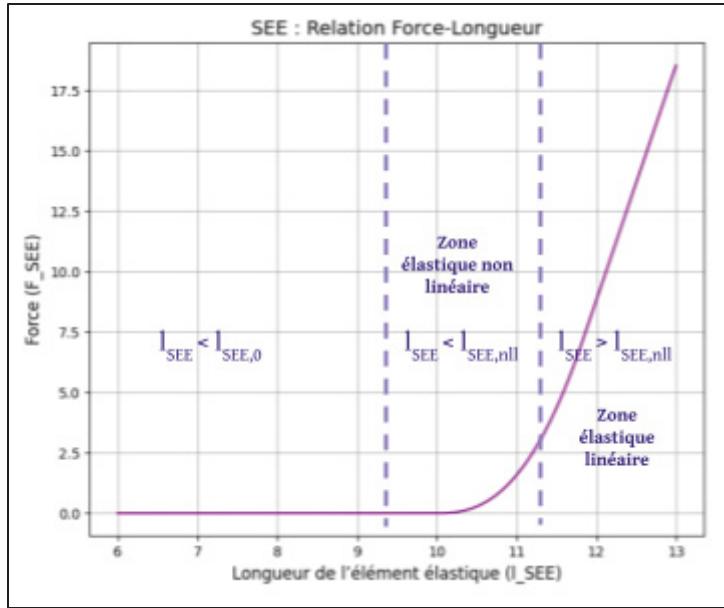


Figure 4.4 Relation force-longueur pour l'élément SE

L'un des aspects innovants introduit dans le modèle EHTM réside dans l'aspect adaptatif de l'élément d'amortissement SDE, permettant la réduction des instabilités à hautes fréquences. Sa définition mathématique inclue la valeur minimale d'amortissement  $R_{SDE}$  et le facteur d'échelles sans dimension  $D_{SDE}$ , :

$$F_{SDE}(l_{CE}, l_{SDE}, q) = d_{SDE,max} \left( (1 - R_{SDE}) \frac{F_{CE} + F_{PEE}}{F_{max}} + R_{SDE} \right) l_{SDE} \quad (4.8)$$

$$\text{Avec : } d_{SDE,max} = D_{SDE} \frac{F_{max} A_{rel,0}}{l_{CE,opt} B_{rel,0}}$$

Le code Fortran open source de l'EHTM développé par Kleinbach et al. (2017) pour le logiciel LS-DYNA a été adapté au solver OpenRadioss dans le cadre de ce mémoire et un guide d'utilisation est présenté à l'ANNEXE II. Les résultats de vitesse de contraction uni axiale ont été relevés pour tous les chargements et comparés avec les données expérimentales de Günther et al. (2007) à l'aide d'un score CORA sans corridor étant donné que l'essai ne comportait qu'un seul spécimen.

Tableau 4.1 Paramètres physiologiques du modèle de Hill amélioré pour un muscle porcin  
Adapté de Günther et al. (2007)

Activation (Type Hatze)	$q_0$ [ ]	c [mol/l]	$\eta$ [l/mol]	k [ ]	m [1/ms]	
	5.0E.3	1.373E-4	5.27E+4	2.9	11.3E-3	
<b>Force isométrique</b>	<b><math>F_{max}</math> [N]</b>	<b><math>l_{CE, Opt}</math> [mm]</b>	<b><math>\Delta W_{des}</math> [ ]</b>	<b><math>v_{CE, des}</math> [ ]</b>	<b><math>\Delta W_{asc}</math> [ ]</b>	<b><math>v_{CE, asc}</math> [ ]</b>
	30	15	0.14	3.0	0.57	4.0
<b>Hyperbole force-vitesse</b>	<b><math>A_{rel,0}</math> [ ]</b>	<b><math>B_{rel,0}</math> [1/ms]</b>	<b><math>S_e</math> [ ]</b>	<b><math>F_e</math> [ ]</b>		
	0.1	1.0E-3	2.0	1.8		
<b>Elément PEE</b>	<b><math>L_{PEE,0}</math> [ ]</b>	<b><math>v_{PEE}</math> [ ]</b>	<b><math>F_{PEE}</math> [ ]</b>			
	0.9	2.5	1.0			
<b>Elément SEE</b>	<b><math>l_{SEE,0}</math> [mm]</b>	<b><math>\Delta U_{SEE,nll}</math> [ ]</b>	<b><math>\Delta U_{SEE,l}</math> [ ]</b>	<b><math>F_{SEE,0}</math> [N]</b>		
	45	0.1825	0.073	60.0		
<b>Elément SDE</b>	<b><math>D_{SDE}</math> [ ]</b>	<b><math>R_{SDE}</math> [ ]</b>	<b>Amortissement</b>			
	0.3	0.01	Adaptatif			

#### 4.1.4 Utilisation de la méthode CORA pour l'évaluation des résultats de simulation

La méthode CORA (Partnership for Dummy Technology and Biomechanics, R. 3.6.1, Germany) permet de quantifier la validité des résultats de simulation par rapport à des essais expérimentaux selon quatre critères :

- La corrélation en forme ('Shape')
- La corrélation en taille ('Size')
- La corrélation en phase ('Phase Shift')
- La corrélation avec les corridors expérimentaux intérieur et extérieur ('Corridor')

Étant donné que les données expérimentales ne comportaient qu'un seul spécimen, la composante 'Corridor' ne sera pas prise en compte ici. Pour ce qui est de l'interprétation, le Tableau 4.3 présente les différentes catégories du score CORA permettant de qualifier la qualité du modèle.

Tableau 4.2 Interprétation de la qualité des modèles en fonction du score

CORA > 0.94	Excellent
$0.80 < \text{CORA} \leq 0.94$	Bon
$0.58 < \text{CORA} \leq 0.80$	Passable
$\text{CORA} \leq 0.58$	Médiocre

## 4.2 Résultats

### 4.2.1 Validation du modèle de contraction

Les résultats de vitesses de contraction simulées et expérimentales pour les quatre cas de chargement sont présentés à la Figure 4.5, les scores CORA correspondants sont présentés au Tableau 4.3. L'allure globale de la réponse à la sollicitation est en très bonne corrélation pour le chargement faible(100g) et intermédiaires (400g et 800g) une légère diminution est observée au niveau du premier et du second pic d'amplitude, mais la réponse demeure largement satisfaisante (scores CORA respectifs de 0.89, 0.84 et 0.83) avec des scores CORA qualifiables de bons.

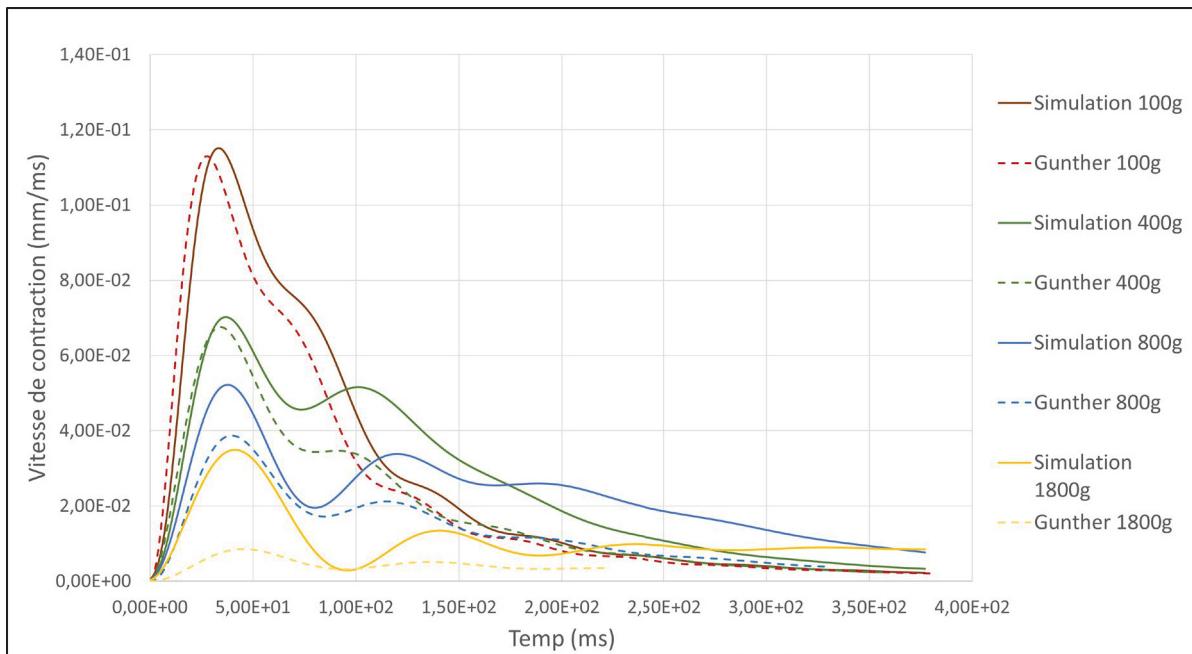


Figure 4.5 Comparaison expérimentales/simulation de la cinématique de contraction du muscle pour différents chargements

Enfin, pour le chargement élevé (1800g), bien que la tendance globale soit toujours bien respectée, le modèle surestime significativement la vitesse de contraction. L'amortissement adaptatif ne semble pas pouvoir absorber correctement le chargement comme l'indique les écarts au niveau des deux pics de vitesse observés ce qui se traduit par une chute du score CORA à 0.65 pour ce type de chargement.

Tableau 4.3 Scores CORA du modèle EHTM pour les différents chargements

Chargement	100g	400g	800g	1800g
Score CORA du modèle	0.89	0.84	0.83	0.65

### 4.3 Discussion

En résumé, un modèle de contraction musculaire raffiné a été implémenté au solver OpenRadioss et une étude expérimentale sur modèle porcin a été reproduite au sein du logiciel

de modélisation par éléments finis pour plusieurs cas de chargement. Les valeurs de vitesse de contraction uniaxiale ont été relevées et les scores CORA associés ont été calculés pour les différents chargements.

Compte tenu des scores CORA obtenus, la réponse du modèle a été jugée en très bonne corrélation avec la réponse musculaire expérimentale pour les cas de chargement faible et intermédiaire mais une dégradation de la prédition de la dynamique du muscle est observée lorsque la sollicitation augmente avec une diminution de 37% du score CORA pour un chargement de 1800g comparé à un chargement de 100g. L'étude expérimentale de (Günther, Schmitt et Wank, 2007) ne comportant qu'un seul spécimen ces résultats ne sont pas nécessairement représentatifs d'une population plus large. Les résultats sont en tout point similaires à ceux obtenus par Kleinbach *et al.* (2017) ce qui indique une bonne intégration de l'EHTM au solver OpenRadioss.

Les écarts observés pourraient être expliqués par un modèle encore lacunaire sur le comportement de certaines structures physiologiques. Malgré les améliorations notables de l'EHTM par rapport au modèle de Hill classique (Kleinbach *et al.*, 2017), une étude comparative de type « benchmark » (Millard *et al.*, 2024) a pu démontrer l'efficacité sur le plan dynamique de leur modèle de contraction plus complet. En effet, ce modèle intègre le comportement des filaments de titine permettant une meilleure réponse dans les phases de contraction.

Plusieurs pistes d'améliorations sont à envisager pour ce modèle. L'ensemble des options d'activation qu'offre le modèle EHTM n'a pas encore été mis à jour dans le code employé ici. En effet, un contrôle en continu de la commande de contraction pourrait être rendu possible grâce à un contrôleur de type boucle ouverte permettant d'asservir la commande neuronale en fonction des elongations subies par le muscle. Étant donné les avancées réalisées dans le domaine de la modélisation musculaire, il serait pertinent de continuer ce développement et permettre ainsi l'automatisation de la contraction musculaire. Cette avancée permettrait

l'économie précieuse d'une optimisation des commandes d'activation musculaire tabulées pour chaque scénario d'impact simulé.



## CHAPITRE 5

### ÉTUDE DE L'INFLUENCE DE L'ACTIVATION MUSCULAIRE SUR LA CINÉMATIQUE DU COU ET DE LA TÊTE À L'AIDE D'UN MODÈLE DE HILL AMÉLIORÉ

Ce chapitre permet l'aboutissement du sous objectif 3 (O3) qui vise à quantifier l'impact engendré par l'intégration du modèle musculaire sur la cinématique de la tête et du cou lors d'un impact frontal. Un modèle numérique de la musculature cervicale, basé sur une formulation du modèle de Hill amélioré détaillé au CHAPITRE 4 a été implémenté dans un MEF tête-cou. Les paramètres physiologiques dérivés des données anatomiques rapportées par Borst, Forbes, Happee, & Veeger, (2011), ont permis de calibrer les propriétés musculaires. La réponse du modèle a été évaluée à l'aide des données expérimentales du *Naval Biodynamics Laboratory* (NBDL), pour un scénario d'impact frontal sur traîneau à 2G (Thunnissen *et al.*, 1995). Les conditions aux limites d'accélération mesurées sur les sujets ont été imposées au modèle. Deux méthodes d'activation musculaires ont alors été établies et comparées. La validité du modèle tête-cou a été évaluée à travers la cinématique du centre de gravité (CG) de la tête en translation et en rotation. Enfin, le score CORA de la réponse du modèle sur ces deux critères a été calculé pour chaque configuration d'activation simulée.

