



HAL
open science

Contribution à l'étude du comportement du rachis cervical soumis à un choc

Bertrand Frechede

► **To cite this version:**

Bertrand Frechede. Contribution à l'étude du comportement du rachis cervical soumis à un choc. Mécanique [physics.med-ph]. Arts et Métiers ParisTech, 2003. Français. NNT : 2003ENAM0024 . tel-00005748

HAL Id: tel-00005748

<https://pastel.hal.science/tel-00005748>

Submitted on 5 Apr 2004

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

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

Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers
Centre de Paris

THÈSE

présentée pour obtenir le grade de

DOCTEUR

de

**L'ÉCOLE NATIONALE SUPÉRIEURE
D'ARTS ET MÉTIERS**

Spécialité : Mécanique

par

Bertrand FRECHEDE

**CONTRIBUTION A L' ETUDE DU COMPORTEMENT DU RACHIS
CERVICAL SOUMIS A UN CHOC**

Soutenue le 18 décembre 2003, devant le Jury composé de

Mme. :

W. SKALLI Professeur - ENSAM, Paris

MM. :

P. DRAZETIC Professeur - UVHC, Valenciennes

F. LAVASTE Professeur - ENSAM, Paris

D. MARQUIS Professeur - IFMA, Clermont-F^d Président, Rapporteur

V. POINTILLART PU/PH - CHU Pellegrin, Bordeaux Rapporteur

G. SAILLANT PU/PH - CHU Pitié-Salpêtrière, Paris

Résumé

Parmi les traumatismes associés aux accidents de la route, les lésions cervicales représentent près de 15% des lésions traumatiques graves et plus de 50% des demandes de remboursements. Les mécanismes lésionnels associés à ces traumatismes sont encore mal connus, et médecins et assureurs sont demandeurs de critères quantifiant les lésions dues à ces chocs, en particulier concernant ceux du type whiplash. Le but de cette étude est de contribuer à l'amélioration de modèles Eléments-finis permettant d'explorer les mécanismes lésionnels survenant lors de ce type de sollicitation. A cet effet des mécanismes lésionnels probables ont été identifiés et comparés aux résultats des simulations numériques. L'influence de paramètres extrinsèques et intrinsèques sur le risque lésionnel associé à ces mécanismes a été évaluée, permettant de mettre en relief l'intérêt d'une étude de critères locaux dans un tel contexte. En particulier, l'étude de l'influence de la morphologie a été accompagnée d'une évolution des modèles vers la personnalisation, basés sur la reconstruction géométrique d'un sujet à partir de stéréo-radiographies.

Mots-clés: Cou, Rachis Cervical, Risque Lésionnel, Choc, Whiplash, Modèle, Méthode des Eléments-Finis.

Abstract

Injuries at the cervical level are often related with motor accidents, where they represent 15% of the severe injuries and more than 50% of compensation claims. The associated injury mechanisms are not yet fully understood, and clinicians as well as insurers are in need of criteria to allow a better assessment of impact injuries, in particular for which concerns whiplash. Our aim is to explore injury mechanisms that occur during this last kind of impact, in improving and developing Finite-Element models of the human head/neck complex. This was performed by identifying possible mechanisms of injury, which were compared to simulation results. Then, the influence of extrinsic and intrinsic parameters on injury risk was taken into account, allowing to emphasize the potential of defining local criteria in this context. In particular, the study of the influence of morphology led to an evolution of the models towards personalization, based on a geometric reconstruction from stereo-radiography.

Keywords: Neck, Cervical Spine, Injury risk, Impact, Whiplash, Model, Finite Element Method

Remerciements

Je souhaite remercier ici Mr. le Pr. François Lavaste pour son accueil au sein d' un laboratoire dynamique et ouvert sur le monde.

Je remercie également chaleureusement Mme. le Pr. Wafa Skalli pour son encadrement rigoureux et sa vision enthousiaste de la recherche. Sa motivation constante a contribué à me faire imaginer la bouteille à moitié pleine.

Mr. le Pr. Saillant a su m' apporter les remarques pertinentes qui m' ont souvent aidé à recadrer les objectifs de ce travail. Merci pour l' intérêt et l' attention qu' il a toujours manifestés lors de ces rencontres.

L' ambiance et la bonne humeur au sein du Laboratoire de BioMécanique ont été ce qu' on peut espérer de mieux pour un étudiant en thèse. J' ai vraiment apprécié le bouillonnement d' idées ainsi que les échanges constants entre différents groupes de recherche, tendant vers un projet commun. Merci à tous ceux qui y ont participé au cours de ces quelques années.

Parmi ces derniers, je souhaite remercier les personnes suivantes, qui ont plus particulièrement contribué à l' avancement de cette thèse de doctorat :

- Philippe Beillas, qui dès le début m' a mis sur les bons rails.
- Virginie Lafage et Lisa Denninger, pour avoir répondu vingt fois aux mêmes questions, et pour ce qu' a été la salle des stations.
- Sébastien Laporte, pour sa compétence, son soutien, sa disponibilité et le pillage éhonté de ses routines Matlab.
- Renée Saintonge et Dominique Bonneau pour leur travail de bénédictin sur les muscles du rachis cervical.
- Benjamin Aubert et les participants au projet IdefX, dont la programmation éclairée m' a permis de mener à bien les aspects de reconstruction.
- Vanessa Valminos, Patricia Siassia et Christophe Canu, aux petits soins pour le thésard débordé que j' ai parfois été.

Table des matières

Chapitre 1 Introduction	1
Chapitre 2 Présentation biomécanique du cou	3
2.1 Introduction	3
2.2 Présentation biomécanique du cou	3
2.2.1 Repérage	3
2.2.2 Le rachis dans son ensemble	4
2.2.3 Le rachis cervical	5
2.3 Spécificités du comportement du cou	13
2.4 Discussion	24
Chapitre 3 Etude du choc	25
3.1 Introduction	25
3.2 Accidentologie et lésions du cou	26
3.2.1 Introduction	26
3.2.2 Facteurs influençant le risque lésionnel	27
3.2.3 Whiplash	27
3.3 Etude des mécanismes lésionnels	31
3.3.1 Modes de chargement et mécanismes lésionnels associés	31
3.3.2 Cas des principaux types de choc	31
3.3.3 Cas particulier du choc arrière	37
3.3.4 Critères lésionnels	41
3.4 Modèles Dynamiques	52
3.4.1 Modèles EF et corps rigides	52
3.5 Discussion	56

Chapitre 4	Prise en main et amélioration des modèles existants	57
4.1	Introduction	57
4.2	Modèles quasi-statiques	58
4.2.1	Modèle de rachis cervical inférieur - RCI	58
4.2.2	Modèle de rachis cervical supérieur - RCS	59
4.2.3	Modèle complet	67
4.3	Modèle dynamique	68
4.3.1	Modèle initial LBM-LAB	68
4.3.2	Affinage du modèle	70
4.4	Discussion	82
Chapitre 5	Evolution de la modélisation vers la personnalisation	83
5.1	Introduction	83
5.2	Prise en compte de la courbure cervicale	84
5.2.1	Problématique	84
5.2.2	Modélisation de différentes courbures	84
5.2.3	Simulations	86
5.2.4	Résultats	86
5.2.5	Discussion	92
5.3	Personnalisation de la géométrie	95
5.3.1	Principe de la reconstruction	95
5.3.2	Démarche de reconstruction	97
5.3.3	Faisabilité de la simulation	99
5.3.4	Adaptation du modèle	99
5.4	Discussion	101
Chapitre 6	Première approche dans l' exploration des mécanismes lé-	
	sionnels	103
6.1	Introduction	103
6.2	Prise en compte de facteurs intrinsèques	104
6.2.1	Sujets hyperlaxes	104
6.2.2	Contraction musculaire avant le choc	104
6.3	Prise en compte de facteurs extrinsèques	109
6.3.1	Violence du choc	110
6.3.2	Cas du sujet hors-position	111

6.4 Discussion	114
Chapitre 7 Conclusion	115
Bibliographie	117

1

Introduction

D' une manière générale, l' intérêt croissant porté au risque lésionnel au niveau cervical est lié à une prise de conscience assez récente du coût humain et social en termes de dépenses de santé associées en particulier aux remboursements suite à un choc automobile. D' après McElhaney [63], les traumatismes vertébraux représentent uniquement 2 à 4 % de l' ensemble des lésions traumatiques, mais ceci est compensé par une gravité importante en termes d' incapacité et de coût social. En termes d' incapacité, Le National Head and Spinal Cord Injury Survey (NHSCIS, Etats-Unis) estime en effet à plus de 10000 nouveau cas par an les tétraplégies induites par une lésion cervicale, pour un coût annuel de plus de 2 Milliards de dollars. Il est pourtant intéressant de noter que les lésions moins traumatisantes représentent en fait la plus grande part de ce coût social. Ainsi, en 1991, le coût moyen d' une lésion AIS1 (degré lésionnel faible sur lequel nous reviendrons) du cou aux Etats-Unis était estimé à 4000\$ donnant une projection 3.9 Milliards de dollars sur l' année (Kleinberger [52], in Deng [21]). Ceci est particulièrement vrai dans le domaine de l' accidentologie automobile, cause première des lésions du cou.

Le "whiplash" peut être défini comme un mécanisme de transfert d' énergie apparaissant lors d' une accélération ou décélération de la tête par rapport au tronc, sans impact de la tête, dans une direction quelconque de l' espace. Dans le contexte automobile, on le restreint souvent aux cas des chocs dans un plan sagittal ou latéral, voire pour qualifier le cas particulier du choc arrière. Ce phénomène de whiplash est le plus rapporté dans les accidents automobiles (Spitzer [106]), il est ainsi relevé par Ono [84] en 1993 dans 50% des accidents survenus au Japon. Il est intéressant de noter que, de par la difficulté d' exploration, les mécanismes lésionnels survenant lors de ces chocs sont encore méconnus, quand ils ne sont pas remis en question par une partie de la communauté scientifique (Freeman [30]).

C' est donc là d' un réel phénomène de santé publique qu' il s'agit. Dans ce contexte, le Laboratoire de BioMécanique de l' ENSAM participe depuis plusieurs années au développement de protocoles expérimentaux et numériques visant à explorer les aspects lésionnels du rachis cervical. Lors d' un choc, deux aspects complémentaires nous intéressent plus particulièrement. Le premier consiste en l' évaluation du risque lésionnel et des facteurs pouvant l' influencer. Notons que cette notion de risque, cruciale en termes

de santé publique, n'est pas subordonnée à la compréhension des mécanismes lésionnels mis-en-jeu. Pourtant, ce deuxième point constitue une question de fond dont la connaissance participerait, de manière inductive, à une meilleure évaluation du risque ainsi qu'à l'amélioration des moyens de protection. Ces deux aspects, évaluation du risque et exploration des mécanismes lésionnels, constitueront donc l'objectif de ce travail de thèse doctorale où nous tenterons, dans le cadre de modélisations par éléments-finis dont nous soulignerons le potentiel mais aussi les limites, de contribuer à une meilleure compréhension du comportement du cou en choc.

Ce contexte étant défini, nous débuterons par une courte description biomécanique du cou ayant pour but de resituer d'une part cette zone cervicale dans sa globalité, mais également de présenter quelques spécificités de son comportement.

Le deuxième chapitre portera sur l'étude bibliographique du choc. Nous y recenserons les données disponibles dans les domaines de l'accidentologie et de l'étude expérimentale, où nous aborderons en détail le cas particulier du whiplash en choc arrière. Nous terminerons cette partie introductive par un état de l'art des modèles numériques existant à l'heure actuelle et de leurs applications en dynamique afin de mesurer l'apport potentiel de ce type de méthodes.

Le troisième chapitre servira de référence à l'exploitation du modèle, puisqu'il en présentera le développement initial ainsi que les améliorations apportées lors de la prise en main effectuée en début de doctorat. Nous présenterons successivement le travail de mise-à-jour des différents modèles du Laboratoire de BioMécanique nous ayant permis de choisir à la fois le type de modèle ainsi que la meilleure stratégie de simulations en vue d'étudier les phénomènes lésionnels. Dans cette partie nous nous focaliserons plus particulièrement sur les améliorations apportées au modèle dynamique ainsi qu'aux possibilités d'affinage des validations de celui-ci.