#### 5.1 Introduction

La majorité des MEF du complexe tête-cou utilisent un modèle classique de Hill composé d'un élément contractile (CE), d'un élément élastique en série (SE) et d'un composant d'amortissement constant (SDE). Cependant, comme l'ont démontré Günther *et al.*, (2007), ces modèles de type Hill sont insuffisants pour reproduire avec précision le comportement de contraction musculaire dans des conditions d'impact à haute dynamique. Leurs travaux ont démontré la nécessité de découpler la dynamique de l'élément contractile et les propriétés élastiques de la région tendineuse afin d'éviter les éventuelles instabilités numériques causées par les oscillations à haute fréquence. Le modèle de type Hill étendu (EHTM) a été évalué dans le cadre d'expériences à l'échelle musculaire sur des spécimens animaux (porcelets, chats,

souris) pour trois types de sollicitations : contraction excentrique, concentrique et à relâchement rapide. L'ajout d'un composant d'amortissement adaptatif a permis une amélioration significative de la cinématique de contraction pour tous les chargements. Le code EHTM a été implémenté dans le logiciel LS-DYNA (Kleinbach *et al.*, 2017) et intégré dans le MEF tête-cou Viva (Martynenko *et al.*, 2023). La comparaison des réponses entre l'EHTM et le modèle classique de Hill a mis en évidence la capacité de l'EHTM à amortir les oscillations dans le cadre de simulation de haute dynamique, ce qui se traduit par un modèle biofidèle et plus stable.

L'objectif de cette étude est donc d'évaluer l'influence de l'activation musculaire sur la cinématique de la tête et du cou lors d'un impact frontal, en comparant deux méthodes d'activation distinctes intégrées à la propriété de contraction EHTM.

## 5.2 Méthodes

### 5.2.1 Composants anatomiques constitutifs du modèle SM2S

La version employée du SM2S lors de cette étude a été présentée par Tuchtan *et al.*, (2020) et incluait la JAO telle que présentée dans le CHAPITRE 3. La géométrie crano-cervicale est issue d'un CT-scan (tranche de 1mm pour la composante crâniale et de 0.6mm pour les éléments cervicaux) réalisé sur un homme caucasien du 50ème percentile. Le modèle a été conçu sur le logiciel Hypermesh® (Altair Engineering, Inc., Detroit, MI, USA). Le modèle cervical C1-T1 était composé de huit vertèbres considérées comme rigides. Les ligaments cervicaux du niveau spinal T1-C1 ont été modélisés par des éléments surfaciques à quatre nœuds et suivaient une loi de comportement hyperélastique et viscoélastique issue de l'étude d'optimisation menée par Beauséjour *et al.* (2020). Le complexe ligamentaire comprenait le ligament longitudinal antérieur (LLA), le ligament longitudinal postérieur (LLP), le ligament capsulaire (LC), le ligament jaune (LJ), le ligament supra-épineux (LSE) et le ligament interépineux (LI). A l'interface des plateaux vertébraux, les disques intervertébraux ont été modélisés par une subdivision en deux régions distinctes : le noyau pulpeux au centre du composant et l'anneau fibreux en périphérie. Une optimisation du comportement en flexion-

extension pour des sollicitations vertébrales représentatives des scénarios de crash (rotation intervertébrale de 500 deg/s) a été menée sur les coefficients d'hyperélasticité Mooney-Rivlin des régions du disque par Bailly et al. (2020). La Figure 5.1 présente une unité fonctionnelle typiques du SM2S incluant ces structures anatomiques.

Le modèle de la tête était quant à lui constitué de :

- L'appareil maxillo-facial (face, scalpe, mandibule, nez et dents) :
- Le crâne (diploë, voûte crânienne)
- L'ensemble des composants mous constitutifs du cerveau

Toutes les structures de la tête ont été considérées comme un corps rigide dans le cadre de cette étude.

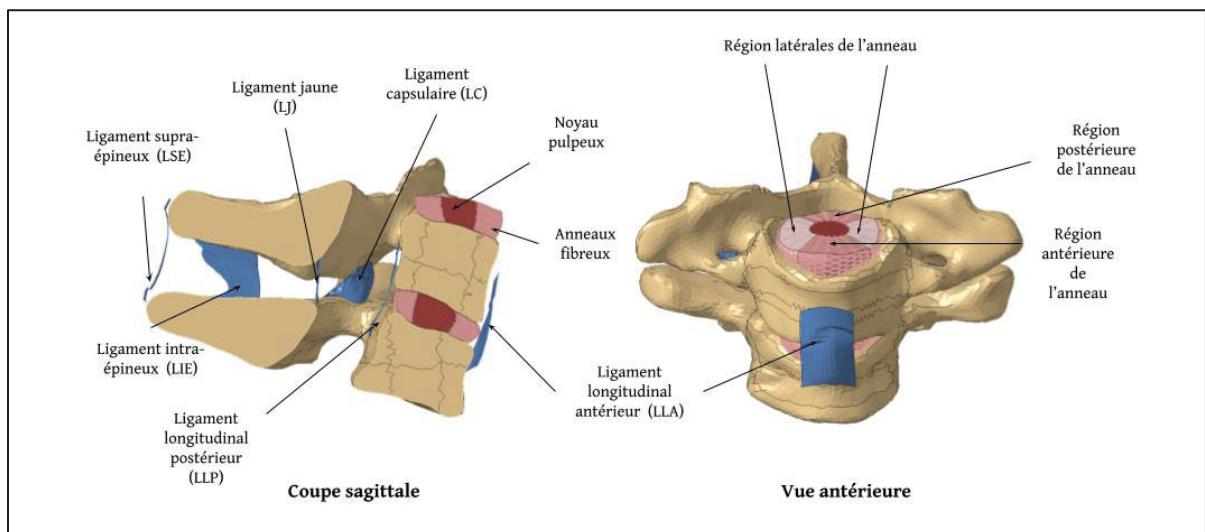


Figure 5.1 Vue postérieure et coupe sagittale d'une unité fonctionnelle typique (C4-C5) du SM2S

Afin de tenir compte des éventuelles lésions des tissus mous et de leur impact sur la cinématique cervicale, une loi de rupture basée sur la déformation maximale a été appliquée aux disques et aux ligaments, issue du travail de M.-H. Beauséjour, Petit, Arnoux, & Wagnac, (2019).

L'ensemble des propriétés matériau et de leurs paramètres sont détaillés à l'ANNEXE I.

### 5.2.2 Modèle de contraction et intégration géométrique des éléments musculaires au sein du modèle SM2S

La revue de littérature réalisée au CHAPITRE 1 a permis de réaliser des choix concernant la modélisation musculaire. Les composants musculaires ont été modélisés par des éléments ressorts de type uni axiaux dont la propriété renseignée était le modèle EHTM décrit dans le CHAPITRE 4. Treize regroupements musculaires ont été identifiés comme les plus déterminants dans la cinématique cervicale et ont été intégrés au modèle SM2S (Figure 5.2) selon les observations anatomiques de Borst et al. (2011). Les muscles intégrés dans le cadre de cette étude sont : les portions supérieures et inférieures des trapèzes (*trapezius pars transversus*), les splénius du cou (*splenius cervicis*) et de la tête (*splenius capitis*), les semi-épineux du cou (*semispinalis cervicis*) et de la tête (*semispinalis capitis*), le sterno-cléido-mastoïdien, le long de la tête (*longus capitis*), le long du cou (*longus colli*), les scalènes antérieurs, médians et supérieurs (*scalenus anterior, medius, superior*), ainsi que le droit de la tête (*rectus capitis*). Chacun de ces muscles est composé de plusieurs éléments ressorts (Tableau 5.1) pour un total de 114 éléments.

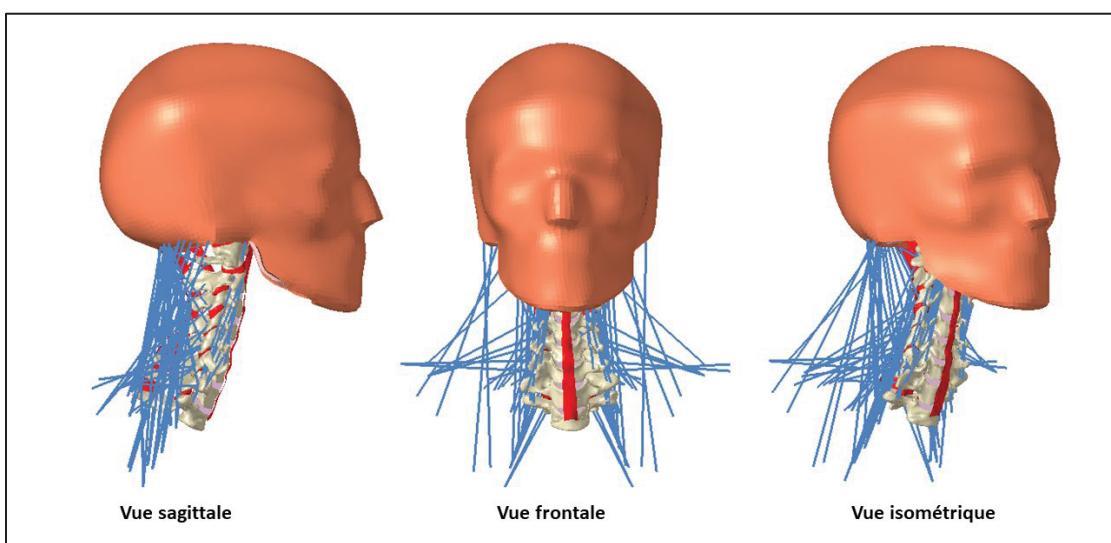


Figure 5.2 Vues sagittale, frontale et isométrique de l'intégration des éléments musculaires au modèle SM2S

Selon Martynenko et al. (2023), parmi les 25 paramètres constitutifs de la propriété EHTM, seules trois sont spécifiques à chaque élément musculaire : la longueur de repos de l'élément élastique en série SEE ( $l_{SEE,0}$ ), la longueur optimale de l'élément contractile CE ( $l_{CE,opt}$ ) et la force maximale développable par le muscle ( $F_{max}$ ). Les mesures de longueur des tendons ( $l_{SEE,0,BORST}$ ), du complexe musculo-tendineux ( $l_{MTC,BORST}$ ) ainsi que de l'aire physiologique de chacun des muscles réalisées par Borst et al. (2011) a été adaptées pour définir ces trois paramètres pour l'ensemble des éléments ressorts (Tableau 2). Pour chaque fibre, la proportion anatomique de la zone tendineuse est calculée à l'aide de la formule suivante :

$$\eta_{tendon} = \frac{l_{SEE,0,BORST}}{l_{MTC,BORST}} \quad (5.1)$$

Lorsqu'aucune longueur de tendon n'était précisée dans le jeu de données, une longueur de repos minimale  $l_{SEE,0,def}$  était définie proportionnellement à la longueur de l'élément ressort musculaire implémenté, afin d'assurer la stabilité du modèle (Martynenko *et al.*, 2023) :

$$l_{SEE,0,def} = 0.10 \cdot l_{SM2S,MTC} \quad (5.2)$$

Enfin, la force maximale développable par l'élément musculaire est calculée selon la relation suivante :

$$F_{max} = \sigma_{isom,max} * PCSA \quad (5.3)$$

Où PCSA désigne la surface physiologique de section, et  $\sigma_{isom,max}$  la contrainte isométrique maximale, fixée à 0.5 MPa (Martynenko *et al.*, 2023 ; Winters et Stark, 1988). La majorité des paramètres annexes du modèle EHTM ont été utilisés pour définir les courbes du comportement dynamique de l'élément contractile (voir Figure 4.3). Les paramètres restants étaient dédiés à la méthode d'activation et à l'amortissement. Ces paramètres ont tous été extraits de la validation expérimentale du modèle musculaire réalisée par Günther *et al.* (2007) et détaillés dans le CHAPITRE 4.

Tableau 5.1 Groupes musculaires implémentés et leurs paramètres spécifiques

Groupe musculaire	Nombre d'éléments ressorts	Taux de zone tendineuse	Taux de zone musculaire	Force maximale développable par le muscle
Trapezius Pars Descendens	8	0.14	0.86	177
Trapezius Pars Transversus	4	0.66	0.42	247.5
Splenius Cervicis	4	0.48	0.62	49.5
Splenius Capitis	8	0.10	0.90	125
Semispinalis Cervicis	20	0.10	0.90	184.2
Semispinalis Capitis	18	0.10	0.90	213.4
Sternocleidomastoid	8	0.29	0.71	145.1
Longus Capitis	6	0.10	0.90	44.6
Longus Colli	14	0.10	0.90	38.25
Scalenus Anterior	6	0.22	0.78	41.1
Scalenus Medius	10	0.26	0.74	92.05
Scalene Posterior	4	0.31	0.69	44.6
Rectus Capitis Post Minor	2	0.10	0.90	45.15
Rectus Capitis Post Major	2	0.10	0.90	27.1

### 5.2.3 Protocole de l'étude paramétrique d'activation musculaire

Afin de mettre en évidence de manière itérative le rôle structurel de la musculature cervicale, deux méthodes d'activation ont été comparées :

- Une méthode d'activation « tabulée » (AT). Dans ce cas, les courbes de stimulation neuronale sont directement intégrées comme paramètre d'entrée du modèle. Les données d'activation (Figure 5.3) sont inspirées des profils de données électromyographiques fournies par Happee (1994) puis adaptées par Correia, McLachlin, & Cronin, (2020). Un plan d'expérience a été mis en place faisant varier deux paramètres de l'activation des muscles extenseurs, à savoir :
  - L'amplitude d'activation : 20%, 60% et 85% (respectivement nommées ACT20, ACT60, ACT85). Cette plage de données permet d'explorer trois amplitudes caractéristiques d'une activation faible, moyenne et forte.

- Le délai d'activation :  $d = 55\text{ms}, 75\text{ms}, 100\text{ms}$  et  $125\text{ms}$  qui sont représentatives de la plage de données pour les temps réflexes physiologiques (Siegmund et al., 2002; Snyder, 1975).

Le protocole consistait de partir de la configuration « Cocontraction Muscle Activation », dans laquelle les muscles étaient activés de manière à conserver la tête en position neutre sans intervention extérieure, puis de faire varier les paramètres d'activation (Correia, McLachlin et Cronin, 2020). Les muscles fléchisseurs étaient maintenus activés de manière permanente tels que décrit par Correia, McLachlin, & Cronin, (2020).

- Une méthode d'activation régie par un « contrôleur réflexe monosynaptique » (AR). Ce contrôleur mime la contraction engendrée par la fibre musculaire lors de son élongation (Martynenko *et al.*, 2023). Dans ce cas, aucun profil de contraction n'est renseigné, le seul paramètre étant le seuil d'élongation physiologique  $\omega$ . Lorsque le taux d'élongation  $\varepsilon_{CE}(l_{CE})$  dépasse ce seuil  $\omega$ , alors une commande neuronale STIM de type ‘tout ou rien’ est envoyé au bloc d'activation d'ordre un de type passe bas, comme évoqué plus haut. Ce phénomène se traduit par la relation :

$$\varepsilon_{CE}(l_{CE}) = \frac{l_{CE} - l_{CE,0}}{l_{CE,0}} \quad (5.4)$$

$$\begin{aligned} STIM(t, \varepsilon_{CE}) &= 0 \text{ si } \varepsilon_{CE}(l_{CE}) \leq \omega \\ STIM(t, \varepsilon_{CE}) &= 1 \text{ si } \varepsilon_{CE}(l_{CE}) > \omega \end{aligned} \quad (5.5)$$

Les valeurs de  $\omega$  de 1%, 3%, 5%, 7% et 9% ont été évaluées dans cette étude.

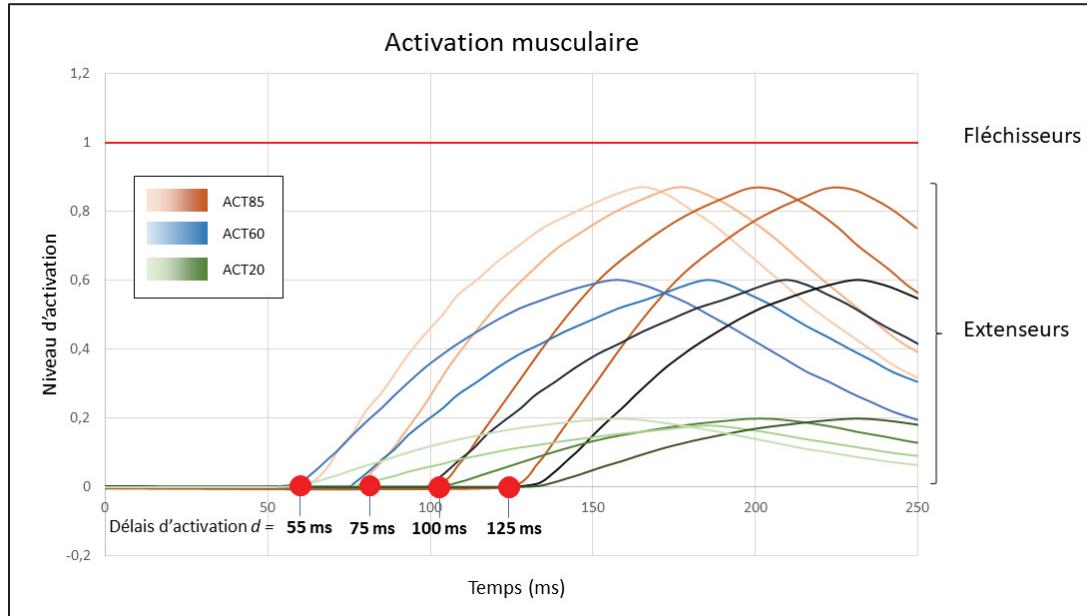


Figure 5.3 Plan expérimental des profils d'activation musculaire pour la méthode AT sur les paramètres de niveau d'activation ACT et de délai d'activation  $d$

Enfin, afin d'estimer l'impact de l'introduction du modèle musculaire sur la cinématique vertébrale, une configuration sans muscle (SM2S - SM) et avec muscles passifs (SM2S - PM) ont aussi été intégrées à l'étude.

#### 5.2.4 Données expérimentales de validation

Les données expérimentales produites par le *Naval Biodynamics Laboratory* (NBDL) sont couramment utilisées pour valider la réponse de MEF intégrant la musculature du cou. Le protocole expérimental consistait en des tests sur traîneau réalisés auprès de 16 volontaires sains, soumis à des accélérations allant de 2G à 15G dans les directions arrière, avant, latérale et oblique. L'accélération linéaire mesurée selon l'axe X dans la direction antérieure de la première vertèbre thoracique (T1) a été utilisée comme condition aux limites d'entrée du modèle pour le cas de décélération à 2G (Thunnissen *et al.*, 1995). La validation cinématique du MEF s'est appuyée sur les critères de déplacement antérieur mesurés au niveau du centre de gravité (CG) de la tête par rapport à T1, ainsi que sur l'angle de flexion de la tête dans le

référentiel global. Afin de garantir la fidélité de la mesure de déplacement antérieur, un référentiel mobile au niveau de T1, tel que décrit par le manuel du NBDL, a été mis en place et adapté au système de coordonnées du modèle SM2S : « The spine (T1) anatomical coordinate system [...] has its origin at the anterior superior corner of the first thoracic vertebral body (T1). The +X axis is defined by a direction connecting the midpoint of the superior corner and the inferior corner of the posterior spinous process of T1 to the anterior superior corner of T1. The +Z axis is perpendicular to the X axis in the plane of the above three points and in the superior direction » (Ewing et Thomas, 1972).

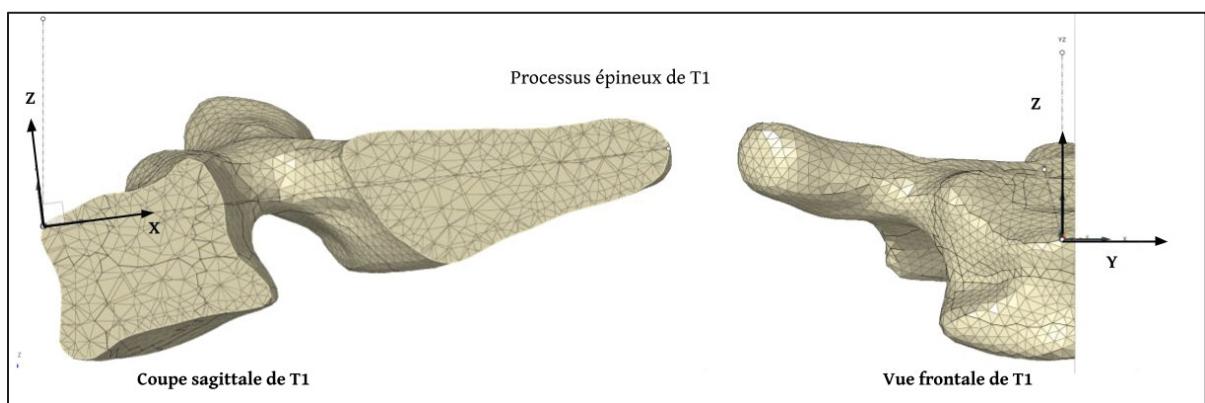


Figure 5.4 Disposition du référentiel local au niveau de T1 tel que proposé par Ewing & Thomas (1972)

De plus, le manuel du NBDL détaillait la position du CG de la tête en fonction des mesures anthropométriques principales effectuées sur les 10 sujets de l'étude. Dans le cas du modèle SM2S, les coordonnées expérimentales du CG correspondaient visuellement à celles automatiquement calculées par le logiciel de MEF et ont donc été conservées.

Bien qu'aucun marqueur n'ait été placé sur les autres repères cervicaux lors des essais, les nœuds antérosupérieurs des vertèbres C1 à T1 ont été suivis lors de la simulation afin d'analyser la trajectoire vertébrale durant l'impact. Enfin, dans le but de restreindre l'analyse à la phase expérimentale la plus significative, les 50 ms initiales et finales ont été exclues.

Afin de garantir la validité de la cinématique globale du modèle, le score CORA (détailé p.57) total réalisé est une moyenne du score CORA en translation antérieure de la tête par rapport à T1 et de la rotation de la tête dans le référentiel global :

$$CORA_{total} = 0.5 * CORA_{déplacement} + 0.5 * CORA_{rotation} \quad (5.6)$$

## 5.3 Résultats

### 5.3.1 Méthode tabulée

Les scores CORA relatifs au déplacement, à la rotation et à la moyenne des deux en fonction du niveau et du délai d'activation sont présentés à la Figure 5.5.

On observe une double influence du délai d'activation. D'une part, pour les hauts niveaux activations, le CORA en rotation s'améliore à mesure que le délai d'activation augmente. En effet, dans le cas de la rotation, à niveau d'activation maximale (85%), le score atteint un maximum local de 0,82 pour un délai de 124 ms, contre 0,36 pour un délai de 55 ms.

D'autre part, pour les niveaux d'activation faibles, c'est la diminution du délai d'activation qui entraîne l'amélioration du score avec un CORA de 0.71 à 124 ms de délai contre 0.82 à 55 ms de délai. Cependant, l'influence du délai d'activation sur le CORA en déplacement est moins prononcée avec des scores CORA pour ces deux mêmes configurations de 0,44 et 0,42.

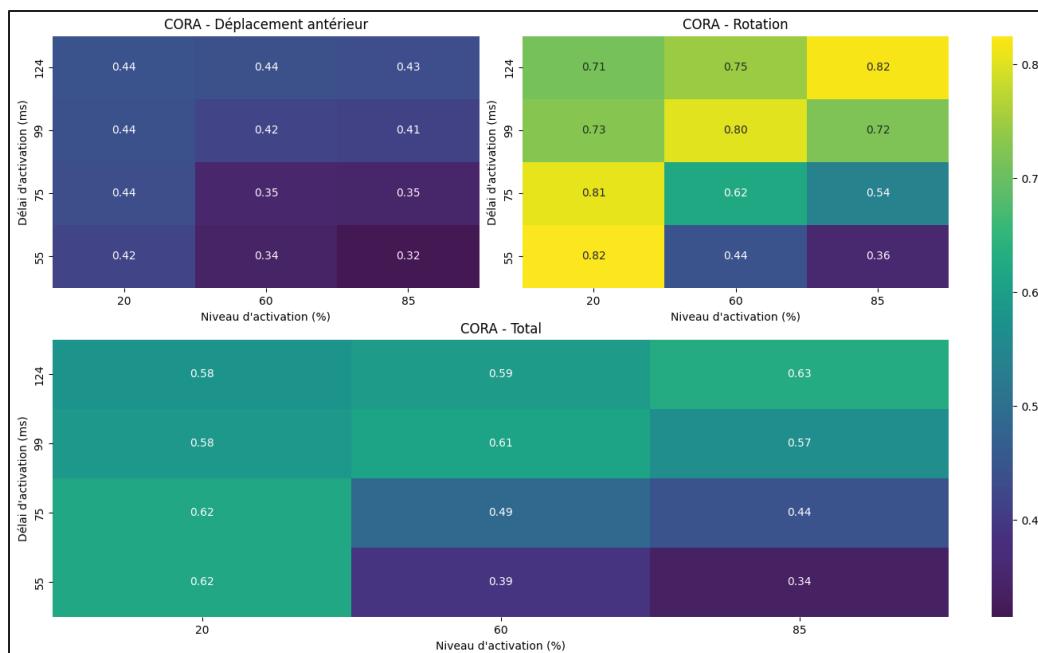


Figure 5.5 Heatmap des différents scores CORA selon le niveau et le délai d'activation

Le niveau d'activation a quant à lui une influence tout aussi significative sur le score CORA de rotation. Pour un délai faible (55ms) une augmentation du niveau d'activation s'accompagne d'une dégradation du CORA (0,82 pour 20% d'activation contre 0,36 pour 85% d'activation). Cependant, cette influence s'inverse avec l'augmentation du délai d'activation. Pour un délai constant, maximal de 124ms on relève un CORA de 0,71 pour 20% d'activation contre 0,82 à 85% d'activation, donnant lieu à un nouveau maximum local. Bien qu'il existe plusieurs minima locaux, le choix a été fait de n'en présenter qu'un seul (la configuration à 20% d'activation et 55ms de délai) à la Figure 5.6. pour des raisons de clarté.