Le quatrième chapitre concernera le travail que nous avons mené en vue de personnaliser la géométrie du modèle dynamique. La pertinence de cette étude sera mise en relief par une prise en compte et une quantification de l'influence de la courbure cervicale sur le risque lésionnel. La démarche de personnalisation du modèle à partir de stéréo-radiographies sera ensuite présentée.

En collaboration avec notre partenaire clinique, des paramètres influant potentiellement sur ce risque ont été mis plus particulièrement en relief. Dans le cadre d'une première approche de l'utilisation du modèle en tant qu'outil prédictif, nous présenterons l'influence de paramètres intrinsèques (hyperlaxité, contraction musculaire) et extrinsèques (violence du choc, sujet hors-position) sur celui-ci.

Nous concluerons par une synthèse des résultats obtenus et une discussion de ceux-ci, en tentant de prendre le recul nécessaire à l'évaluation de l'apport de ce travail dans le cadre d'une utilisation plus concrète, et présenterons pour finir les potentialités d'évolution et d'exploitation du modèle à court et à moyen terme.

2

Présentation biomécanique du cou

Sommaire

2.1	Introduction	3
2.2	Présentation biomécanique du cou	3
2.2.1	Repérage	3
2.2.2	Le rachis dans son ensemble	4
2.2.3	Le rachis cervical	5
2.3	Spécificités du comportement du cou	13
2.4	Discussion	24

2.1 Introduction

Dans ce chapitre nous effectuerons une présentation biomécanique du cou ayant pour but d'en appréhender les spécificités. Nous situerons tout d'abord le cou et son anatomie puis présenterons quelques caractéristiques particulières de son comportement. Cette dernière partie, traitée en profondeur dans les Thèses de Maurel [59], Watier [118] et Bertholon [8] sera volontairement générale, nous reviendrons en détail sur le comportement de certaines structures dans la partie concernant l'amélioration des modèles du chapitre III.

2.2 Présentation biomécanique du cou

2.2.1 Repérage

Afin de repérer pratiquement les différents segments corporels, nous commencerons par définir les 3 plans suivants :

- le plan sagittal, qui est le plan de symétrie du corps humain (OXZ) ;
- le plan frontal, qui correspond au plan vertical perpendiculaire au plan sagittal (OYZ) ;

– le plan horizontal, ou transversal qui est perpendiculaire aux deux autres (OXY).
Les axes du repère orthonormal OXYZ sont définis par les intersections de ces plans (Fig 2.1).

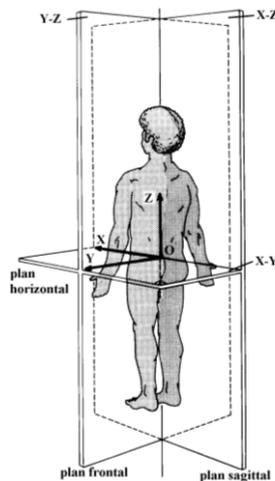


FIG. 2.1 – Représentation des trois plans de référence (d'après White [121])

2.2.2 Le rachis dans son ensemble

Pour une première approche, on peut se représenter le rachis, ou colonne vertébrale, comme un empilement de corps osseux relativement rigides que sont les vertèbres. Celles-ci sont reliées par des articulations formées de tissus plus mous tels que les disques intervertébraux et les ligaments, ainsi que par des contacts articulaires, les muscles formant un manchon autour de cette structure. Comme nombre de structures du corps humain comprenant de telles articulations, le rachis doit assurer conjointement deux fonctions principales :

- Transmettre et supporter les efforts provenant des éléments situés au-dessus du bassin
- Permettre la mobilité entre la tête, le tronc et le bassin

A cela s'ajoute une fonction plus spécifique de la colonne vertébrale, à savoir la protection de la moelle épinière qu'elle entoure.

La colonne est constituée de cinq parties différentes. Dans un plan frontal, la ligne moyenne du rachis est rectiligne. Dans un plan sagittal, la colonne présente quatre courbures. On trouve donc de haut en bas les parties suivantes (Fig. 2.2) :

- le rachis cervical constitué de sept vertèbres cervicales (C1 à C7) en lordose (concavité postérieure) ;
- le rachis thoracique ou dorsal qui comprend douze vertèbres (T1 à T12) en cyphose (concavité antérieure) ;

- le rachis lombaire formé de cinq vertèbres (L1 à L5) en lordose ;
- le sacrum qui possède cinq vertèbres sacrées soudées en cyphose et le coccyx constitué de quatre à cinq vertèbres coccygiennes soudées.

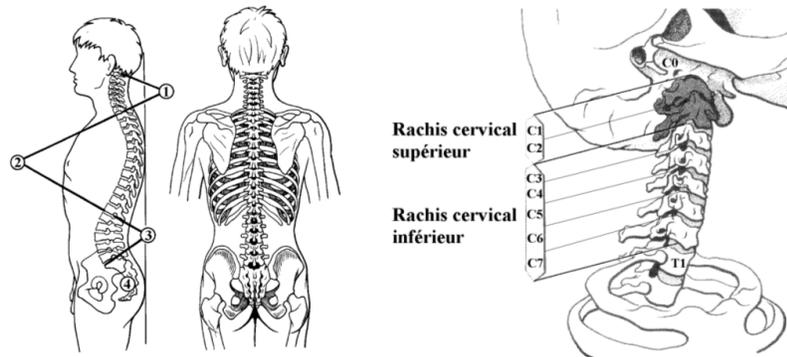


FIG. 2.2 – Vues sagittale et frontale du rachis humain et détail du rachis cervical (d'après Kapandji [50]).

2.2.3 Le rachis cervical

De par sa position, le rachis cervical doit permettre un repérage et un positionnement fins des capteurs visuels et vestibulaires. A ce titre il est composé de deux parties anatomiquement et fonctionnellement bien distinctes (Fig 2.2) :

- le rachis cervical supérieur, constitué de deux vertèbres, l'atlas (C1) et l'axis (C2), très dissemblables entre elles ainsi qu'avec les autres vertèbres cervicales. On y rajoute souvent l'os occipital du crâne, nommé aussi C0. Ces trois pièces sont réunies par une chaîne articulaire complexe assurant un réglage fin du positionnement de la tête dans l'espace.
- le rachis cervical inférieur, constitué de 5 vertèbres (C3 à C7) de géométrie similaire, s'étendant du plateau inférieur de l'axis au plateau supérieur de la première vertèbre thoracique (T1).

On peut dissocier le rachis cervical en unités fonctionnelles (Fig 2.3), composée de deux vertèbres adjacentes ainsi que les tissus mous les reliant :

- le disque intervertébral : élément déformable qui permet la mobilité et amortit les efforts. Remarquons que le rachis cervical supérieur de C0 à C2 ne possède pas de disque intervertébral contrairement aux autres niveaux, ce sont les structures ligamentaires et musculaires exclusivement qui maintiennent les éléments osseux solidaires ;
- les surfaces articulaires, qui guident les mobilités segmentaires de la colonne ;
- les ligaments limitent les amplitudes de mouvement et contribuent ainsi à la stabilité de la colonne.

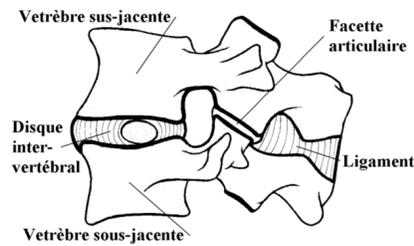


FIG. 2.3 – Unité fonctionnelle (d'après Kapandji [50])

La structure musculaire joue le rôle moteur et participe à la stabilité du rachis : Les mouvements de la tête sont généralement décrits par des mouvements suivant les 3 plans décrits précédemment (Fig. 2.4).

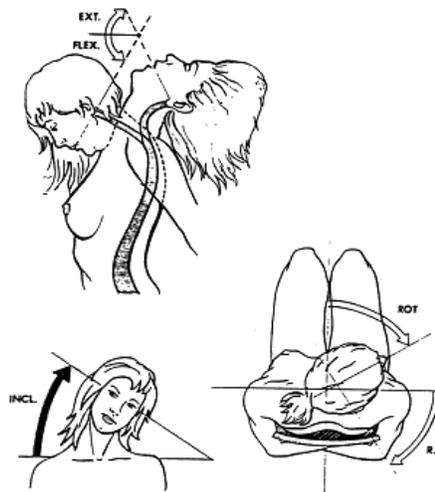


FIG. 2.4 – Mouvements de la tête dans les 3 plans anatomiques : Flexion/Extension, Inclinaison ou inflexion latérale, Rotation axiale, d'après Kapandji [50]

2.2.3.1 Les structures osseuses

L' **occipital** ou **C0** C' est un os plat symétrique situé dans la partie médiane, postérieure et inférieure du crâne. Il a la forme d' un segment de sphère dont les bords dessinent un losange. L' occipital est traversé dans sa partie inférieure par un large orifice ovale faisant communiquer la cavité crânienne avec le canal rachidien. On distingue quatre parties à l' occipital (Fig 2.5) :

- l' une antérieure appelée corps ou apophyse basilaire,
- deux latérales, appelées masses latérales,
- une postérieure appelée écaille de l'occipital.

On trouve sur la face exocrânienne de chacune des masses latérales une saillie convexe de forme elliptique : le condyle de l'occipital. Les condyles s' articulent avec l' atlas et

ont de ce fait une importance cruciale dans l'optique d'une modélisation géométrique. Kapandji [50] considère qu'ils sont situés sur une sphère venant reposer sur les surfaces articulaires en vis-à-vis de l'atlas (Fig.2.6)

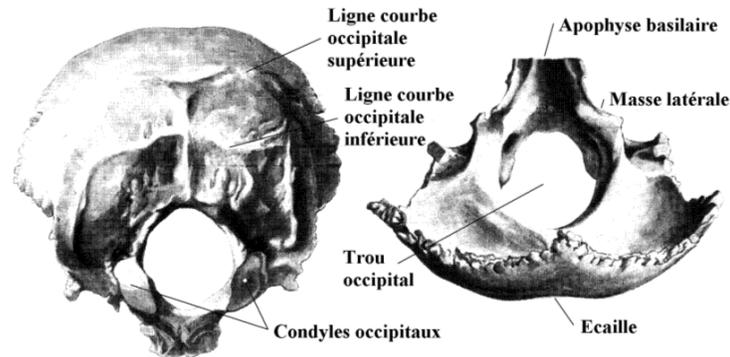


FIG. 2.5 – Occipital, face exocrânienne et endocrânienne (d'après Rouvière [97])

L' atlas ou C1 L' atlas a la forme d' un anneau plus large transversalement que sagittalement. Il comprend deux masses latérales portant chacune deux surfaces articulaires, une supérieure et une antérieure (Fig 2.6). Les facettes articulaires supérieures sont concaves dans les deux sens et articulées avec les condyles de l'occipital. Les facettes articulaires inférieures sont convexes d' avant en arrière et articulées avec les facettes supérieures de l' axis. L' arc antérieur porte également, sur sa face postérieure, une petite facette cartilagineuse s' articulant avec l' odontoïde de l' axis.