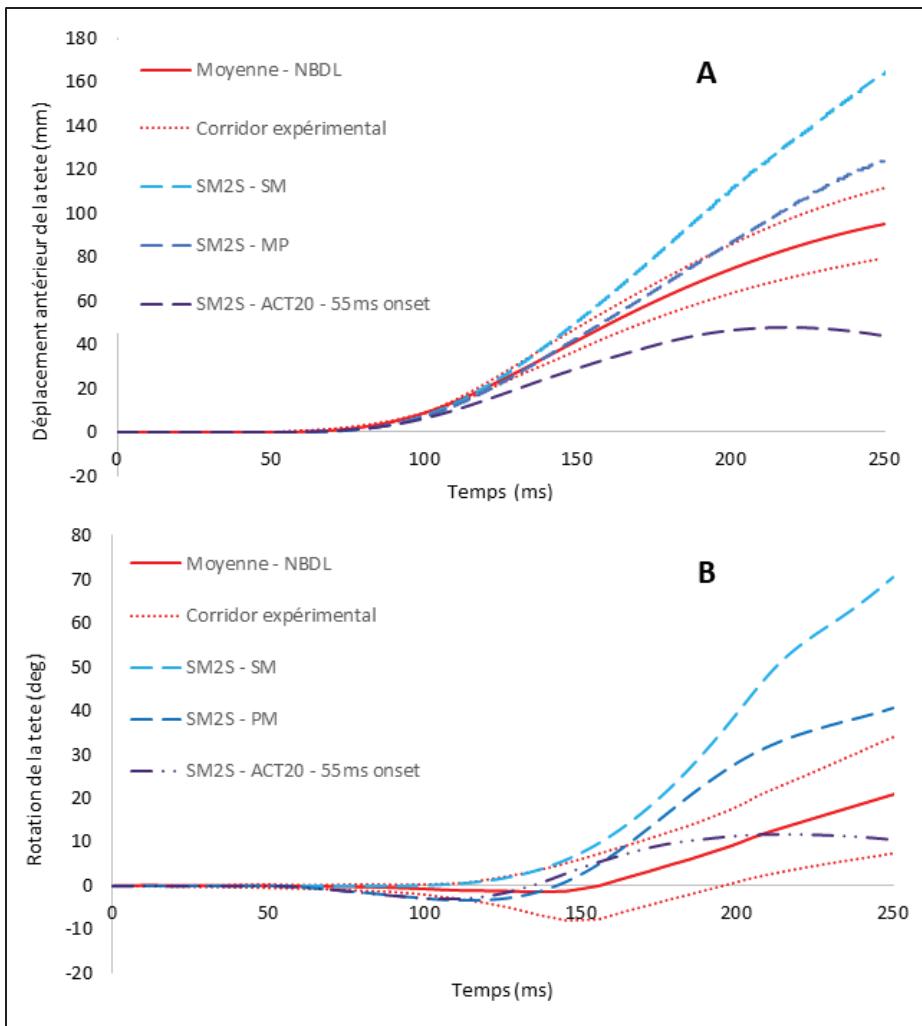


Figure 5.6 Résultats de déplacement antérieur (A) et de rotation (B) issus de la méthode d'optimisation de l'activation tabulée

La Figure 5.6 présente les courbes de réponse en déplacement antérieur (A) et en rotation de la tête (B) pour les versions du SM2S sans muscle (SM2S-SM), avec muscles passifs (SM2S-PM), avec muscles actifs avec le CORA en rotation le plus élevé (SM2S – ACT20 – 55ms) ainsi les résultats expérimentaux moyens du NBDL et son corridor à plus ou moins une déviation.

Dans le cas du modèle SM2S-SM, la réponse en translation et en rotation est nettement surestimée par rapport aux résultats expérimentaux (Moyenne – NBDL). Ceci indique un

modèle moins rigide que celui observé lors des essais expérimentaux, avec un écart relatif en fin de simulation de déplacement de la tête de 73% et de 155% en rotation. Le modèle MP surestime lui aussi la cinématique de la tête, mais réduit grandement les écarts à l'instant final avec respectivement 30% et 47% d'écart relatif avec les données du NBDL. De plus, le maintien de sa réponse dans le corridor expérimental est plus durable lors de la phase initiale. Quant à la réponse issue de l'optimisation, on note un déplacement antérieur de la tête en deçà du corridor expérimental. Cette sous-estimation globale de la cinématique est induite par une sur-rigidification du complexe tête-cou. Ceci étant dit, la réponse en rotation de la tête est incluse dans sa quasi-totalité à l'intérieur du corridor expérimental et semble indiquer une bonne correspondance avec les données de référence. Cependant, à contrario du modèle SM2S - SM, les modèles MP et optimisé présentent une phase initiale de légère rotation arrière (extension) de la tête qui n'est pas présente dans les données expérimentales.

### 5.3.2 Méthode réflexe

Les résultats propres à la méthode d'activation réflexe sont présentés à la Figure 5.7, incluant les réponses du modèle pour différents seuils d'activation. Les scores CORA de chacun de ces modèles sont présentés au Tableau 5.2 et les trajectoires des points d'intérêts du modèle pour les différentes configurations sont tracées à la Figure 5.8.

On observe que pour des seuils d'elongation faibles ( $\omega = 1$  à 5%), l'activation rapide limite le déplacement antérieur de la tête, et écarte la réponse du modèle en deçà du corridor expérimental. L'augmentation du seuil d'activation s'accompagne d'un accroissement de la rotation de la tête. Malgré un profil de courbe qui diffère de celui obtenu expérimentalement, l'ensemble des courbes en rotation se trouve incluses dans le corridor expérimental.

Pour des seuils d'elongation modérés et élevé ( $\omega = 7$  à 9%), les résultats concernant le déplacement du CG de la tête présentent une meilleure corrélation comparativement à ceux obtenus à faible seuil d'elongation. En effet, l'augmentation de  $\omega$  de 1% à 9% entraîne une amélioration significative du score CORA avec une augmentation de 0.40 à 0.64 (+38%). À

contraire, l'augmentation du seuil d'élongation donne lieu à une légère diminution du CORA en rotation avec une baisse de 0.70 à 0.66 (-9%) du score.

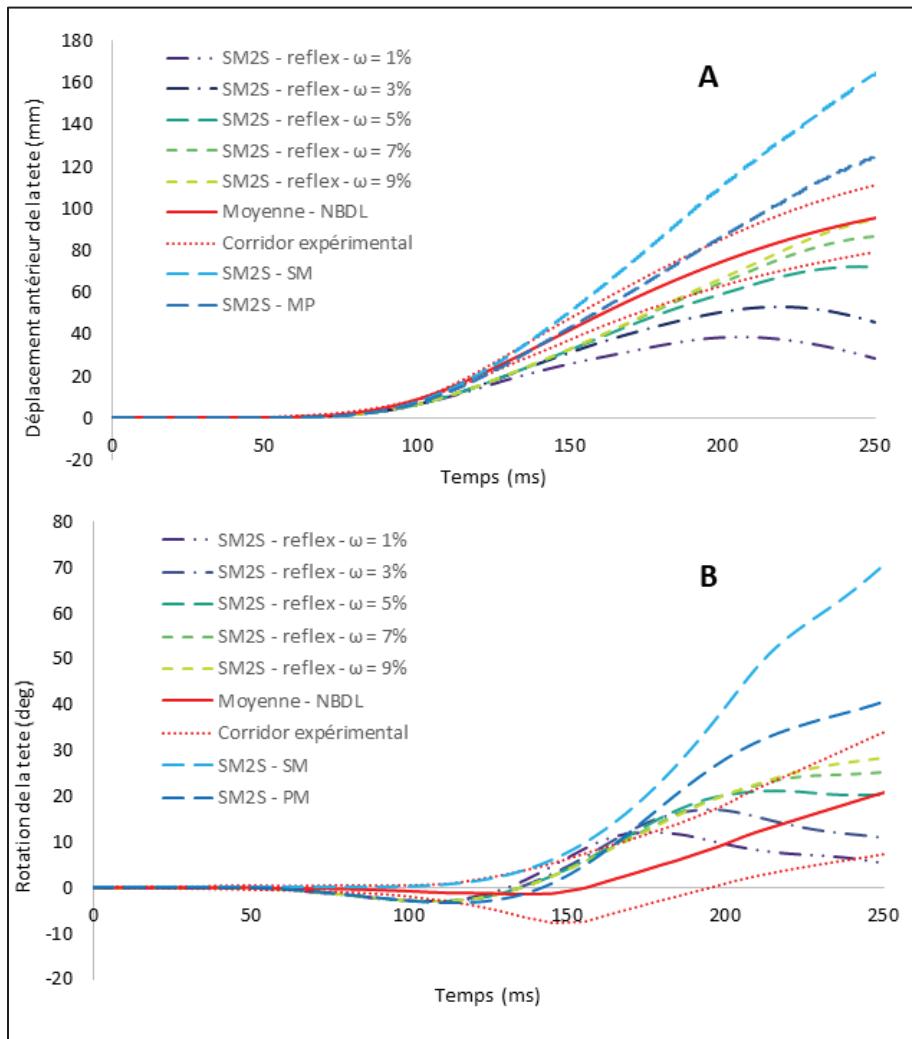


Figure 5.7 Résultats de déplacement antérieur (A) et de rotation (B) issus de la méthode d'optimisation de l'activation réflexe

Cette croissance inverse tend à lisser les disparités du score CORA moyen occasionnant un écart maximal de 15% entre le score CORA maximal (CORA = 0.65) pour  $\omega=9\%$  et le score minimal (CORA = 0.553) pour  $\omega=1\%$ .

Tableau 5.2 Score CORA de déplacement, de rotation et moyen pour les différents seuils d'elongation

<b>Seuil <math>\omega</math></b>	1%	3%	5%	7%	9%
<b>CORA - déplacement</b>	0.40	0.43	0.45	0.62	0.64
<b>CORA - rotation</b>	0.70	0.72	0.68	0.67	0.66
<b>CORA - moyen</b>	0.55	0.57	0.57	0.64	0.65

Les résultats concernant les trajectoires vertébrales et du CG de la tête sont présentés à la Figure 5.8. On relève visuellement la réduction de l'amplitude de mouvement antéro-postérieure engendrée par l'introduction du modèle musculaire. Dès l'ajout du modèle passif, une diminution de l'avancée du CG de la tête relativement à C1 est visible. Pour ce qui est du modèle contrôleur réflexe monosynaptique ( $\omega=9\%$ ), la flexion était davantage contenue, engendrant une réduction significative du déplacement antérieur comparé aux modèles SM2S – SM et SM2S - PM.

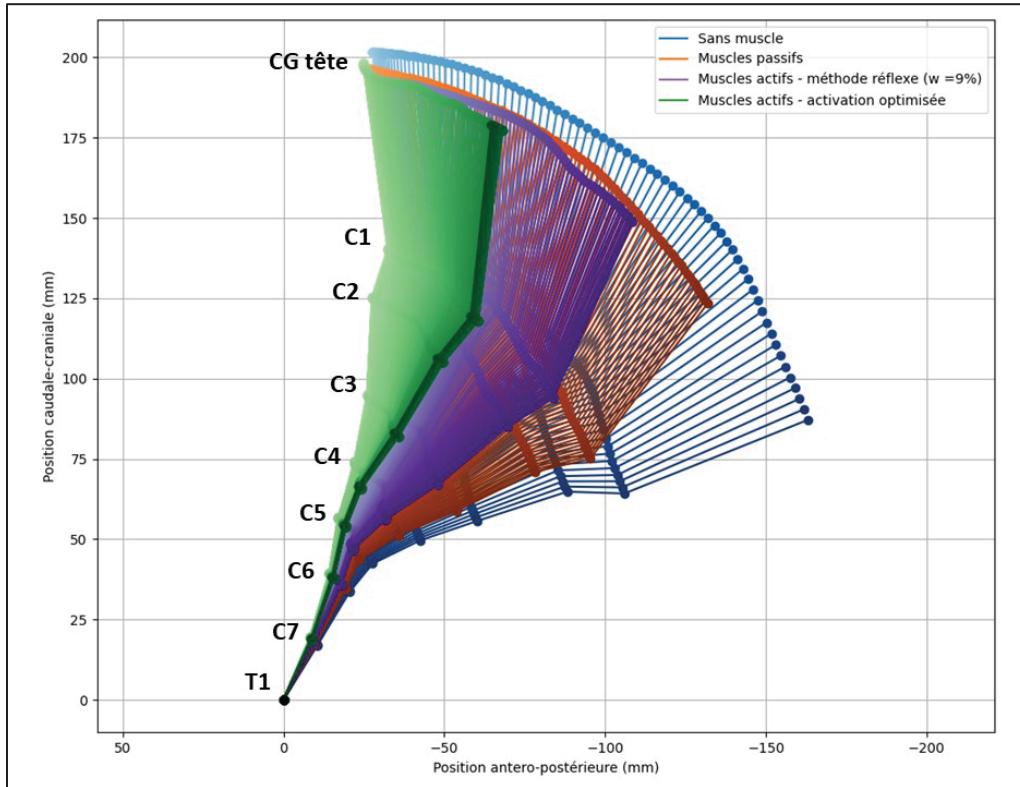


Figure 5.8 Trajectoires des nœuds antérosupérieurs et du CG de la tête pour les différentes configurations musculaires

Enfin, la trajectoire obtenue pour le modèle AT optimisé présentait la plus faible amplitude de mouvement cervical, ce qui était prévisible à l’égard des résultats de déplacement antérieurs. La rétention excessive causée par l’activation musculaire dans ce modèle inverse la direction de déplacement antérieur des vertèbres et de la tête durant de la phase finale lors du début du contrecoup visible en vert foncé.

#### 5.4 Discussion

Un nouveau modèle de contraction musculaire novateur, validé d’abord à l’échelle de la fibre (p.51), a été intégré au SM2S et a été évalué pour la première fois dans le contexte d’un impact frontal. L’intégration de la composante musculaire au SM2S a confirmé l’impact significatif de la contraction sur la rigidification structurelle des MEF du cou et de la tête lors d’impact

frontal (Eckner et al., 2014). D'une part, une étude paramétrique a été menée sur les profils de stimulation neuronale et a permis de mettre en évidence plusieurs configurations optimales d'un point de vue de la cinématique de la tête. Ce protocole a permis une amélioration significative de 38% du score CORA en rotation de la tête comparé à un modèle sans élément musculaire. D'autre part, ce travail a permis l'exploration d'une nouvelle méthode d'induction de la contraction musculaire basée sur le phénomène physiologique du réflexe monosynaptique. Cependant, l'étude a été limitée à une dynamique d'impact relativement faible (2G) et ne permet donc pas de conclure quant au comportement du modèle EHTM dans le cadre de collisions traumatiques.

La démarche méthodologique relative à la configuration AT et à l'étude paramétrique de ses profils d'activation musculaire a été adaptée du travail de Correia et al. (2020). Cette étude a permis de mettre en évidence l'influence des paramètres d'activation sur la cinématique de la tête. Pour des valeurs faibles d'activation musculaire (ACT=20%), le CORA en rotation s'améliorait avec la diminution du délai d'activation. Inversement, pour un niveau d'activation maximal (ACT = 85%) le CORA en rotation se détériorait avec la diminution du délai d'activation. Une explication de ce phénomène serait que pour des niveaux d'activation faibles, une contraction réflexe rapide ( $d = 55ms$ ) semblait favoriser une stabilisation efficace de la tête, en compensant l'insuffisance de force générée par les muscles faiblement activés. À l'inverse, lorsqu'un niveau d'activation élevé est appliqué (ACT = 85 %), une activation trop précoce conduisait à une contraction excessive, restreignant le déplacement de la tête et dégradant la correspondance avec les données expérimentales. Les résultats obtenus pour les paramètres optimaux (délai d'activation et niveau d'activation) concordent avec ceux rapportés par Correia et al. (2020) pour leur méthode « d'activation musculaire en cocontraction ». En effet, parmi les deux maximums locaux observés pour le score CORA en rotation, l'un correspondait à la configuration caractérisée par une amplitude d'activation de 20 % et un délai d'activation de 75 ms. Cependant, l'existence de plusieurs maximums locaux, en dehors de configurations physiologiquement attendues, notamment pour un délai d'activation de 125ms, a souligné un défaut de robustesse de la méthodologie d'activation tabulée. En effet, en l'absence de contraintes supplémentaires ou de critères de validation robustes, il devient possible de

sélectionner arbitrairement une configuration optimisant artificiellement les performances du modèle, compromettant par la même occasion la validité du modèle SM2S dans des scénarios de sollicitations variés.

On note de plus, une grande disparité des résultats selon la cinématique qui était évaluée. Malgré un score CORA catégorisé comme « bon » dans le cas de la rotation (0.82), le score en déplacement antérieur a été évalué comme « médiocre » dans le cas optimal (0.44). En effet, le modèle avait tendance à sous-estimer le déplacement antérieur de la tête (30% d'écart sur la valeur finale de déplacement) indiquant un complexe musculaire trop rigide ayant tendance à « retenir » la tête en arrière. Étant données les lignes d'action des éléments musculaires implémentés au SM2S, la rétention excessive de la tête engendrée pourrait être imputable au choix des regroupements musculaires réalisés. En effet, on retrouvait parmi la classification des muscles fléchisseurs proposée par Correia et al. (2020) et appliquée ici au SM2S, le muscle sternocléidomastoïdien. Étant donné son insertion osseuse (située entre la clavicule et le sternum) et son activation permanente (l'activation des fléchisseurs étant constamment maintenue activée) il pourrait jouer un rôle de rétention dans le mouvement de la tête. Une simulation préliminaire a été menée, en réutilisant le patron d'activation « optimale » avec  $ACT = 20\%$  et  $d = 55ms$  pour les extenseurs, et en modulant cette fois l'activation des fléchisseurs successivement à  $ACT = 0\%, 50\%$  et  $100\%$  et  $d = 0ms$ . La Figure 5.9 présente les résultats de déplacement antérieur et de rotation pour ces configurations.

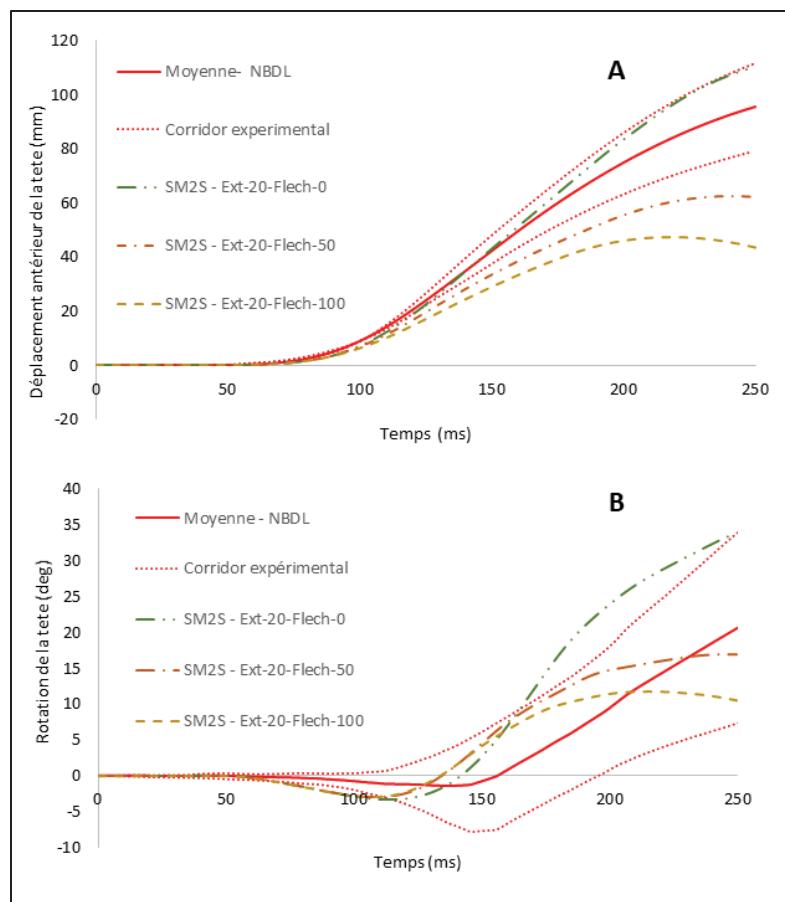


Figure 5.9 Résultats de déplacement antérieur (A) et de rotation (B) issus de l'étude paramétrique de l'activation réflexe avec modification de l'activation des fléchisseurs

Une amélioration notable des résultats en déplacement antérieur est visible et se traduit par une amélioration un score CORA total de 0.85 soit une amélioration de 37% par rapport au meilleur score CORA avec les fléchisseurs pleinement activés. Cela indiquerait un impact significatif des fléchisseurs sur la cinématique de la tête. Une étude d'optimisation sur les paramètres d'activation des fléchisseurs pourrait donc permettre de mieux comprendre le rôle de ce groupe musculaire.

Un nouveau type de contrôleur mimant la réponse réflexe monosynaptique a aussi été implémenté et évalué pour différents seuils d'elongation dans le cadre d'un choc frontal à 2G. Les résultats ont pu démontrer une croissance du CORA en rotation avec l'augmentations du seuil, aboutissant à une amélioration relative de 18% du score en rotation pour une elongation

de  $\omega=9\%$ . Inversement, cette augmentation du seuil dégradait le score en rotation, soulignant ainsi le même problème qu'obtenu avec la méthode AT. Cependant, le seuil d'elongation affichant le score CORA le plus haut était  $\omega=9\%$ ; or, Martynenko et al. (2023) obtenaient une valeur optimale de seuil d'elongation de 3% dans leur étude. Cet écart pourrait s'expliquer par la source des valeurs de paramètres physiologiques qui différaient dans cette étude. Il était par ailleurs clairement indiqué par Martynenko et al. (2023) que la configuration de la propriété EHTM devait être adaptée pour chaque MEF.

Cette étude présente plusieurs limites. D'abord, les paramètres d'activation des fléchisseurs n'ayant pas été pris en compte dans le plan d'expérience, une étude complémentaire serait nécessaire pour mieux comprendre leur contribution dans la cinématique de la tête et du cou. De plus, l'utilisation du contrôleur réflexe monosynaptique n'étant pas encore répandu dans la littérature propre à la modélisation musculaire, des simulations additionnelles seraient appropriées pour une meilleure compréhension des paramètres déterminants du modèle EHTM. D'autre part, il n'a pas été possible de simuler des impacts supérieurs à 3G. En effet, pour des dynamiques plus importantes, une déformation excessive des éléments constitutifs des disques intervertébraux provoquait une interruption de la simulation. En plus de la calibration des propriétés mécaniques hyperélastiques des disques pour une utilisation dans un contexte traumatique (Bailly et al., 2020a), il pourrait être intéressant d'y intégrer la composante viscoélastique (Esat et Acar, 2009 ; Teo et Ng, 2001 ; Wang, Hase et Funato, 2023). La zone C4-C5 (Figure 5.10) était particulièrement touchée par ces déformations à une sollicitation de 2G. Ces singularités survenant également pour le modèle SM, l'hypothèse d'une sur-contrainte musculaire provoquant la rupture des éléments a été écartée.

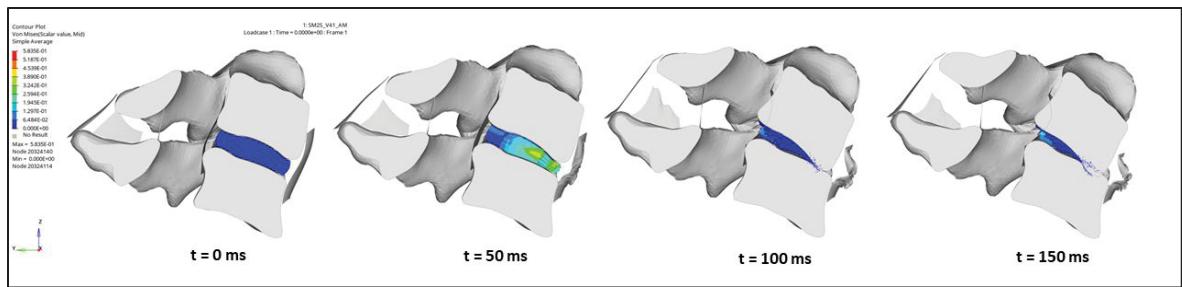


Figure 5.10 Déformation et rupture du disque C4-C5 pour une sollicitation à 2G

Enfin, de nombreux modèles récents (Barker et Cronin, 2021 ; Hedenstierna, 2008 ; Li *et al.*, 2023 ; Östh *et al.*, 2016) ont investigué l'utilisation d'une musculature hybride. Leur composante passive, constituée d'éléments solides tridimensionnels, permet de tenir compte des interactions mécaniques entre les différents éléments musculaires. Cet ajout pourrait permettre d'améliorer la réponse et de préserver le modèle des éventuelles singularités mécaniques comme les contacts intermusculaires (Stelletta, Dumas et Lafon, 2017).

Pour conclure, cette étude constitue une première étape de validation de l'intégration de la musculature active du cou au modèle SM2S. Malgré les écarts subsistants avec les données expérimentales, une amélioration du score CORA en rotation de 38% par rapport au modèle initial dépourvu de muscles nous indique un besoin d'inclure la musculature pour garantir la biofidélité du modèle sur le plan de la cinématique de la tête et du cou. Ces données constituent de plus, la première utilisation du modèle de contraction EHTM dans un contexte de choc frontal. Toutefois, afin de s'assurer de l'apport réel introduit par ce nouveau modèle de contraction il sera nécessaire de comparer les réponses avec un modèle classique pour différentes sollicitations



## CHAPITRE 6

### DISCUSSION GÉNÉRALE

Ce chapitre de discussion a pour objectif de mettre en perspective les différents résultats obtenus ainsi que leurs limitations inhérentes et les pistes de recherches principales à envisager pour poursuivre cette étude. La structure de cette section s'articule selon la formulation succincte des sous objectifs de ce mémoire, à savoir :

- Intégration de la jonction atlanto-occipitale au modèle SM2S (O1).
- Validation du modèle de Hill amélioré à l'échelle de la fibre musculaire (O2).
- Influence des paramètres d'activation musculaire sur la cinématique de la tête et du cou en utilisant la propriété EHTM (O3).

#### 6.1        **Intégration de la jonction atlanto-occipitale au modèle SM2S**

Une revue de littérature portant sur les propriétés mécaniques et les insertions des ligaments de la JAO a servi de base au développement d'un modèle numérique de ce complexe ligamentaire. La validation computationnelle en comparaison avec les données expérimentales de Panjabi *et al.* (1991) confirme partiellement le comportement articulaire des niveaux spinaux C0-C1 et C1-C2 lors de la flexion-extension quasi-statique. Cependant, l'absence de données expérimentales en sollicitation dynamique limite cette validation au régime quasi-statique.