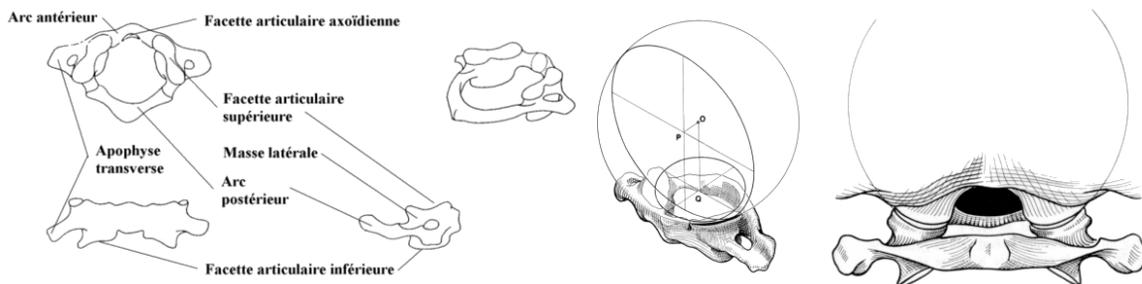


FIG. 2.6 – Atlas, vues supérieure, antérieure, latérale et de trois-quarts (d'après Santini [99]), articulation C0C1 (d'après Kapandji [50])

L' axis ou C2 L' axis comporte un corps vertébral surmonté en son centre d' une saillie volumineuse : l' odontoïde (Fig 2.7). Ce processus possède une facette articulaire antérieure qui s' articule avec celle de l' arc antérieur de l' atlas. Il comporte, également, une facette articulaire postérieure, qui permet l' articulation de l' odontoïde avec

le ligament transverse. Les facettes articulaires supérieures, de chaque côté de l'odontoïde, sont convexes d'avant en arrière et s'articulent avec celles de l'atlas. Kapandji [50] les décrit comme étant situées sur un cylindre (Fig. 2.7). Au niveau inférieur de la vertèbre, au dessous des lames, on trouve les facettes articulaires inférieures. Elles sont similaires en forme et orientation à celles du rachis cervical inférieur et sont en contact avec les surfaces articulaires supérieures de C3.

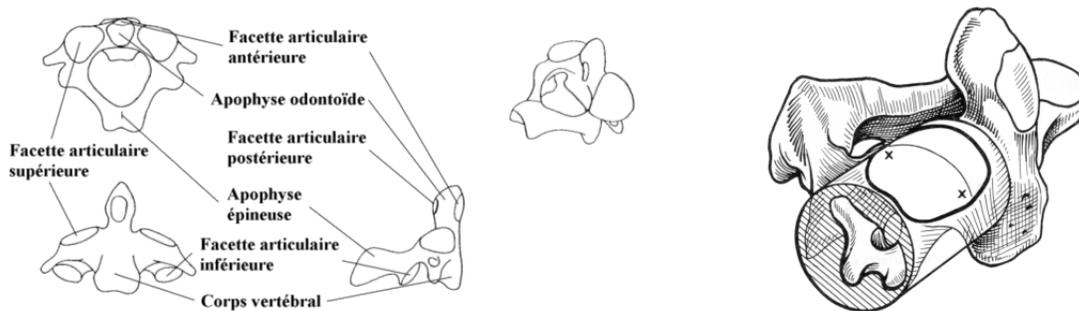


FIG. 2.7 – *Axis*, vues supérieure, antérieure, latérale et de trois-quarts (d'après Santini [99]), surface articulaire (d'après Kapandji [50])

Les vertèbres cervicales type C3 à C7 Ces vertèbres sont de forme identique. Cependant leur taille croit depuis C3 jusqu' à C7. Chaque vertèbre comprend un corps, deux pédicules, deux processus articulaires, deux processus transverses, deux lames, un processus épineux et un trou vertébral (Fig 2.8). Le plateau supérieur du corps est limité latéralement par les processus unciformes. Le plateau inférieur présente des échancrures latérales pour les processus unciformes de la vertèbre sous-jacente. Les pédicules relient le corps vertébral aux processus articulaires. Les processus articulaires forment une colonne osseuse verticale reliée au corps par le pédicule et dont les faces supérieures et inférieures sont taillées en biseau. Ces faces de forme ovales sont recouvertes de cartilage. Selon les auteurs, elles sont planes ou légèrement convexes. Les processus transverses sont fixés sur la face latérale du corps vertébral et sur une partie du pédicule. Les lames sont inclinées en bas et en arrière et s' étendent des processus articulaires au processus épineux. Le processus épineux est formé par la réunion des deux lames, son sommet est bituberculeux.

Dimensions des vertèbres cervicales Les caractéristiques géométriques des vertèbres cervicales ont été étudiées par différents auteurs, donnant des valeurs numériques pour leurs principales dimensions. Maurel [59] et Véron [116] donnent des synthèses de l' ensemble de ces mesures et les complètent pour le rachis cervical inférieur et supérieur, respectivement. On peu aussi noter une étude, spécifique et très détaillée, sur les facettes articulaires, réalisée par Panjabi [88].

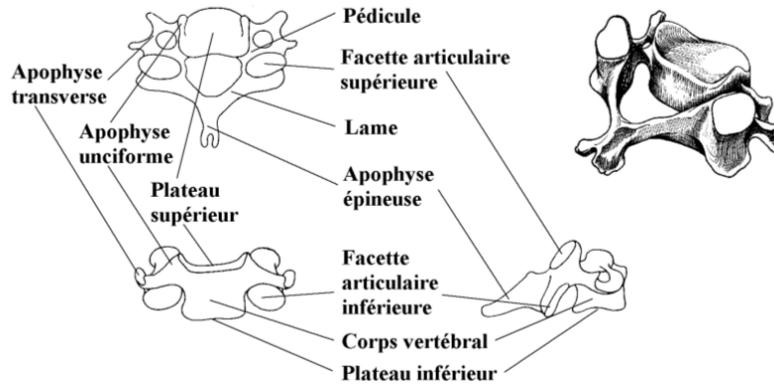


FIG. 2.8 – Vertèbre cervicale, vues supérieure, antérieure et latérale (d'après Santini [99]), vue de trois quart (d'après Kapandji [50])

2.2.3.2 Les disques intervertébraux

Ils sont situés entre les plateaux inférieurs et supérieurs des corps vertébraux de deux vertèbres adjacentes. Leur structure en deux parties est très caractéristique (Fig 2.9). Dans sa partie centrale, le disque est constitué d'une substance gélatineuse, transparente : le nucleus pulposus ou noyau, composé de 70 à 90 % d'eau. Il serait situé dans la partie postérieure du disque, d'après Kapandji [50]. A la périphérie, entourant le noyau, on trouve l'annulus fibrosus ou anneau fibreux, constitué d'une succession de couches fibreuses concentriques, dont l'obliquité est croisée lorsqu'on passe d'une couche à la voisine. Les fibres sont verticales à la périphérie et, plus on se rapproche du centre, plus elles deviennent obliques. Au centre, au contact du nucleus, les fibres sont presque horizontales.

Les dimensions des disques ont été mesurées par plusieurs auteurs, leurs valeurs moyennes sont rapportées par Maurel [59]. La hauteur moyenne de l'espace intervertébral vaudrait entre $1/3$ et $2/5$ de la hauteur moyenne du corps vertébral. La hauteur antérieure des disques est également plus importante que la hauteur postérieure.

2.2.3.3 Les Ligaments

Les ligaments du rachis cervical supérieur sont environ une vingtaine dont certains sont communs avec le reste de la colonne. Ils servent principalement à stabiliser le rachis. On peut les classer en différents groupes, selon leur position anatomique par rapport au corps vertébral : les ligaments antérieurs, les ligaments postérieurs, les ligaments latéraux et les ligaments des arcs postérieurs. Ils sont décrits avec les ligaments du rachis cervical inférieur dans le tableau 2.10, et les figures 2.11 et 2.12 présentent un repérage synthétique de leur localisation.

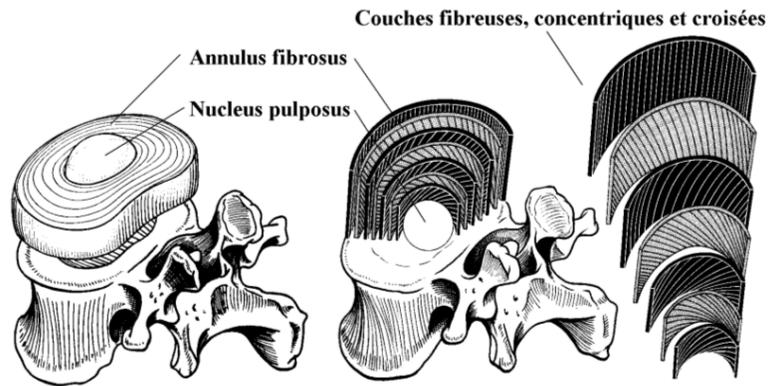


FIG. 2.9 – Représentation du disque intervertébral (d'après Kapandji [50])

Ligament	Réf.	Ligament	Réf.
Ligaments antérieurs		Ligaments des arcs Postérieurs	
Occipito-atloïdien Ant. (membrana atlantooccipitalis anterior)	1	Occipito-atloïdiens Post. (membrana atlantooccipitalis posterior)	12
Occipito-atloïdiens antéro-latéraux	2	Atloïdio-axoïdiens Post.	13
Atloïdio-axoïdien Ant.	3	(membranes atloïdo-axoïdienne)	
Vertébral commun Ant. (ligamentum longitudinale anterior)	4	Interépineux (ligamentum interspinalia)	14
Ligaments Postérieurs		Cervical Post.	15
Occipito-odontoïdien médian (ligamentum apicis dentis)	5	(ligamentum nuchae)	
Cruciforme (ligamentum cruciforme atlantis)	6	Capsules de l' articulation zygapophysaire (capsulae articulares)	16
Transverse de C1 (ligamentum transversum atlantis)	6a	Jaunes (ligamenta flava)	17
Occipito-transversaire	6b	Ligaments du rachis cervical inférieur	
Transverso-axoïdien	6c	Vertébral commun Ant. (ligamentum longitudinale anterior)	4
Occipito-axoïdien (membrana tectoria)	7	Vertébral commun Post. (ligamentum longitudinale posterior)	8
Vertébral commun Post. (ligamentum longitudinale posterior)	8	Intertransversaires (ligamenta intertransversaria)	18
Ligaments latéraux		Capsules unco-vertébrales	19
Occipito-odontoïdiens latéraux (ligamenta alaria)	9	Interépineux	14
Capsules de l' articulation occipito-atloïdienne	10	Capsules articulaires	16
Occipito-atloïdien latéraux	10b	Ligaments jaunes	17
Capsules de l' articulation atloïdo-axoïdienne	11	Susépineux (ligamentum supraspinale)	20

FIG. 2.10 – Ligaments du rachis cervical

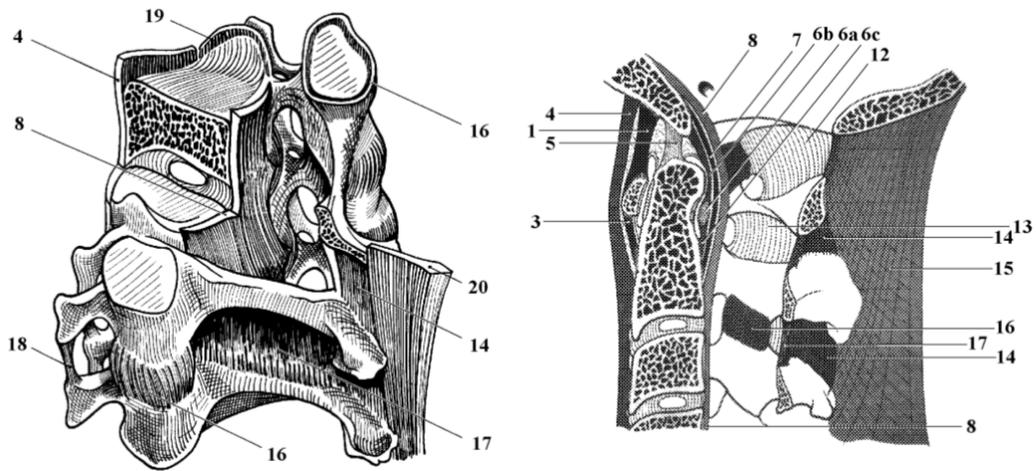


FIG. 2.11 – Ligaments du rachis cervical inférieur et vue latérale globale, d'après Kapandji [50] (Les numéros se rapportent au tableau).

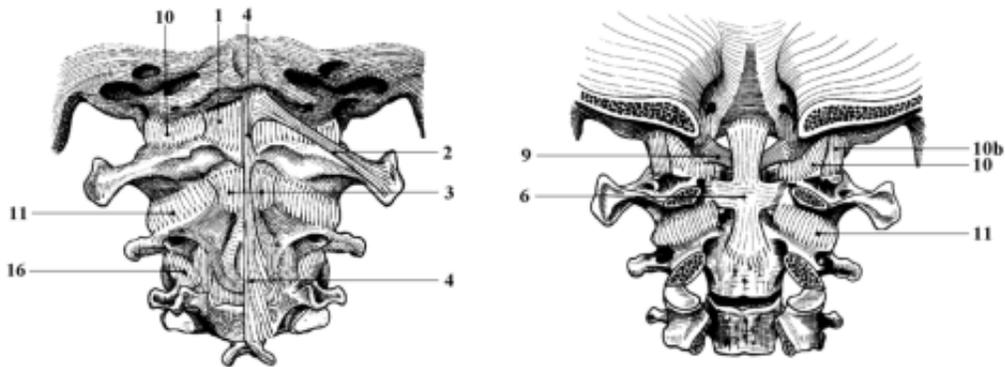


FIG. 2.12 – Ligaments du rachis cervical supérieur, d'après Kapandji [50] (Les numéros se rapportent au tableau).

2.2.3.4 Les Muscles

L' étude de la musculature du cou est complexe, d' une part de par le grand nombre de muscles (entre 50 et 60 paires) qui la constitue mais également du fait que l' action de nombre de ces muscles est multiple et dépend entre autres de la position du rachis lorsqu' il est sollicité. Les muscles du cou, répartis de manière symétrique par rapport au plan sagittal, assurent les fonctions d' équilibre de la tête, de mobilisation de celle-ci, mais également de manchon protecteur et raidisseur du rachis pour certains muscles profonds, et de proprioception pour certains petits muscles comme ceux de la région sous-occipitale. La démarche de modélisation (et de personnalisation) de ces muscles s' accompagne d' un travail de classification et de simplification qui a été mené au LBM durant notre projet (Bonneau [11]) et dont l' objectif était d' aboutir à une cartographie de groupes musculaires (regroupés par région cervicale et fonction) aisément transférable de l' imagerie au modèle. Nous donnerons donc une description des 12 groupes musculaires suivants, regroupés par région :

1. Muscles rachidiens céphaliques
 - Obliquus capitis superior
 - Obliquus capitis inferior
 - Rectus capitis posterior major

2. Muscles rachidiens "purs" dorsaux
 - Splenius et sacro-transversaire (Splenius capitis, splenius cervicis, longissimus cervicis, longissimus capitis, iliocostalis cervicis)
 - Transverso-spinal (Semi-spinalis cervicis, multifidus, inter-spinales cervicis)
 - Semi-spinalis capitis

3. Muscles scapulo-rachidiens
 - Levator scapulae
 - Rhomboïdus
 - Trapezius

4. Muscles céphaliques ventraux
 - Sterno-cleido-mastoïdeus

5. Muscles costo-vertébraux ventraux et latéraux
 - Scalenus (Scalenus ventralis, scalenus medius, scalenus dorsalis)

6. Muscles rachidiens ventraux-latéraux
 - Rempart convexitaire (Rectus capitis anterior major, longus colli)

Les figures 2.15, 2.14, 2.16 et le tableau de synthèse suivants (Fig. 2.13) présentent la situation de ces muscles sur le rachis et le tronc ainsi que leur action, avec la convention suivante : Une action au pluriel décrit le mouvement engendré par une action musculaire symétrique du muscle considéré. Une action au singulier exprime une action unilatérale ou la possibilité de participer de manière unilatérale à une action commune à un autre groupe musculaire. Ainsi, le couple céphalogyre engendré par la contraction simultanée d'un muscle Sterno-cléido-mastoïdien et du groupe Splenius symétrique permet à la fois la rotation mais également la stabilisation dans le plan horizontal de la tête lors de ce mouvement.

Muscles rachidiens "purs" dorsaux			Muscles Scapulo-rachidiens		
Muscle	Réf.	Action	Muscle	Réf.	Action
<i>Spl. Cap.</i>	26	Extenseurs de la tête Rotateur contra-latéral	<i>L. Scap.</i>	29	Élévation de la scapula Latéro-fléchisseur Rotateur du RC
<i>Spl. Cerv.</i>	27	Extenseurs de la tête Rotateur contra-latéral	<i>Rhomb.</i>	28	Contre-bascule de la scapula Adduction de la scapula
<i>Long. Cerv.</i>	24	Extenseurs du RC Latéro-fléchisseur uni-latéral du RC	<i>Trapezius</i>	30	Bascule de la scapula Extenseurs du RC Latéro-fléchisseur Rotateur contra-latéral
<i>Long. Cap.</i>	23	Extenseurs de la tête Latéro-fléchisseur uni-latéral de la tête			
<i>Ilio. C.</i>	25	Extenseurs du RCI Latéro-fléchisseur uni-latéral du RCI	Muscles céphaliques ventraux		
<i>S. Spin. Cerv.</i>	21	Extenseurs du RC Rotateur du RC	<i>S. C. M.</i>	11	Fléchisseurs du RC Latéro-fléchisseur Rotateur contra-latéral
<i>Multifidus</i>	20	Extenseurs du RC Rotateur du RC	Muscles costo-vertébraux ventraux et latéraux		
<i>I. Spin. Cerv.</i>	17	Extenseurs du RC	<i>Scal. V.</i>	4	Latéro-fléchisseurs homo-latéraux
<i>S. Spin. Cap.</i>	22	Extenseurs de la tête Latéro-fléchisseur unilatéral	<i>Scal. M.</i>	5	Rotateurs contra-latéraux
			<i>Scal. D.</i>	6	Inspirateurs accessoires
Muscles rachidiens ventraux-latéraux			Muscles rachidiens céphaliques		
<i>R. Cap. Ant. Maj.</i>	2	Fléchisseurs de la tête	<i>Obl. C. Sup.</i>	15	Extenseurs de la tête Rotateur de la tête
<i>Longus. C. (3 chefs)</i>	1b	Fléchisseurs du RC	<i>Obl. C. Inf.</i>	16	Rotateur de C1 et de la tête (Couplage C0/C1)
	1c	Fléchisseurs du RC	<i>R. C. Post. Maj.</i>	14	Extenseurs de la tête Rotateur uni-latéral de la tête
	1a	Fléchisseurs du RC Légère rotation du RC			

FIG. 2.13 – Groupes musculaires du cou, d'après Bonneau [11]

Ces groupes musculaires se retrouvent sur une section IRM (Fig. 2.17).

2.3 Spécificités du comportement du cou

2.3.0.5 Propriétés des structures biologiques

Les caractéristiques mécaniques d'un matériau solide déformable sont généralement données sous formes d'équations constitutives dont les paramètres inconnus sont estimés d'après des expérimentations. Le comportement d'un matériau est représenté par

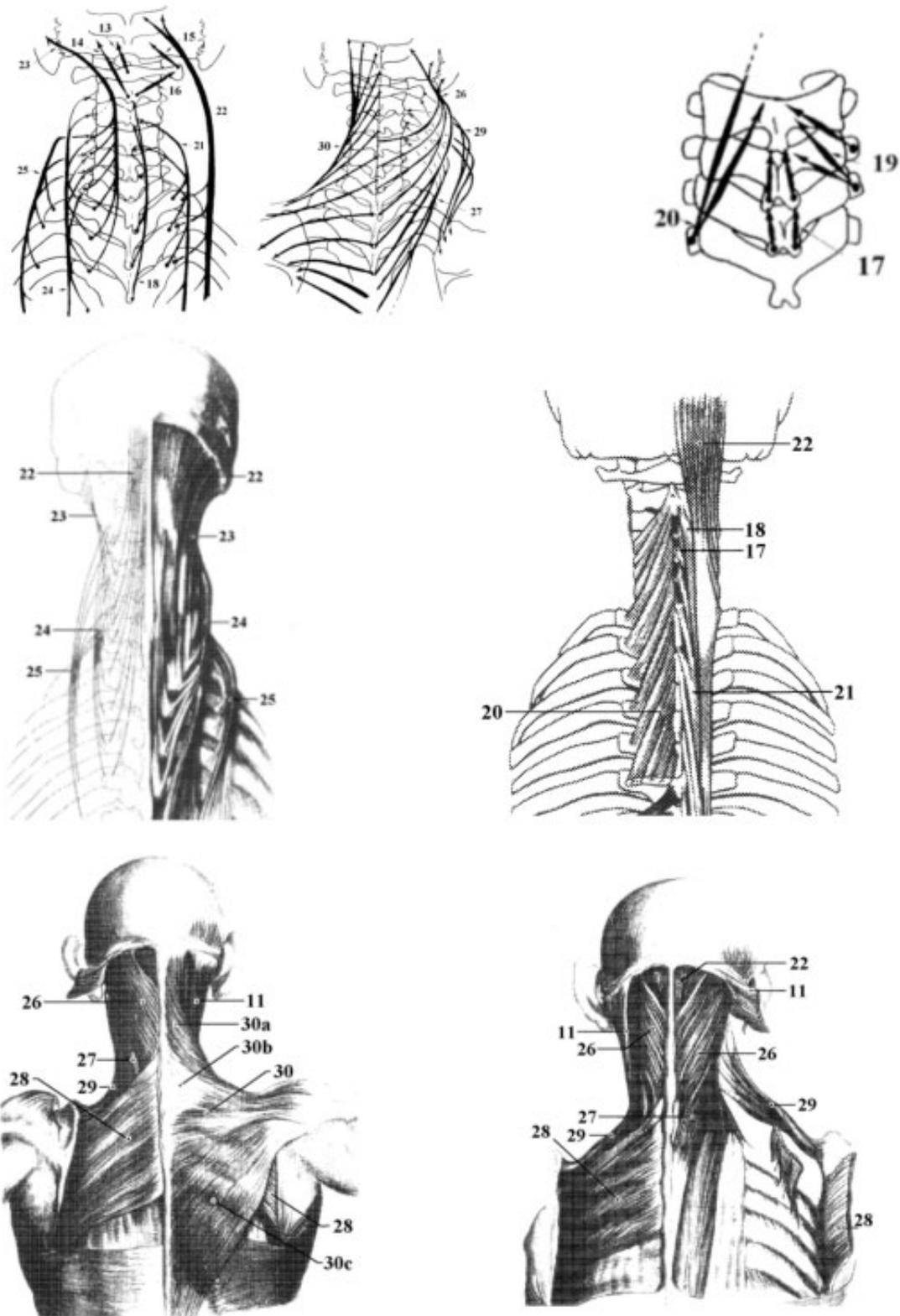


FIG. 2.14 – Muscles dorsaux du cou, d'après Kahle [46], Parkhe [90] et Rowière [97] (Les numéros se rapportent au tableau).