Les écarts majeurs concernent principalement C1-C2, où le modèle surestime largement la rigidité spinale. Cet écart provient probablement des lignes d'action des ressorts ligamentaires, dont les insertions, bien qu'anatomiquement cohérentes, dépendent entièrement du maillage osseux du SM2S. Par ailleurs, la zone neutre reste largement sous-évaluée, reflétant l'absence de laxité initiale dans les propriétés ligamentaires modélisées.

Malgré cette rigidité excessive du complexe ligamentaire, il a été décidé de poursuivre avec la modélisation musculaire cervicale. Plusieurs améliorations restent néanmoins envisageables :

- Une optimisation des paramètres de laxité et de rigidité par approche inverse (Hadagali et Cronin, 2022)  
Passer d'une modélisation uniaxiale vers une modélisation surfacique pour garantir l'intégration d'une loi viscoélastique multi-courbes au niveau C0-C1 similaire aux autres ligaments surfaciques du SM2S (Bailly et al., 2020)
- Une extension de la validation aux mouvements d'infexion latérale et rotation axiale documentés par Oda et al. (1992) et Panjabi et al. (1991).

## 6.2 Validation du modèle de Hill amélioré à l'échelle de la fibre musculaire

Un modèle de contraction musculaire avancé (EHTM) a été intégré au solveur OpenRadioss et validé grâce aux données expérimentales porcines de Günther et al. (2007). L'analyse CORA a révélé une excellente corrélation pour les chargements faibles et modérés, mais une dégradation de 37% du score à fort chargement (1800g vs 100g). Ces résultats, cohérents avec ceux de Kleinbach et al. (2017), ont confirmé une intégration réussie de l'EHTM au solveur.

Toutefois, les écarts observés reflètent les limites physiologiques du modèle EHTM. Bien que l'EHTM surpassé le modèle de Hill classique, les travaux récents de Millard et al. (2024) démontrent une efficacité accrue des modèles intégrant le comportement mécanique des filaments de titine, optimisant ainsi la dynamique contractile.

L'implémentation actuelle n'exploite pas toutes les fonctionnalités offertes par l'EHTM. En effet, un contrôleur en boucle ouverte déjà intégré dans le code original, pourrait permettre d'automatiser la commande neuronale selon l'elongation musculaire, éliminant ainsi l'optimisation manuelle des activations pour chaque scénario d'impact. Implanter un contrôleur proportionnel dérivé constituerait donc un enjeu majeur pour les développements futurs de la

modélisation musculaire et permettrait d'inscrire le solveur OpenRadioss dans un contexte d'utilisation propre à la biomécanique musculaire.

### **6.3 Influence des paramètres d'activation musculaire sur la cinématique de la tête et du cou en utilisant la propriété EHTM**

Tel que détaillé dans le CHAPITRE 5, treize regroupements musculaires ont été intégrés au modèle SM2S et paramétrés selon les caractéristiques physiologiques issues de l'analyse anatomique approfondie de Borst *et al.* (2011). La validation du modèle reproduit fidèlement le protocole expérimental d'impact frontal sur chariot du NBDL, développant 2G de décélération et réalisé sur une cohorte de dix volontaires. Un plan d'expérience a permis d'examiner l'influence conjuguée du délai d'activation et du niveau de stimulation contractile sur la dynamique tête-cou.

L'intégration d'un modèle de contraction musculaire novateur au SM2S a confirmé l'impact significatif de l'activation musculaire sur la rigidification du complexe cervical lors d'impacts frontaux (Eckner *et al.*, 2014). L'étude paramétrique des profils de stimulation neuronale a révélé plusieurs configurations optimales pour la cinématique de la tête, avec une amélioration notable de 38% du score CORA rotationnel comparé au modèle passif. Parallèlement, l'exploration d'une méthode d'induction basée sur le réflexe monosynaptique a permis d'ouvrir des perspectives de modélisations physiologiques intéressantes, malgré une limitation aux impacts modérés (2G) qui restreint les conclusions pour les collisions traumatiques. La méthodologie adaptée de Correia *et al.* (2020) met en évidence l'influence déterminante des paramètres d'activation sur la cinématique tête-cou. Aux faibles niveaux d'activation (20%), une réduction du délai de contraction améliorait score le CORA rotationnel, tandis qu'aux niveaux maximaux de contraction (85%) le score diminuait. Ce phénomène inverse pourrait s'expliquer par l'équilibre délicat entre une stabilisation réflexe rapide ( $d=55\text{ms}$ ) compensant l'insuffisance de force musculaire, et une sur-contraction précoce des muscles cervicaux restreignant excessivement les déplacements du crane.

Les résultats optimaux concordent avec ceux obtenus par Correia et al. (2020), notamment la configuration à 20% d'activation et 75ms de délai. Cependant, l'existence de multiples optimums locaux, comme celui apparaissant à  $d=125\text{ms}$ , souligne les défauts de robustesse de l'activation tabulée. Cette multiplicité permet des sélections arbitraires optimisant artificiellement les performances et compromettant ainsi la validité du modèle SM2S pour diverses sollicitations.

La disparité des résultats selon la cinématique évaluée reste problématique. Malgré un excellent score rotationnel (CORA=0,82), le déplacement antérieur demeure médiocre (CORA=0,44) avec 30% de sous-estimation, révélant un complexe musculaire trop rigide. Cette rétention excessive s'explique probablement par les regroupements musculaires adoptés, notamment l'inclusion du sternocléidomastoïdien parmi les fléchisseurs. Son insertion sterno-claviculaire et son activation permanente génèrent un effet de rétention posturale contre-productif, confirmé par les simulations préliminaires modulant l'activation des fléchisseurs (0-100%). Ainsi, il serait pertinent de compléter cette étude paramétrique en y incluant l'activation des fléchisseurs (délai et niveau d'activation) avec un jeu de paramètres similaire ( $d = 55\text{ms}, 75\text{ms}, 100\text{ms}, 125\text{ms}$  et ACT = 0%, 20%, 60%, 85%).

Enfin, cette validation a été limitée à une dynamique de décélération de 2G en raison de la rupture des éléments du disque intervertébral du niveau spinal C5-C6. Une explication possible serait l'absence de la prise en compte du comportement viscoélastique de ces structures. La loi hyperélastique employée pour les disques du SM2S comprend une section de viscosité de type série de Prony. Un moyen d'outrepasser ce problème, tout en affinant le comportement du SM2S, serait donc de réaliser une optimisation paramétrique sur les valeurs de la série de Prony en utilisant la mêmes données de validation que celles employées par Bailly *et al.* (2020) pour calibrer les propriétés des disques actuels du SM2S. Un ordre de grandeur de ces paramètres viscoélastiques est par ailleurs fourni par l'étude de Wang *et al.* (2000).

## CONCLUSION

Ce travail de recherche s'est inscrit dans une démarche itérative de modélisation biomécanique du rachis cervical, chaque étape venant enrichir le modèle initial par l'ajout et la validation successives des structures anatomiques. L'objectif global visait à évaluer l'influence de la musculature active sur la cinématique du complexe tête-cou lors d'un choc frontal à faible dynamique, en s'appuyant sur deux hypothèses principales : (**H1**) le modèle de Hill amélioré permet une modélisation biofidèle de la contraction musculaire, et (**H2**) la contraction musculaire a un impact significatif sur la cinématique du complexe tête-cou.

Dans un premier temps (CHAPITRE 3), les propriétés biomécaniques et les insertions ligamentaires de la JAO ont été intégrées au modèle tête-cou SM2S. Une validation *in silico* en flexion-extension quasi-statique, bien que limitée par une raideur ligamentaire surestimée, a conduit à des résultats jugés satisfaisants pour initier l'intégration musculaire. La validation de la JAO a été limités à une sollicitation quasi-statique et n'est donc pas représentative des conditions d'utilisation traumatiques du modèle SM2S. Le manque de données expérimentales dynamiques pour ce niveau spinal ne permet pas de comparaison mais une étude d'optimisation sur les paramètres de raideur de ligaments et de laxité pourrait mener à une amélioration du modèle.

Le CHAPITRE 4 a ensuite porté sur l'implémentation d'un modèle de contraction musculaire raffiné dans le solveur OpenRadioss, basé sur une formulation améliorée du modèle de Hill (EHTM). L'évaluation de cette approche, réalisée en comparant la réponse simulée à des données expérimentales issues d'un modèle porcin, a montré une très bonne corrélation pour les charges faibles et intermédiaires, confirmant partiellement **H1**. Une perte de précision a néanmoins été observée pour les sollicitations élevées, et des pistes d'amélioration ont été suggérées pour mieux capturer la dynamique de contraction musculaire lors de sollicitations extrêmes. Cette perte de biofidélité observée sur le plan cinématique pourrait être améliorée grâce à l'introduction d'autres structures physiologiques dans le modèle de contraction comme

les filaments de titines. En effet, des progrès ont été réalisés avec l'utilisation d'un modèle récent incluant le comportement mécanique des filaments de titines (Millard *et al.*, 2024).

Enfin, le CHAPITRE 5 a permis d'intégrer un modèle de musculature cervicale au sein du modèle SM2S complet, dans un contexte dynamique d'impact frontal à 2G. L'analyse cinématique de la tête, associée au calcul des scores CORA en translation et en rotation, a révélé une amélioration notable de la correspondance avec les données expérimentales, notamment un gain de 38 % du score CORA en rotation par rapport au modèle musculaire passif. Ces résultats confirment **H2**, en soulignant l'importance de l'activation musculaire pour garantir la biofidélité du modèle tête-cou dans des conditions de choc. Toutefois, certaines limites ont été relevées lors de cette étude. En effet, l'étude paramétrique réalisée ne prenait pas en considération l'activation des fléchisseurs. Or, une étude préliminaire (p.81), a permis de souligner l'importance de la contribution de ces éléments musculaires dans la cinématique de la tête et du cou. Une étude subséquente pourrait compléter cette étude paramétrique en introduisant les paramètres de niveau d'activation et de délai d'activation des muscles fléchisseurs.

Ainsi, cette étude a permis d'établir les premières données relatives à l'intégration du modèle EHTM dans un contexte dynamique de choc frontal, en évaluant différentes méthodes d'activation musculaire. Elle constitue également la première description de l'implémentation d'une musculature active au sein du modèle tête-cou SM2S. Enfin, l'exploration de l'influence des paramètres d'activation sur la cinématique de la tête a mis en évidence l'existence de plusieurs maxima locaux du score CORA, suggérant une sensibilité marquée du modèle aux conditions de commande neuromusculaire. Cette observation souligne l'importance d'une calibration rigoureuse de l'activation musculaire afin d'éviter des interprétations erronées du comportement biomécanique simulé.

Plusieurs perspectives sont à envisager pour assurer l'amélioration de la biofidélité du SM2S dans les années à venir. D'une part, l'implémentation de la composante d'asservissement en boucle fermée dans la propriété EHTM représenterait une avancée significative pour le solveur

OpenRadioss et le modèle SM2S. Une étude d'optimisation des paramètres d'asservissement pourrait ainsi permettre une automatisation des consignes d'activation musculaire entraînant un gain de temps de modélisation précieux. Enfin, l'intégration des propriétés viscoélastiques des disques intervertébraux permettrait de valider le comportement musculaire pour des sollicitations plus élevées et du même coup affiner le comportement dynamique des structures discales à haute dynamique.



## ANNEXE I

### Propriétés mécaniques des composants du SM2S

Tableau-A-I-1 Propriétés mécaniques des composants du SM2S

Structure anatomique	Composant anatomique	Propriété matériau	Épaisseur moyenne (mm)	Densité $\rho$ (kg.m-3)	Module d'Young' E (MPa)	Autres paramètres
<b>Composants osseux</b>	Crane	Rigides				
	Vertebral cortical bone	Élastoplastique	0.37-0.9			
	Vertebral cancellous bone	Élastoplastique		1500	4600	
<b>Ligaments</b>	LLA	Viscoélastique	1.35	1000	35	
	LLP		2.0		38	
	LC		1.9		16	
	LJ		8.42		6.8	
	LSE		3.9		32.8	
	LI		1.82		8.2	

Structure anatomique	Composant anatomique	Propriété matériau	Épaisseur moyenne (mm)	Densité $\rho$ (kg.m <sup>-3</sup> )	Module d'Young' E (MPa)	Autres paramètres
<b>Disque intervertébral</b>	Annulus fibrosus	OGDEN Hyperélastique		1200		$\nu = 0.45$ $1 = 23.5$ $2 = -5.9$ $1 = 2.0$ $2 = -2.0$
	Nucleus pulposus	OGDEN Hyperélastique		1000		$\nu = 0.495$ $1 = 63.5$ $2 = -15.9$ $1 = 2.0$ $2 = -2.0$
<b>Tissus mous</b>	Dure mère	Rigides				
	Pie mère					
	Cerveau					
<b>Musculature du cou</b>	Fibre musculaire	Ressort EHTM				

## ANNEXE II

### Guide d'utilisation de la propriété EHTM sur OpenRadioss

L'ensemble des ressources nécessaires à l'installation et à l'utilisation du solveur OpenRadioss sont disponibles sur le site officiel openradioss.org. L'utilisation de propriétés définies par les utilisateurs nécessite l'installation du sdk ('software développement kit') disponible sur le GitHub officiel d'OpenRadioss. Pour fonctionner, trois fichiers sources codés en FORTAN77, placés à l'emplacement du modèle 0000.rad, sont nécessaires :

- **lecmuser30.F** : Permet de lire la carte propre de la propriété EHTM dans le modèle 0000.rad
- **rini30.F** : Permet d'initialiser les variables de l'EHTM à la première itération temporelle de la simulation.
- **ruser30.F** : Permet le calcul des forces et des déplacements selon les équations de l'EHTM définies au CHAPITRE 4 à chaque itération temporelle.