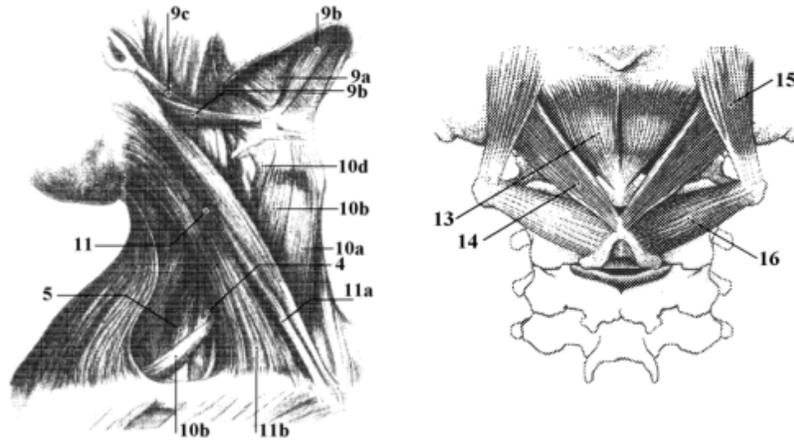


FIG. 2.15 – *Muscles Sterno-Cleïdo-Mastoïdien et du triangle de Tillaux, d’après Rouvière [97] et Kahle [46] (Les numéros se rapportent au tableau).*

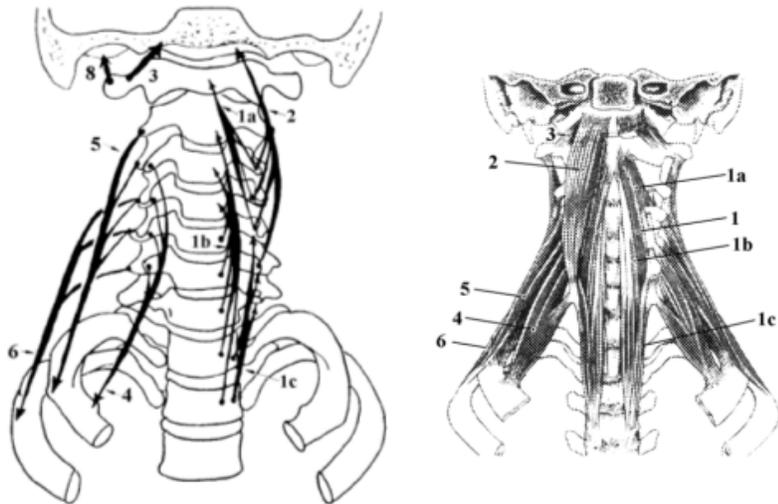


FIG. 2.16 – *Muscles ventraux du cou, d’après Parkhe [90] et Kahle [46] (Les numéros se rapportent au tableau).*

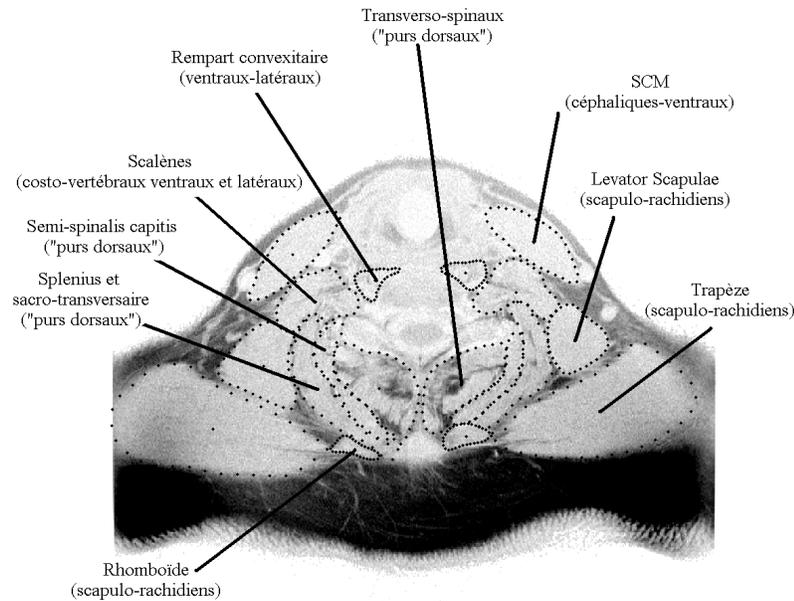


FIG. 2.17 – Coupe IRM au niveau de C_4 et groupes musculaires associés

exemple par des courbes : force-déplacement, contrainte-déformation, caractérisées par des valeurs numériques : raideur, module d' Young, effort et déformation à la rupture, etc... Les structures biologiques se caractérisent par des comportements mécaniques complexes dont les deux caractéristiques fondamentales sont : la non-linéarité et la viscoélasticité.

Comportement non-linéaire Les courbes donnant la force en fonction du déplacement (ou la contrainte en fonction de la déformation), lors d'essais quasi-statiques, des structures biomécaniques (comme une unité fonctionnelle, un ligament ou encore un muscle passif) sont non-linéaires et ont souvent une forme sigmoïdale (Fig. 2.18 a)). Une première partie de la courbe (O-A), appelée zone neutre, est telle qu' une petite force provoque un grand déplacement ; puis la raideur augmente, la courbe devient quasi-linéaire (A-B), c' est la zone dite linéaire ; enfin la dernière partie (B-C), terminée par la rupture, est la zone plastique. Les données publiées permettant de caractériser ce comportement sont de type variable et leur comparaison parfois problématique. Ainsi dans le calcul des coefficients de raideur on trouve différentes méthodes qui vont du calcul exact de la raideur en certains points, au rapport des force et déplacement à la rupture, en passant par le calcul de la pente de la partie linéaire ou la régression linéaire de la courbe.

Comportement viscoélastique En plus de leur comportement non linéaire, les structures biomécaniques sont viscoélastiques. Elles sont capables de dissiper de l' énergie sans que leurs structures en soient significativement affectées. Cette propriété est observable lors d' un cycle de chargement puis déchargement ou lors d' un essai

de relaxation (Fig. 2.18 b)). Lors d' un essai de chargement à vitesse de déformation constante, en restant dans la zone linéaire, puis d' un déchargement à la même vitesse, on observe une hystérésis d'ue à la perte d' énergie dans la structure. Lors d' un essai de relaxation (allongement rapide puis maintien à une longueur constante supérieure à la longueur initiale) on observe que la force décroît au cours du temps.

Pré-conditionnement Le fait de tester in vitro ce type de structures impose de les retirer de leur milieu naturel où leur état de contrainte au repos n' est pas forcément nul. D' un point de vue expérimental, on constate (Fung [31]) qu' une structure in-vitro ne présente une réponse reproductible à des sollicitations identiques qu' après avoir été soumise à un certain nombre de sollicitations de faible amplitude et à faible vitesse de déformation (Fig. 2.18 c)). Lors d'essais successifs, pour un test cyclique de chargement déchargement ou pour un essai de relaxation, on remarque un décalage vers la droite (déplacement plus important) des courbes force déplacement et un décalage vers le haut (force plus importante) des courbes de relaxation. Si ces tests sont reproduits de nombreuses fois, la différence entre deux essais successifs tend à disparaître. On dit que l' échantillon est préconditionné. Il n' y a néanmoins pas de règle générale pour définir un protocole de pré-conditionnement et c' est un facteur supplémentaire de difficulté à comparer les résultats publiés par différents auteurs.

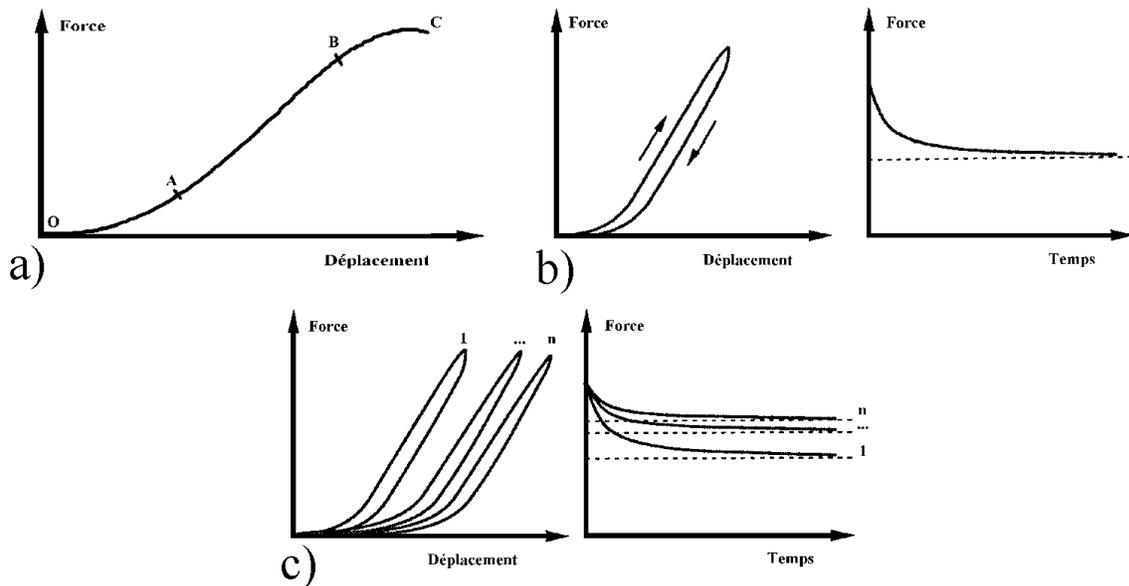


FIG. 2.18 – Comportement spécifiques des matériaux biologiques

2.3.0.6 Vertèbres

Les vertèbres sont caractérisées par un comportement mécanique anisotrope, une synthèse de leurs caractéristiques est donnée dans le tableau 2.1.

TAB. 2.1 – Caractéristiques mécaniques des vertèbres

Partie osseuse	Corticale	Spongieuse			
Auteur	Maurel [59]	White [121]	Maurel [59]	Escande [25]	Hansson [38]
Module d' Young (MPa)	12000	22.8-55.6	68.7-100	35-80	22.8
Module de cisaillement (MPa)	4615		41		
Coef. de poisson	0.3		0.14-0.2		
Rigidité (N/mm)					180

2.3.0.7 Disques intervertébraux

Le disque cervical est peu étudié dans la littérature et le tableau de synthèse 2.2 présente également des caractéristiques mécaniques de disques thoraciques et lombaires. Le caractère viscoélastique de son comportement avait néanmoins été mis en évidence dès 1974 par Markolf (in White [121]).

TAB. 2.2 – Caractéristiques mécaniques des disques intervertébraux

Auteur	White [121]		Moroney [70]	Yoganandan [128]
Niveau	Lombaire	Thoracique et lombaire	Cervical	Cervical
Sollicitation	Raideur ¹	Raideur ¹	Raideur ¹	Raideur ¹
Compression	700-2500	1800	500	640 - 970
Traction		1000		22 - 82
Cisaillement		260	60	
Torsion axiale	2		0.42	

¹en N/mm pour traction, compression et cisaillement ou Nm/d° pour la torsion axiale

2.3.0.8 Ligaments

Les ligaments sont des structures uniaxiales qui ont généralement uniquement une résistance en traction. Leur rôle est de permettre les mouvements physiologiques d' une vertèbre par rapport à une autre, de procurer la stabilité du rachis lors de mouvements physiologiques et de protéger la moelle épinière en limitant les mouvements non physiologiques. Plusieurs études ont été menées sur divers ligaments du rachis cervical. Leur comportement est non linéaire et viscoélastique. Dans l' optique d' améliorer le comportement des modèles EF, une étude plus complète des données disponibles a été menée.

Caractéristiques mécaniques des ligaments du rachis cervical supérieur Chazal [17] (1 Ligament commun antérieur), Myklebust [73] (9 ligaments au total) et Yoganandan [128] (échantillon non communiqué) proposent des caractéristiques mécaniques expérimentales pour les ligaments du rachis cervical supérieur dont nous donnons les valeurs au point C dans le tableau 2.3.

TAB. 2.3 – Caractéristiques mécaniques des ligaments du rachis cervical supérieur (Ecart-type)

Niveau	Ligament ²	Point C ¹ (Chazal [17])		Point C ¹ (Yoganandan [128])	
		Force (N)	Déplacement (mm)	Force (N)	Déplacement (mm)
C0-C1	LOAA	233	18.9	232(23)	18.9(2.7)
	LOAP	83	18.1	83(17)	18.1(2.7)
	CA			320(129)	9.9(8.4)
C1-C2	LCA	281	12.3	263(152)	11.8(7)
	LJ	113	8.7	111(85)	9.6(4.3)
	CA			314(143)	9.3(4.5)
C0-C2	LOOM	214	11.5	214(115)	8.0(5.3)
	LOOL	357	14.1	357(220)	14.1(7.2)
	LCv	436	25.2	436(69)	12.5(4.9)
	LOA	76	11.9	76(44)	11.9(2.5)
	CA	315	11.4		

¹Cf. courbe de la figure 2.18a)

²LOAA : Lig. occipito-atloïdien Ant., LOAP : Lig. occipito-atloïdien Post.,

LCA : Lig. vertébral commun Ant., LJ : Lig. jaune,

LOOM : Lig. occipito-odontoïdien médian,

LOOL : Lig. occipito-odontoïdien Lat., LCv : Portion verticale du Lig. cruciforme,

LOA : Lig. occipito-axoïdien, CA : Capsule articulaire

Caractéristiques mécaniques des ligaments du rachis cervical inférieur Deux études nous ont paru exploitable dans le cadre d' une amélioration du comportement des modèles EF :

- Yoganandan [128] propose une synthèse de propriétés mécaniques incluant ses résultats de 1998 portant sur 25 ligaments. L' intérêt de cette étude réside dans une description précise du protocole de mesure de la longueur et de la section moyennes des ligaments testés, permettant un transfert aisé aux modèles. De plus, les essais sont réalisés in-situ, entraînant en particulier la conservation éventuelle d' une pré-tension ligamentaire.
- Myklebust [73] effectue une étude avec un échantillon également conséquent de ligaments prélevés sur 41 rachis cervicaux et, bien que ne donnant pas de données géométriques, permet une comparaison des résultats par étage cervical.

Nous détaillerons l' exploitation de ces données dans le chapitre III et ne présentons ici (tableau 2.4) pour mémoire qu' une synthèse des modules d' Young en zone élastique proposés par Yoganandan [128]. Le comportement décrit est purement bilinéaire et ne présente pas de zone de faible rigidité initiale, ce que l' auteur explique par l' expérimentation in-situ et une conservation associée de la pré-contrainte ligamentaire :

Influence de la vitesse de sollicitation Yoganandan [129] donne des résultats intéressants sur le comportement dynamique de 54 ligaments communs antérieurs et de 54 ligaments jaunes au niveau cervical. Le chargement est effectué à 4 vitesses différentes (8.89, 25, 250 et 2500 mm/s). A partir des efforts et allongements à la rupture

TAB. 2.4 – Rigidités des ligaments du rachis cervical inférieur

Ligament ¹	Module d' Young (MPa)	
	C2C5	C5T1
LCA	43.8	28.2
LCP	40.9	23
CA	2.5	2.4
LJ	3.1	3.5
LIE	4.9	5

¹LCA : Lig. vertébral commun Ant., LCP : Lig. vertébral commun Post., CA : Capsule articulaire, LJ : Lig. jaune, LIE : Lig. inter-épineux

qu' il propose, ainsi que de la forme moyenne de la courbe sigmoïde de comportement, on peut estimer l' influence de la vitesse de sollicitation sur la raideur moyenne des deux ligaments testés (Fig. 2.19).

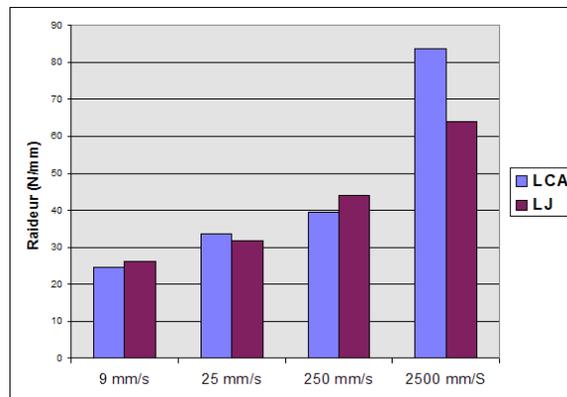


FIG. 2.19 – Influence de la vitesse de sollicitation sur la raideur ligamentaire

2.3.0.9 Muscles

Le muscle squelettique se caractérise par un comportement à la fois passif et actif : Le muscle passif possède le comportement non-linéaire viscoélastique typique des structures biologiques (Fig. 2.18). Knudsen¹, cité dans "Goubel : Elements de mécanique musculaire ; Lenseil-Corbeil, 1998" en donne un modèle simple :

$$\sigma = \frac{E_0}{\alpha} (e^{\alpha \varepsilon} - 1) , \text{ avec}$$

σ = contrainte en MPa

ε = déformation

α un paramètre décrit comme empirique, lié à la structure du muscle (Section).

E_0 correspondant au module à l' origine.

1. S. Knudsen : Torsional elasticity of muscles ; Acta Physiologica Scandinavica, 1953

Des modèles plus précis, comme celui de Van Ee [115] sont basés sur des résultats expérimentaux. La force musculaire y est modélisée en fittant le comportement expérimental en contraction excentrique en quasi-statique mesuré par Myers [72] :

$$F_m = PCSA(44.48 \times SL_0(\frac{\Delta L}{0.7L_0} + 1) - 88.8)$$

Avec :

F_m = Force musculaire (N)

PCSA = Section (Physiologic Cross-Sectional Area, cm^2)

SL_0 = Longueur du sarcomère au repos (μm)

L_0 = Longueur au repos du muscle entre points d'insertion (m)

ΔL = Variation de longueur du muscle entre points d'insertion (m)

On présente généralement la relation de comportement du muscle activé sous la forme suivante (Fig. 2.20), où la contribution des deux composantes, passive et active, est mise en évidence.

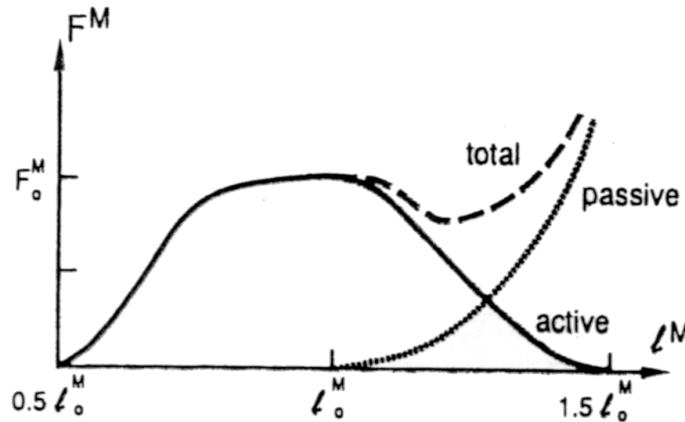


FIG. 2.20 – Comportement type d'un muscle squelettique activé, d'après Zajac [135]

La musculature du cou est peu étudiée dans la littérature, elle possède quelques caractéristiques spécifiques :

- La musculature cervicale est très tendineuse.
- La longueur des fibres présente une grande variabilité en fonction de leur position et profondeur dans le muscle.
- Il y a également une grande variabilité interindividuelle concernant la longueur des muscles et des fibres, qui n'est pas proportionnelle à la taille ou au poids de l'individu.

Peu d'auteurs (Moroney [69], Mayoux-Benhamou [60], Yamaguchi [125]) donnent quelques sections et bras de leviers pour les muscles du rachis cervical. Van Ee [115]

mesure 24 groupes musculaires (longueur, longueur des sarcomères, insertions, pennation) sur 6 cadavres et leurs volumes sur coupes IRM sur 6 volontaires (âge moyen 21.2 ans, écart type 1.2). La majorité sont considérés comme fusiformes, avec des angles de pennation inférieurs à 3°, à l'exception du trapèze. La longueur des fibres représente $72,6 \pm 9,4\%$ de la longueur totale. La longueur moyenne des sarcomères est de $2,66 \mu m$ avec un écart type relativement faible pour l'ensemble des muscles.

Même si cet auteur souligne néanmoins le fait que les volumes mesurés sur IRM sont en moyenne plus importants de 64% que par dissection, avec des maxima à 128%, les données présentées ici constituent une base importante d'évolution des modèles EF présentés par la suite.

En dernier lieu, Van Ee [114], cité par Bertholon [8] mesure l'influence de la congélation et de la durée après décès sur les propriétés du muscle jambier antérieur de lapin. Il note que le module d'Young en zone élastique est proche du module du muscle vivant après 1 jour. Par contre, la déformation en fin de zone neutre atteint des valeurs deux fois plus élevées 3 jours après le décès, influençant significativement le comportement.

TAB. 2.5 – Section moyenne des muscles du rachis cervical, d'après Van Ee [115]

Groupe	Muscle	Section moyenne (male 50 ^{me} percentile - cm ²)
Splenius	Splenius capitis	3.09
	Splenius cervicis	1.43
Semispinalis	Semispinalis capitis	5.52
	Semispinalis cervicis	3.06
Trapèze (total)		13.73
	Partition 1 ⁽¹⁾	3.77
	Partition 2 ⁽²⁾	9.96
Longissimus	Longissimus capitis	0.98
	Longissimus cervicis	1.49
Iliocostalis		1.04
Obliques	Superior oblique capitis	0.88
	Inferior oblique capitis	1.95
Élévateur de la scapula		3.12
Erecteurs de la tête	Major post. rectus capitis	1.68
	Minor post. rectus capitis	0.92
Rhomboïde	Rhomboïde majeur	2.46
	Rhomboïde mineur	1.02
Sternocleidomastoïdien		4.92
Longus capitis		1.37
Scalènes	Scalène ant.	1.88
	Scalène médial	1.36
	Scalène post.	1.05
Hyoïdes	Omohyoïde	0.75
	Sternohyoïde	0.58
	Sternothyroïde	0.65
	Thyrohyoïde	0.37

⁽¹⁾ Fibres horizontales d'origine spinale vers une insertion scapulaire

⁽²⁾ Fibres prenant leur origine à la base du crâne

2.3.0.10 Comportement des unités fonctionnelles

Un grand nombre d'auteurs ont étudié le comportement des unités fonctionnelles du rachis inférieur. Lors de ces expérimentations, la vertèbre inférieure est généralement maintenue immobile tandis qu'une sollicitation en moment ou en effort (classiquement autour ou suivant les 3 axes définis par les plans anatomiques) est appliquée à la vertèbre supérieure. Les résultats vont de la simple amplitude maximale (où ROM) du déplacement à une description complète du mouvement au cours du temps. Cette description est importante du fait du couplage en comportement induit par la présence des tissus mous et surtout celle des facettes articulaires et unciformes. Ainsi, lors d'une sollicitation en torsion axiale pure (autour d'un axe vertical), on mesure un mouvement principal de rotation axiale, mais également des mouvements dits couplés d'inflexion latérale et de flexion/extension de la vertèbre supérieure par rapport à la vertèbre inférieure (Fig. 2.21).

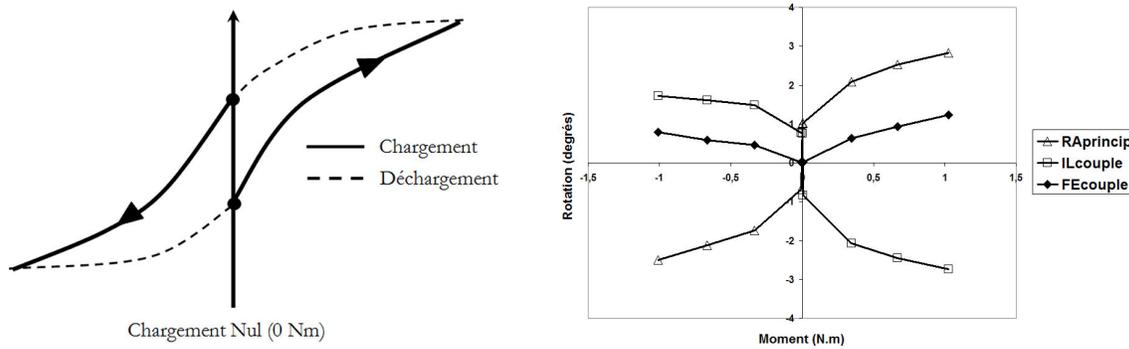


FIG. 2.21 – *Comportement principal type d'une UF cervicale. Cas d'une sollicitation en torsion axiale, d'après Panjabi [89]*

Le comportement du rachis cervical, et plus particulièrement celui du rachis cervical supérieur, présente de plus la spécificité de présenter une zone neutre (où NZ) où la rigidité est faible voire quasi-nulle. La présence de cette zone neutre rend la définition d'un positionnement initial dépendante du protocole expérimental suivi et la comparaison entre les différents auteurs problématique. Ainsi, Panjabi [89] effectue par exemple un pré-conditionnement de 3 cycles de charge/décharge et définit la zone neutre comme la valeur de rotation obtenue au début du troisième cycle. Chaque mesure est ensuite effectuée à partir de cette origine, donnant à ses courbes une forme caractéristique avec une zone centrale de raideur nulle. En particulier, deux thèses conduites par Wen [119] et Watier [118] au LBM ont caractérisé le comportement du rachis cervical par unités fonctionnelles. La figure 2.22 donne les mobilités principales in-vivo des différents niveaux pour chaque mouvement, d'après la synthèse de Watier [118]. Celles-ci sont généralement un peu plus importantes que les résultats obtenus lors de mesures in-vitro mais suivent la même répartition. On remarquera la part prépondérante de la

rotation axiale effectuée au niveau de C1-C2, qui met en évidence la particularité du rachis cervical supérieur.