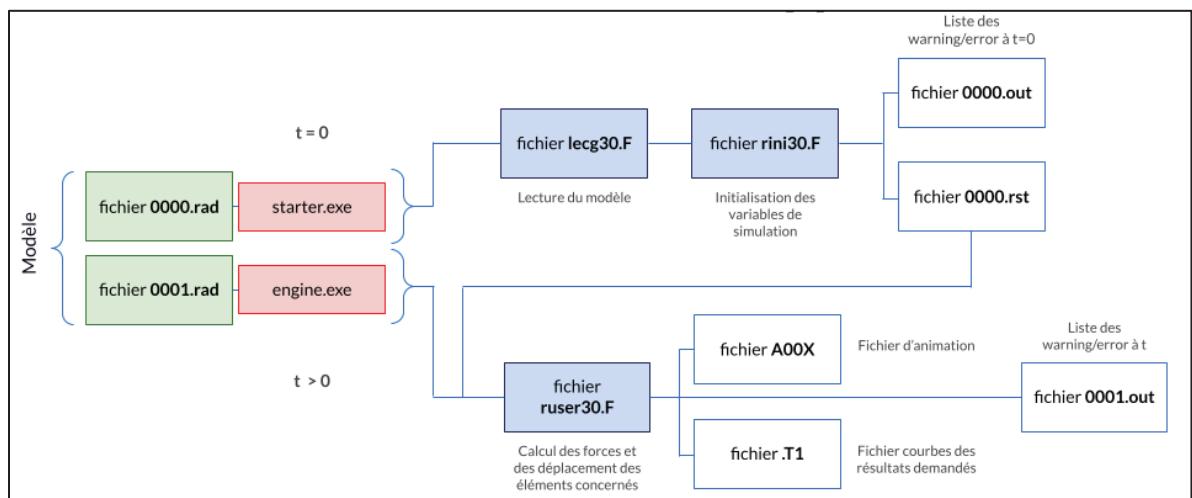


Figure-A II-1 Fonctionnement schématisé du code EHTM

Pour compiler le fichier source, la commande à entrer dans le terminal est :

```
build_userlib.bat /STARTER "lecg30.F rini30.F" /ENGINE "ruser30.F"\
```

Une fois le modèle correctement EHTM correctement importé, la mise en place de la carte propriété EHTM dans le fichier 0000.rad de votre modèle se fait par l'insertion du bloc de texte comme présenté dans l'exemple à la **Erreur ! Source du renvoi introuvable..** Comme indiqué au CHAPITRE 4, le modèle EHTM a été conçu pour les éléments de type ressort d'OpenRadioss.

```
#---1---|---2---|---3---|---4---|---5---|---6---|---7---|---8---|---9---|---10---|
##HWCOLOR properties 260003151 10
/PROP/USER2/2
USER_SPRING
#           Rho        Diameter      Contact Stif    ActOpt   SENS_ID
#           0.001       12.0          8.0        2         17
#           STIM_ID     q0            tauq/c      betaq/eta
#           3.0          5.0E-3        1.373E-4   5.27E+4      k
#           m   muscle len offset   Fmax          1CEopt
#           11.3E-3      0.0            30          0.75      dWdes
#           nuCEdes     dwasc          nuCEasc      Are10
#           3.0          0.57          4.0          0.1       0.14
#           Secc        Fecc          LPee0        nuPEE
#           2.0          1.8            0.9          2.5       1.0E-3
#           dUSEEn11    duSEEl        dFSEE0
#           0.1825      0.073          60.0
#           Damping     Param1        Param2output_MTD
#           3.0          0.3            0.01         1
#           timestep    Activation    target_1_CE
#           0.0          t_Presim      kp
#           dotlCEDelay  threshold    0.75
#                                         kd
#                                         6
|
```

Figure-A II-2 Exemple de carte propriété EHTM dans le fichier 0000.rad

Dans cet exemple issu du muscle porcin du CHAPITRE 4, la propriété EHTM (/PROP/USER2) dont l'identifiant est 2 a été assignée au ressort. Chaque emplacement de paramètre, situé sous son titre, est constitué de 10 emplacements de caractère pour les nombres entiers et 20 pour les nombres flottants. Il est primordial de respecter ces emplacements pour garantir le bon fonctionnement de la propriété.

La paramètre ‘ActOpt’ permet de calibrer le type d’activation souhaité avec ActOpt = 1 pour une activation de type Hatze et ActOpt = 2 pour une activation de type Zajac. De plus, la section ‘Activation’ permet de calibrer le type de contrôleur pour le déclenchement de l’activation musculaire avec : Activation = 0 pour une activation tabulée, Activation = 4 pour

une activation réflexe. Les autres options d'activation ne sont pas encore disponibles dans le code actuel. Le reste des paramètres, concordent avec ceux décrit lors du CHAPITRE 4.

Une fois les fichiers sources compilés et les paramètres de la carte EHTM correctement renseignés dans le modèle 0000.rad, le lancement de la simulation se fait par les lignes de commandes adaptées au système d'exploitation de la machine et détaillées sur le Git d'OpenRadioss.

Dans le cas du système d'exploitation Windows avec le programme de multithreading installé, l'exécutable du starter se lance grâce à la commande :

```
starter_win64.exe -nspmd 1 -i [Nom_du_fichier]_0000.rad
```

Dans un second temps, la simulation se lance par l'exécutables de l'engine par la commande :

```
mpiexec.exe -np 1 engine_win64_impi.exe -i [Nom_du_fichier]_0001.rad
```

## LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Abbeele, Maxim van den. 2018. « Modélisation Musculo-Squelettique Personnalisée du Rachis Cervical ». phdthesis, Ecole nationale supérieure d'arts et métiers - ENSAM. <<https://pastel.hal.science/tel-02548372>>. Consulté le 17 janvier 2024.
- Bailly, Nicolas, Lucien Diotalevi, Marie-Hélène Beauséjour, Éric Wagnac, Jean-Marc Mac-Thiong et Yvan Petit. 2020a. « Numerical investigation of the relative effect of disc bulging and ligamentum flavum hypertrophy on the mechanism of central cord syndrome ». *Clinical Biomechanics*, vol. 74, p. 58-65. <<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.02.008>>.
- Bailly, Nicolas, Lucien Diotalevi, Marie-Hélène Beauséjour, Éric Wagnac, Jean-Marc Mac-Thiong et Yvan Petit. 2020b. « Numerical investigation of the relative effect of disc bulging and ligamentum flavum hypertrophy on the mechanism of central cord syndrome ». *Clinical Biomechanics*, vol. 74, p. 58-65. <<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.02.008>>.
- Barker, Jeffrey B. et Duane S. Cronin. 2021. « Multilevel Validation of a Male Neck Finite Element Model With Active Musculature ». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 143, n° 1, p. 011004. <<https://doi.org/10.1115/1.4047866>>.
- Beauséjour, Marie-Hélène. 2021. « Étude biomécanique des mécanismes lésionnels et des blessures médullaires au rachis cervical ». phd, École de technologie supérieure, 259 p. <<https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/2826/>>. Consulté le 29 janvier 2024.
- Beauséjour, Marie-Hélène, Yvan Petit, Jeremy Hagen, Pierre-Jean Arnoux, Jean-Marc Mac Thiong et Eric Wagnac. 2020. « Contribution of injured posterior ligamentous complex and intervertebral disc on post-traumatic instability at the cervical spine ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 23, n° 12, p. 832-843. <<https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1767776>>.
- Beauséjour, M.-H., Y. Petit, P.-J. Arnoux et E. Wagnac. 2019. « Comparison of Two Intervertebral Disc Failure Models in a Numerical C4-C5 Trauma Model ». In *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. (juillet 2019), p. 5415-5418. <<https://doi.org/10.1109/EMBC.2019.8857095>>. Consulté le 7 avril 2025.
- Behr, Michel, Pierre-Jean Arnoux, Thierry Serre, Lionel Thollon et Christian Brunet. 2005. « Tonic Finite Element Model of the Lower Limb ». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 128, n° 2, p. 223-228. <<https://doi.org/10.1115/1.2165700>>.
- Borst, Jordi, Patrick A. Forbes, Riender Happee et DirkJan (H. E. J.) Veeger. 2011. « Muscle parameters for musculoskeletal modelling of the human neck ». *Clinical Biomechanics*, vol. 26, n° 4, p. 343-351. <<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.11.019>>.

- BROLIN, KARIN, PETER HALLDIN et INGRID LEIJONHUFVUD. 2005. « The Effect of Muscle Activation on Neck Response ». *Traffic Injury Prevention*, vol. 6, n° 1, p. 67-76. <<https://doi.org/10.1080/15389580590903203>>.
- Buchanan, Thomas S., David G. Lloyd, Kurt Manal et Thor F. Besier. 2004. « Neuromusculoskeletal Modeling: Estimation of Muscle Forces and Joint Moments and Movements From Measurements of Neural Command ». *Journal of applied biomechanics*, vol. 20, n° 4, p. 367-395.
- Cappon, H., J. Mordaka, L. Van Rooij, J. Adamec, N. Praxl, H. Muggenthaler et SAE World Congress & Exhibition. 2007. « A Computational Human Model With Stabilizing Spine: A Step Towards Active Safety ». *SAE Technical Paper*. <<https://doi.org/10.4271/2007-01-1171>>. Consulté le 16 avril 2024.
- Chen, Huipeng, Agnes Kim et Jonathan Wood. 2022. « Adult occupant injury risk in rear impact and frontal impact: Effect of impact conditions and occupant-related factors ». *Traffic Injury Prevention*, vol. 23, n° 4, p. 176-180. <<https://doi.org/10.1080/15389588.2022.2034797>>.
- Clos, Pierre. 2021. « Altérations neuromusculaires induites par des exercices excentriques et concentriques fatigants : emphase sur le pédalage des membres inférieurs ». phdthesis, Université Bourgogne Franche-Comté. <<https://theses.hal.science/tel-03474196>>. Consulté le 27 juin 2025.
- Correia, Matheus A., Stewart D. McLachlin et Duane S. Cronin. 2020. « Optimization of muscle activation schemes in a finite element neck model simulating volunteer frontal impact scenarios ». *Journal of Biomechanics*, vol. 104, p. 109754. <<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109754>>.
- Correia, Matheus A., Stewart D. McLachlin et Duane S. Cronin. 2021. « Vestibulocollic and Cervicocollic Muscle Reflexes in a Finite Element Neck Model During Multidirectional Impacts ». *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 49, n° 7, p. 1645-1656. <<https://doi.org/10.1007/s10439-021-02783-2>>.
- Eckner, James T., Youkeun K. Oh, Monica S. Joshi, James K. Richardson et James A. Ashton-Miller. 2014. « Effect of Neck Muscle Strength and Anticipatory Cervical Muscle Activation on the Kinematic Response of the Head to Impulsive Loads ». *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 42, n° 3, p. 566-576. <<https://doi.org/10.1177/0363546513517869>>.
- Esat, V et M Acar. 2009. « Viscoelastic finite element analysis of the cervical intervertebral discs in conjunction with a multi-body dynamic model of the human head and neck ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 223, n° 2, p. 249-262. <<https://doi.org/10.1243/09544119JEIM421>>.

- Ewing, Channing L. et D. J. Thomas. 1972. *Human Head and Neck Response to Impact Acceleration*. Naval Aerospace Medical Research Laboratory, Naval Aerospace Medical Institute, Naval Aerospace and Regional Medical Center, 392 p.
- Fradet, Léo. 2014. « Étude biomécanique des traumatismes vertébro-médullaires du rachis humain ». phd, Montréal, École de technologie supérieure, 202 p. <<https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/1291/>>. Consulté le 12 avril 2024.
- Fradet, Léo, Francis Cliche, Yvan Petit, Jean-Marc Mac-Thiong et Pierre-Jean Arnoux. 2016. « Strain rate dependent behavior of the porcine spinal cord under transverse dynamic compression ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 230, n° 9, p. 858-866. <<https://doi.org/10.1177/0954411916655373>>.
- Gerringer, Jesse W., Karthik Somasundaram et Frank A Pintar. 2023. « Effect of muscle activation scheme in human head-neck model on estimating cervical spine ligament strain from military volunteer frontal impact data ». *Accident Analysis & Prevention*, vol. 190, p. 107157. <<https://doi.org/10.1016/j.aap.2023.107157>>.
- Günther, Michael, Syn Schmitt et Veit Wank. 2007. « High-frequency oscillations as a consequence of neglected serial damping in Hill-type muscle models ». *Biological Cybernetics*, vol. 97, n° 1, p. 63-79. <<https://doi.org/10.1007/s00422-007-0160-6>>.
- Hadagali, Prasannaah et Duane S. Cronin. 2022. « Enhancing the Biofidelity of an Upper Cervical Spine Finite Element Model Within the Physiologic Range of Motion and Its Effect on the Full Ligamentous Neck Model Response ». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 145, n° 011007. <<https://doi.org/10.1115/1.4055037>>. Consulté le 10 janvier 2025.
- Hadagali, Prasannaah, Steven L. Fischer, Jack P. Callaghan et Duane S. Cronin. 2024. « Quantifying the Importance of Active Muscle Repositioning a Finite Element Neck Model in Flexion Using Kinematic, Kinetic, and Tissue-Level Responses ». *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 52, n° 3, p. 510-525. <<https://doi.org/10.1007/s10439-023-03396-7>>.
- Happee, R. 1994. « Inverse dynamic optimization including muscular dynamics, a new simulation method applied to goal directed movements ». *Journal of Biomechanics*, vol. 27, n° 7, p. 953-960. <[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90267-4](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90267-4)>.
- Hatze, H. 1978. « A general myocybernetic control model of skeletal muscle ». *Biological Cybernetics*, vol. 28, n° 3, p. 143-157. <<https://doi.org/10.1007/BF00337136>>.
- Hedenstierna, S., P. Halldin et K. Brolin. 2008. « Evaluation of a combination of continuum and truss finite elements in a model of passive and active muscle tissue ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 11, n° 6, p. 627-639. <<https://doi.org/10.1080/17474230802312516>>.