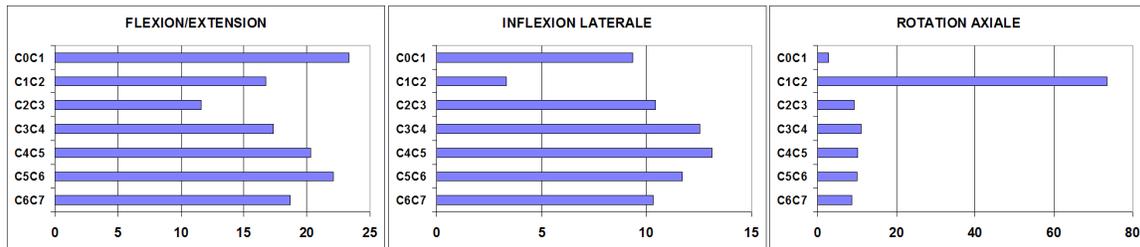


FIG. 2.22 – Mobilités principales *in-vivo* en degrés du rachis cervical, par unité fonctionnelle - d'après Watier [118]

2.4 Discussion

Ce premier chapitre a permis de présenter le rachis cervical sous des aspects descriptifs, mais également quelques spécificités de son comportement. Retenons de celles-ci une grande instabilité compensée par l'action des muscles et la division très nette entre le rachis cervical supérieur (RCS) et inférieur (RCI), que ce soit par leur forme mais également par leur comportement. Même si nous ne présentons ici que des résultats synthétiques, ceux-ci montrent également une grande disparité individuelle dans le comportement expérimental des différents tissus du cou. Les mobilités importantes de ce segment rachidien ainsi que la masse de la tête nous permettent d'imaginer les conséquences potentielles des effets d'inertie entraînés par un choc, thématique que nous allons développer dans le chapitre suivant.

ce même niveau

3

Etude du choc

Sommaire

3.1	Introduction	25
3.2	Accidentologie et lésions du cou	26
3.2.1	Introduction	26
3.2.2	Facteurs influençant le risque lésionnel	27
3.2.3	Whiplash	27
3.3	Etude des mécanismes lésionnels	31
3.3.1	Modes de chargement et mécanismes lésionnels associés	31
3.3.2	Cas des principaux types de choc	31
3.3.3	Cas particulier du choc arrière	37
3.3.4	Critères lésionnels	41
3.4	Modèles Dynamiques	52
3.4.1	Modèles EF et corps rigides	52
3.5	Discussion	56

3.1 Introduction

Dans ce deuxième chapitre, nous aurons pour objectif l'étude du risque lésionnel et des mécanismes associés en configuration de choc automobile. La thèse de N. Bertholon (Bertholon [8]) portant sur la modélisation d'un modèle lésionnel tête-cou ayant servi de base à notre étude, nous reprendrons ici quelques-uns des éléments de son document. Nous reviendrons tout d'abord sur l'accidentologie du cou et en particulier sur les facteurs influençant le risque lésionnel, en particulier pour ce qui concerne le whiplash. Dans un deuxième temps, nous aborderons dans le détail les possibilités de mécanismes lésionnels associés à une sollicitation donnée, le cas des différents types de choc, et les critères lésionnels existants.

Pour finir, nous présenterons un état de l'art des modèles numériques ayant pour objet l'étude du choc, et de leur utilisation potentielle en termes d'analyse lésionnelle.

3.2 Accidentologie et lésions du cou

3.2.1 Introduction

3.2.1.1 Classification AIS des lésions du cou

Le tableau 3.1 présente un extrait de la classification AIS (Abbreviated Injury Scale), utilisée pour décrire de manière synthétique la gravité d' une lésion sous forme d' un score allant de 1 (bénin) à 6 (grave).

TAB. 3.1 – Classification AIS des lésions

Localisation	Lésion	AIS
Peau	Erosion, contusion, plaie - avec perte de sang >20% en volume	1 - 3
Vaisseaux	Veine jugulaire (externe), lésion mineure - majeure	1 - 3
	Veine jugulaire (interne), lésion mineure - majeure	2 - 3
	Artères vertébrale ou carotide (externe), lésion mineure - majeure	2 - 3
	Artère carotide (commune, interne), lésion mineure - majeure	3 - 4
Organes internes	Glande thyroïde	1
	Larynx, glandes salivaires, cordes vocales	2
	Pharynx	3
Système nerveux	Racine nerveuse simple - multiple	2 - 3
	Plexus brachial, lésion partielle - complète	2 - 3
	Moëlle épinière, contusion avec signes neurologiques transitoires	3
	, avec signes neurologiques partiels	4
	, avec signes neurologiques permanents $\leq C4$ - $\geq C3$	5 - 6
Squelette	Os hyoïde, fracture	2
Colonne cervicale	Etirement	1
	Lésion discale	2
	Luxation - luxation atloïdo-axoïdienne ou des facettes articulaires	2 - 3
	Fracture des apophyses épineuse, transverse et mineure du corps des facettes articulaires, lame, pédicule, odontoïde, majeure du corps	2 3

3.2.1.2 Localisation et gravité des lésions cervicales

Dans sa synthèse traitant des aspects biomécaniques des lésions cervicales, McElhaney [62] cite différentes sources mettant toutes en relief la part importante des accidents automobiles dans ces causes. Ainsi, d' après Huelke [45], 56% de l' ensemble des lésions de la moëlle épinière ont pour origine un tel accident. Pour le NHSCIS la répartition est la suivante (2292 sujets) : Accident automobile pour 36.7%, chute pour 15.9%, blessure par balle 11.7%, plongeon en eaux peu profondes 10.6%, accident de moto 6.2%. Il cite également une étude canadienne portant sur 1448 sujets donnant 53% de fractures cervicales dues à un accident automobile. Le Tableau 3.2 présente les résultats d' une étude menée par Yoganandan [127], concernant 103 sujets ayant subi un accident automobile. Il en tire les conclusions suivantes :

- Les lésions cervicales dues à un accident automobile se concentrent au niveau du rachis cervical supérieur et de la région C5-C6
- Le rachis cervical supérieur est le site de la majorité des lésions fatales

- Parmi les sujets survivant à un accident automobile, la région basse du rachis cervical est plus fréquemment lésée que le rachis cervical supérieur
- Les lésions graves sont majoritairement liées à un impact de la région cranio-faciale

TAB. 3.2 – Accident automobile : gravité des lésions en fonction du niveau cervical, d'après Yoganandan [127]

Niveau cervical	Niveau AIS				
	2	3	4	5	6
C1					1
C2	1	8	1		1
C3		4		1	
C4		4	4	2	
C5	1	5	11	15	
C6		10	9	17	
C7		4	3	2	

Hadley [36] et Huelke [45] vont dans le même sens puisqu' ils rapportent respectivement que sur 625 fractures cervicales évaluées par le Spinal Cord Injury Service entre 1976 et 1984, 107 sont des fractures de l' axis dont 73 suite à des accidents automobiles et que 40% de sujets ayant subi des lésions sévères du RCS succombent à leur blessure (étude portant sur 131 sujets). Notons que la législation imposant la présence d' un appui-tête correspond aux Etats-Unis au FMVSS202 datant de 1969, et que l' on peut donc considérer pour l' ensemble de ces études que cet élément est pris en compte.

3.2.2 Facteurs influençant le risque lésionnel

Le facteurs recensés dans la littérature sont regroupés dans le tableau de synthèse suivant (Fig. 3.1).

3.2.3 Whiplash

3.2.3.1 Classification QTF

La Québec Task Force on Whiplash Associated Disorders Spitzer [106] qualifie plus précisément les lésions mineures du cou, qui ont pris beaucoup d' importance en choc arrière. L' AIS1 est ainsi séparé en 3 groupes (QTF 1 à 3) (*Tableau 3.3*)

3.2.3.2 Lésions dues au whiplash

Quelques données générales ont déjà été présentées en introduction concernant ce phénomène. Nous précisons ici la spécificité de ce type de choc, entraînant en particulier des pathologies chroniques.

Facteurs liés aux conditions au limites ou extrinsèques		
Facteur	Source	Principales observations
Type de choc	Dauvilliers [23], Morris [87], Otte [105]	Proportion de chocs frontaux significativement prépondérante. Part des choc arrière inférieure à 10% quel que soit le pays.
	Krafft [65], Morris [87], Otte [105], Yoganandan [157]	Proportion importante de lésions du cou en chocs frontal et arrière. La part des lésions en choc arrière diminue fortement avec la gravité, ce qu'on peut expliquer par des phénomènes d'impact ou d'éjection pour les autres chocs.
	Bourhis [14], Winkelstein [153]	Proportion importante de lésions de faible gravité en choc arrière.
Présence d'un appui-tête	Foret-Bruno [34], Lövsund [69], Bourhis [14], Morris [87]	30 à 60% d'efficacité d'après les premiers auteurs. Pas de différence significative pour le dernier.
	Olsson [100], Hell [53]	Le risque et la durée des symptômes sont aggravés par un appui-tête trop bas ou trop éloigné.
Vitesse	Park [110], Schmidt [124]	Mise en évidence de cette influence par une étude accidentologique pour Park (voir tableau). Schmidt corréle le risque lésionnel à l'accélération de la tête (Fig. 3.25)
Type de véhicule	Eichberger [29]	En 1990, pour des véhicules circulant en Allemagne, le risque varie de 1 à 5,5 entre deux voitures extrêmes.
	Otte [105], Koch [64]	Les occupants de véhicules de petite masse sont plus vulnérables, surtout s'ils sont impactés par un véhicule plus lourd.
	Foret-Bruno [34], Hell [53], Lövsund [69]	Pour le premier auteur, les sièges s'ouvrant facilement semblent diminuer le risque de lésion mineure, en augmentant le risque d'éjection. Pour les deux derniers, les sièges arrière d'un véhicule, plus raides mais sans rebond sont plus sûrs que les sièges avant (50% de risque lésionnel en moins pour Lövsund).
Port de la ceinture de sécurité	Dauvilliers [24], Morris [87], Yoganandan [157]	Ces auteurs sont en accord pour estimer que le port de la ceinture augmente globalement le risque lésionnel au niveau du cou en choc automobile.
Facteurs liés au sujet ou intrinsèques		
Facteur	Source	Principales observations
Sexe	Hell [53], Morris [87], Dauvilliers [24], Dolinis [26]	Risque lésionnel 1,4 à 3,4 fois plus important chez la femme, quel que soit le choc.
	Temming[141]	Hypothèses avancées : Anatomique (taille relative du cou par rapport à la tête et lordose moins importantes chez la femme), Physique (mobilité plus importante, moins grande résistance musculaire), Comportementale (positionnement différent dans le siège).
Age	Lövsund [69], Dolinis [26], Temming [141] - (Etudes accidentologiques)	Pas d'association significative entre le risque lésionnel en whiplash et l'âge. Pourtant, des études expérimentales concernant les résistances à la rupture de différentes structures du cou (ex. Nyquist [99]) montrent une dégradation de ces tolérances avec l'âge.
Morphologie	Schmidt [124]	Corréle l'augmentation du risque lésionnel avec le poids du sujet.
Pathologie préexistante	Dolinis [26]	Risque lésionnel en whiplash 4 fois supérieur pour les sujets déclarants une histoire au niveau du cou. C'est un résultat intéressant dans le sens où il peut être relié à une difficulté d'objectivation des effets du whiplash pour des patients consultant suite à ce type de traumatisme.
Position au moment de l'impact	Radanov [116], Sturzenegger [135]	Allongement de la durée des symptômes corrélée avec le fait que le sujet ait eu la tête tournée au moment du choc.
Effet de surprise	Siegmund [128]	Met en évidence une adaption musculaire lors d'impacts répétés, modifiant le comportement du cou
	Mertz [82]	La tolérance à la douleur augmente avec la contraction musculaire (essais sur volontaires)
	Szabo [138], Ono [101]	Début de l'activation musculaire mesurée par EMG entre 80 et 125 ms après l'impact, le maximum étant atteint ensuite après une durée de 60 à 100 ms.
	Ryan [121]	Corréle un risque lésionnel plus important pour les sujets non prévenus.