- Hedenstierna, Sofia. 2008. « 3D Finite Element Modeling of Cervical Musculature and its Effect on Neck Injury Prevention ». <<https://urn.kb.se/resolve?urn=urn:nbn:se:kth:diva-9503>>. Consulté le 23 février 2024.
- Hedenstierna, Sofia et Peter Halldin. 2008. « How does a three-dimensional continuum muscle model affect the kinematics and muscle strains of a finite element neck model compared to a discrete muscle model in rear-end, frontal, and lateral impacts ». *Spine*, vol. 33, n° 8, p. E236-245. <<https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31816b8812>>.
- Hicks, Jennifer L., Thomas K. Uchida, Ajay Seth, Apoorva Rajagopal et Scott L. Delp. 2015. « Is My Model Good Enough? Best Practices for Verification and Validation of Musculoskeletal Models and Simulations of Movement ». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 137, n° 2, p. 020905. <<https://doi.org/10.1115/1.4029304>>.
- Jaeger, Rudolf, Frieder Mauch et Bernd Markert. 2012. « The muscle line of action in current models of the human cervical spine: a comparison with *in vivo* MRI data ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 15, n° 9, p. 953-961. <<https://doi.org/10.1080/10255842.2011.567982>>.
- Jager, MKJ Marko De. 1996. « Mathematical head-neck models for acceleration impacts ». <<https://doi.org/10.6100/IR460661>>. Consulté le 12 mars 2024.
- Kleinbach, Christian, Oleksandr Martynenko, Janik Promies, Daniel F. B. Haeufle, Jörg Fehr et Syn Schmitt. 2017. « Implementation and validation of the extended Hill-type muscle model with robust routing capabilities in LS-DYNA for active human body models ». *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 16, n° 1, p. 109. <<https://doi.org/10.1186/s12938-017-0399-7>>.
- Kraemer, William J., Steven J. Fleck et Michael R. Deschenes. 2011. *Exercise Physiology: Integrating Theory and Application*. Lippincott Williams & Wilkins, 512 p.
- Li, Tian-Cheng, Chun-Jie Liu, Song-Yang Liu, Xin Wang, Jing-Jing Feng, Ju-Tao Wang et Cheng-Fei Du. 2023. « Effect of muscle activation on dynamic responses of neck of pilot during emergency ejection: a finite element study ». *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 61, n° 9, p. 2255-2268. <<https://doi.org/10.1007/s11517-023-02817-y>>.
- Marcucci, Lorenzo, Carlo Reggiani, Arturo Natali et Piero Pavan. 2017. « From single muscle fiber to whole muscle mechanics: a finite element model of a muscle bundle with fast and slow fibers ». *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, vol. 16. <<https://doi.org/10.1007/s10237-017-0922-6>>.
- Marieb, Elaine Nicpon, René Lachaîne et Michel Boyer. 2005. *Anatomie et physiologie humaines*, Troisième édition. Saint-Laurent, Québec : Éditions du Renouveau pédagogique, xxi, 1288 p.

- Martynenko, Oleksandr V., Fabian Kempfer, Christian Kleinbach, Lennart V. Nölle, Patrick Lerge, Syn Schmitt et Jörg Fehr. 2023. « Development and verification of a physiologically motivated internal controller for the open-source extended Hill-type muscle model in LS-DYNA ». *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. 22, n° 6, p. 2003-2032. <<https://doi.org/10.1007/s10237-023-01748-9>>.
- Mattucci, Stephen F. E., Jeffrey A. Moulton, Naveen Chandrashekhar et Duane S. Cronin. 2012. « Strain rate dependent properties of younger human cervical spine ligaments ». *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 10, p. 216-226. <<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2012.02.004>>.
- Millard, Matthew, Norman Stutzig, Jörg Fehr et Tobias Siebert. 2024. « A benchmark of muscle models to length changes great and small ». *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 160, p. 106740. <<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2024.106740>>.
- Muscolino, Joseph E. 2013. *Advanced treatment techniques for the manual therapist: neck*, 1st ed. Philadelphia : Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, xiv, 281 p.
- Myers, B. S., C. T. Woolley, T. L. Slotter, W. E. Garrett et T. M. Best. 1998. « The Influence of Strain Rate on the Passive and Stimulated Engineering Stress–Large Strain Behavior of the Rabbit Tibialis Anterior Muscle ». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 120, n° 1, p. 126-132. <<https://doi.org/10.1115/1.2834292>>.
- Nasim, Mohammad et Ugo Galvanetto. 2023a. « Muscle activity on head-first compression responses of a finite element neck model ». *Forces in Mechanics*, vol. 10, p. 100163. <<https://doi.org/10.1016/j.finmec.2022.100163>>.
- Nasim, Mohammad et Ugo Galvanetto. 2023b. « Muscle activity on head-first compression responses of a finite element neck model ». *Forces in Mechanics*, vol. 10, p. 100163. <<https://doi.org/10.1016/j.finmec.2022.100163>>.
- Nigg, Benno M. 1999. *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*. Wiley, 664 p.
- Oda, T., M. M. Panjabi, J. J. Crisco, H. U. Bueff, D. Grob et J. Dvorak. 1992. « Role of tectorial membrane in the stability of the upper cervical spine ». *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 7, n° 4, p. 201-207. <[https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(92\)90002-L](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(92)90002-L)>.
- Östh, Jonas, Karin Brolin et Riender Happee. 2012. « Active muscle response using feedback control of a finite element human arm model ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 15, n° 4, p. 347-361. <<https://doi.org/10.1080/10255842.2010.535523>>.
- Östh, Jonas, Karin Brolin, Mats Y. Svensson et Astrid Linder. 2016. « A Female Ligamentous Cervical Spine Finite Element Model Validated for Physiological Loads ». *Journal of*

- Biomechanical Engineering*, vol. 138, n° 061005.  
 <<https://doi.org/10.1111/1.4032966>>. Consulté le 16 avril 2024.
- Östh, Jonas, Manuel Mendoza-Vazquez, Fusako Sato, Mats Y. Svensson, Astrid Linder et Karin Brolin. 2017. « A female head-neck model for rear impact simulations ». *Journal of Biomechanics*, vol. 51, p. 49-56.  
 <<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.066>>.
- Panjabi, M., J. Dvorak, J. Crisco, T. Oda, A. Hilibrand et D. Grob. 1991. « Flexion, extension, and lateral bending of the upper cervical spine in response to alar ligament transections ». *Journal of Spinal Disorders*, vol. 4, n° 2, p. 157-167.  
 <<https://doi.org/10.1097/00002517-199106000-00005>>.
- Putra, I. Putu A., Johan Iraeus, Fusako Sato, Mats Y. Svensson, Astrid Linder et Robert Thomson. 2021. « Optimization of Female Head–Neck Model with Active Reflexive Cervical Muscles in Low Severity Rear Impact Collisions ». *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 49, n° 1, p. 115-128. <<https://doi.org/10.1007/s10439-020-02512-1>>.
- Putra, I. Putu A. et Robert Thomson. 2022. « Analysis of control strategies for VIVA OpenHBM with active reflexive neck muscles ». *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. 21, n° 6, p. 1731-1742. <<https://doi.org/10.1007/s10237-022-01616-y>>.
- Siegmund, Gunter P., David J. Sanderson et J. Timothy Inglis. 2002. « The effect of perturbation acceleration and advance warning on the neck postural responses of seated subjects ». *Experimental Brain Research*, vol. 144, n° 3, p. 314-321.  
 <<https://doi.org/10.1007/s00221-002-1048-2>>.
- Snyder, Richard G. 1975. « Bioengineering study of basic physical measurements related to susceptibility to cervical hyperextension-hyperflexion injury. Final report ». <<http://deepblue.lib.umich.edu/handle/2027.42/1231>>. Consulté le 3 juillet 2025.
- van Soest, Arthur J. et Maarten F. Bobbert. 1993. « The contribution of muscle properties in the control of explosive movements ». *Biological Cybernetics*, vol. 69, n° 3, p. 195-204.  
 <<https://doi.org/10.1007/BF00198959>>.
- Stellella, J., R. Dumas et Y. Lafon. 2017. « Modeling of the Thigh: A 3D Deformable Approach Considering Muscle Interactions ». In *Biomechanics of Living Organs: Hyperelastic Constitutive Laws for Finite Element Modeling*, p. 497-521.  
 <<https://doi.org/10.1016/B978-0-12-804009-6.00023-7>>.
- Swartz, Erik E, R. T Floyd et Mike Cendoma. 2005. « Cervical Spine Functional Anatomy and the Biomechanics of Injury Due to Compressive Loading ». *Journal of Athletic Training*, vol. 40, n° 3, p. 155-161.

- Taso, M., L. Fradet, V. Callot et P. J. Arnoux. 2015. « Anteroposterior compression of the spinal cord leading to cervical myelopathy: a finite element analysis ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 18, n° sup1, p. 2070-2071. <<https://doi.org/10.1080/10255842.2015.1069625>>.
- Teo, E. C et H. W Ng. 2001. « Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite element method ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 23, n° 3, p. 155-164. <[https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(01\)00036-4](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(01)00036-4)>.
- Thunnissen, J., J. Wismans, C. L. Ewing et D. J. Thomas. 1995. *Human Volunteer Head-Neck Response in Frontal Flexion: A New Analysis*. 952721. Warrendale, PA : SAE International. <<https://doi.org/10.4271/952721>>. Consulté le 22 octobre 2024.
- Tuchtan, Lucile, Yves Godio-Raboutet, Clémence Delteil, Georges Léonetti, Marie-Dominique Piercecchi Marti et Lionel Thollon. 2020. « Study of cerebrospinal injuries by force transmission secondary to mandibular impacts using a finite element model ». *Forensic Science International*, vol. 307, p. 110118. <<https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2019.110118>>.
- Wagnac, Eric, Pierre-Jean Arnoux, Anaïs Garo et Carl-Eric Aubin. 2012. « Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading conditions ». *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 50, n° 9, p. 903-915. <<https://doi.org/10.1007/s11517-012-0908-6>>.
- Wagnac, Eric, Pierre-Jean Arnoux, Anaïs Garo, Marwan El-Rich et Carl-Eric Aubin. 2011. « Calibration of Hyperelastic Material Properties of the Human Lumbar Intervertebral Disc under Fast Dynamic Compressive Loads ». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 133, n° 101007. <<https://doi.org/10.1115/1.4005224>>. Consulté le 11 avril 2024.
- Wang, J. L., M. Parnianpour, A. Shirazi-Adl et A. E. Engin. 2000. « Viscoelastic finite-element analysis of a lumbar motion segment in combined compression and sagittal flexion. Effect of loading rate ». *Spine*, vol. 25, n° 3, p. 310-318. <<https://doi.org/10.1097/00007632-200002010-00009>>.
- Wang, Sentong, Kazunori Hase et Tetsuro Funato. 2023. « Computational prediction of muscle synergy using a finite element framework for a musculoskeletal model on lower limb ». *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 11, p. 1130219. <<https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1130219>>.
- White, Augustus A. et Manohar M. Panjabi. 1978. *Clinical Biomechanics of the Spine*. Lippincott, 568 p.
- Winters, Jack M. et Lawrence Stark. 1988. « Estimated mechanical properties of synergistic muscles involved in movements of a variety of human joints ». *Journal of*

- Biomechanics*, vol. 21, n° 12, p. 1027-1041. <[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(88\)90249-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(88)90249-7)>.
- Yoganandan, Narayan, Srirangam Kumaresan et Frank A Pintar. 2001. « Biomechanics of the cervical spine Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling ». *Clinical Biomechanics*, vol. 16, n° 1, p. 1-27. <[https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00074-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00074-7)>.
- Zajac, F. E. 1989. « Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control ». *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 17, n° 4, p. 359-411.
- Zwambag, Derek P., Kelsey Y. Gsell et Stephen H.M. Brown. 2019. « Characterization of the passive mechanical properties of spine muscles across species ». *Journal of Biomechanics*, vol. 88, p. 173-179. <<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.03.036>>.