FIG. 3.1 – Facteurs influençant le risque lésionnel recensés dans la littérature

TAB. 3.3 – Classification QTF des lésions du cou

Présentation clinique	Niveau QTF
Pas de douleur ni de signe physique	0
Douleur sans signe physique	1
Douleur et signes musculo-squelettiques (raideur, perte de mobilité)	2
Douleur et signes neurologiques	3
Douleur et fracture ou luxation	4

Incidence et gravité des lésions En relation avec Blincoe [10] (5,5 Millions de blessés lors d'accidents automobiles aux US en 1995) et en se basant sur une proportion de 53% de whiplash pour l'ensemble des accidents automobiles, Freeman [29] donne un taux d'incidence de 1107 pour 100000 personnes par an subissant un tel traumatisme. Hell [44] étudie les lésions mineures au cou, en choc arrière, avec la classification proposée par la Quebec Task Force (Spitzer [106]). Il trouve que 70% des lésions sont de niveau QTF 2 (douleur et signes musculo-squelettiques), 20% de niveau QTF 1 (douleur uniquement) et environ 6% de niveau QTF 3 (douleur et signes neurologiques).

Cas des faibles vitesses En choc arrière la majorité des impliqués le sont pour des vitesses inférieures à 35 km/h et une forte proportion de lésions mineures se retrouve pour des vitesses inférieures à 15 km/h d'après Bourhis [13]. On retrouve des résultats similaires chez Otte [85] avec 80% des lésions mineures pour une vitesse inférieure à 20 km/h et chez Hell [44] avec le plus grand nombre de lésions mineures pour des impacts à 10 km/h et le risque maximum de lésion mineure à 15 km/h.

Symptômes Les symptômes résultant d'un whiplash sont à la fois de l'ordre clinique mais également psychosocial. Eck [23] relève notamment des céphalées, douleurs et raideurs du dos, de l'épaule, du bras et de la nuque, des vertiges, nausées, perturbations visuelles, symptômes de l'articulation temporo-mandibulaire. Pour le deuxième groupe, il note des cas de dépression, colère, anxiété, de problèmes de sommeil, etc... Du fait de la difficulté d'objectivation clinique de ces symptômes de nombreux patients sont perçus comme hypochondriaques ou intéressés par un remboursement substantiel.

Pathologies chroniques D'une manière générale, entre 14 et 42% des personnes ayant eu une lésion cervicale lors d'un accident automobile présentent des symptômes qui persistent sur plusieurs années et pouvant être handicapants (Barnsley [3], Lövsund [56]).

D'après Barnsley [3] 75% des patients récupèrent 2 à 3 mois après un whiplash. Les 25% restants développent des douleurs chroniques et parmi eux 10% conservent des douleurs constantes et importantes à vie. Il apparaît donc crucial de pouvoir évaluer la possibilité de récupération sur des critères objectifs afin de pouvoir focaliser les moyens humains et financiers sur les cas plus problématiques. Pour Siegmund [105], le taux de whiplash chronique est encore peu connu, mais Freeman [29] donne un taux de whiplash chronique de 33% parmi un groupe d'individus ayant été suivis médicalement pour des lésions aiguës de type whiplash. Radanov [93] confirme les conclusions de Freeman [29] : 27% de patients ayant consulté pour des symptômes de whiplash présentent toujours des symptômes après 6 mois.

Notons que certains auteurs concluent de manière contradictoire, sur un aspect bénin des lésions de type whiplash, une durée des symptômes courte et une récupération naturelle (Spitzer [106] dans un rapport officiel de la Société de l'Assurance Automobile

du Québec (SAAQ)).

3.2.3.3 Aspects financiers

En 1989, 68% des demandes de remboursement des assureurs automobiles canadiens portaient sur des cas de whiplash (Lubin [55] in Deng [21]). Dans une étude plus récente, Freeman [29] estime les dépenses globales liées au whiplash aux Etats-Unis à 29 Milliards de dollars.

Devant l'absence de signes physiques (QTF de niveau 1), pour une partie des lésions mineures du cou, la question de la simulation de douleur pour un gain financier apparaît de façon récurrente (Spitzer [106]). Cependant, une étude canadienne (Swartzman [109]) sur des personnes ayant subi une lésion mineure en choc arrière, montre que les personnes en cours de procédures déclarent avoir des douleurs plus importantes mais ne semblent pas attirées par les gains par rapport à celles non en procédure (catégories sociales et professionnelles similaires). Il explique l'expression d'une plus grande douleur par la crainte que celle-ci puisse ne pas être reconnue dans le cas particulier du whiplash.

3.2.3.4 Réalité du whiplash

En termes de coût social, les compagnies d'assurances relèvent une augmentation constante des remboursement associés ce type de mécanisme, le Motor Accident Authority de la Nouvelle-Galles du Sud (Australie) donnant une implication de 39% de cas de whiplash sur les 126.923 cas de plaintes recensés par cet organisme à la date de juin 1998. Il est à noter que la majorité de ces plaintes donnent lieu à remboursement (78% des cas pour le MAA), mais que l'objectivation et l'évaluation du préjudice reposent sur des bases peu solides (rapport de la Quebec Task Force on Whiplash Associated disorders, Spitzer [106]).

Ainsi, au sein de la communauté scientifique, de nombreux auteurs remettent en cause les pathologies consécutives à des chocs sagittaux à faible vitesse, et plus généralement l'existence d'un phénomène particulier que serait le whiplash. Il est vrai que l'objectivation du phénomène est ardue (Eck [23]) : l'utilisation de l'IRM ne permet en effet pas de différencier une population test d'une population ayant subi un whiplash. En ce qui concerne la radiographie, certains auteurs notent un raidissement de la colonne cervicale et une réduction subséquente de la lordose, mais il paraît difficile de quantifier la part de l'histoire antérieure du sujet dans ces résultats. Freeman [30] propose également une revue de la littérature mettant en doute les syndromes de type whiplash afin d'en relever les erreurs méthodologiques éventuelles et de confirmer l'importance de ce phénomène. Il recense quelque 10000 articles portant de près ou de loin sur le whiplash dont plus de 30 portent sur le risque à court et long terme de présentation de ces symptômes et dont seulement 13 sont finalement considérés comme statistiquement recevables.

3.3 Etude des mécanismes lésionnels

Les sources d'appréciation du risque lésionnel fiables consistent pour la plupart en des évaluations cliniques effectuées suite à expérimentations sur segments cadavériques, même si Kallieris [48] note que même cette méthode d'investigation sous-estime les lésions les plus légères. Les constructeurs automobiles et aéronautiques proposent également un certain nombre de critères lésionnels, pour la plupart liés à l'utilisation de mannequins dans des situations de choc particulières. Une première approche concernant l'utilisation d'un modèle éléments-finis afin de déterminer des valeurs de tolérance en simulant une expérimentation lésionnelle a été proposée par Bertholon [8], et constitue à notre connaissance la seule démarche en ce sens dans la littérature. Nous reviendrons donc dans un premier temps sur l'état actuel des connaissances sur les mécanismes pouvant être à l'origine d'une lésion puis nous poursuivrons par une synthèse des critères existants. Pour des raisons d'encombrement, les données quantitatives correspondant aux essais décrits, et en particuliers aux critères lésionnels, sont regroupées dans des tableaux synthétiques en annexe de ce document.

3.3.1 Modes de chargement et mécanismes lésionnels associés

Les figures 3.2 et 3.3 présentent une synthèse des modes de rupture et des lésions associées, décrites dans la littérature.

3.3.2 Cas des principaux types de choc

3.3.2.1 Toutes directions de choc

Nous avons déjà présenté les résultats de Yoganandan [127] donnant une répartition des lésions du cou en fonction de la gravité et du niveau cervical (Tableau 3.2). Les tableaux suivants présentent une analyse plus fine des structures potentiellement lésées lors de différents types de chocs. Ainsi, Taylor [112] propose une répartition de lésions, en fonction de leur gravité et du type de lésion, (Fig. 3.4) provenant d'autopsies réalisées sur 46 occupants de véhicules automobiles.

3.3.2.2 Choc frontal

L'étude accidentologique de Bourhis [13] présente une très forte proportion de fractures de la vertèbre C2 (42% des fractures) suivie de fractures du RCI (>20%). La localisation des entorses se situe plutôt dans la zone située entre C3 et C5.

Kallieris [47] propose pour sa part les résultats d'une étude expérimentale sur 43 cadavres (SHPM de 18 à 74 ans) soumis à des chocs frontaux à ΔV compris entre 30 et 60 km/h (Figure 3.5). La jonction cervico-thoracique (vertèbres C6 à T2) est la plus lésée (57% des lésions). Les lésions les plus fréquentes sont les lésions discales (20% des lésions) principalement entre les vertèbres C3 et C5, et les lésions du ligament jaune (également 20% des lésions) au niveau des vertèbres C6 à T1. Viennent ensuite des

Mode de rupture	Lésion	Visualisation	Sollicitation associée	Source	Commentaire
Compression	Fracture du corps vertébral		Compression ou choc axial	McElhaney [76]. Yoganandan [178]	Mécanisme lésionnel et localisation (haute ou basse) très dépendants de la position initiale et de l'angulation de la tête
	Fracture multiple de l'atlas				Importante morbidité associée
	Fracture d'écrasement (wedge fracture)		Compression en présence d'une translation de la tête, avec ou sans flexion.	McElhaney [77]	Majoritairement entre C5 et C7 d'après cet auteur
	Fracture d'arrachement (teardrop)		Sollicitations plus excentrées et/ou plus importantes que pour les fractures d'écrasement	Huelke [55]	
Compression - flexion	Moëlle épinière		Hyper-extension		D'après cet auteur le Lig. Jaune peut se trouver déplacé dans le canal rachidien.
	Fracture des éléments postérieurs			Allen [1]. Huelke [55]. McElhaney [77]	Inclut des possibilités de fractures des processus épineux, lames, pédicules et des écrasements des processus articulaires. Fractures généralement multiples pour le dernier auteur.
Traction			Tension sur rachis ou cou complet	Hilker [54] Yoganandan [164]	Mise en évidence de la plus grande résistance à la rupture du RCS que du RCI sur rachis déchargés Influence importante des tissus mous sur la résistance en traction
	Fracture des plateaux vertébraux			Sances [122]. Yoganandan [164]	Decelées majoritairement
	Luxation occipito-atlantoïdienne		Cas recensés lors de décélération brutales Crash de pilotes de chasse et éjection de passagers à moto	McElhaney [76] Yoganandan [157]	Lésions ligamentaires avec morbidité importante (risque de sectionnement de la moëlle épinière)

Traction - extension	Lésions des capsules articulaires C0C1		Déploiements d'airbags	Mertz [82]		
	Rupture du ligament alaire					Risque important de lésion médullaire
	Déchirure de la jonction disque/plateau vertébral			Sances [122], Shea [127]		Majoritairement entre C5 et T1, possible lésion médullaire
	Rupture du LCA		Whiplash, ou blocage de la tête lorsque le corps est projeté en avant	Shea [127]		Majoritairement entre C5 et T1, possible lésion médullaire
	Fractures horizontales du corps vertébral			Shea [127]		Majoritairement entre C5 et T1, possible lésion médullaire
	Fractures en éclat de la partie antéro-inférieure du corps vertébral			Huelke [55]		
	Fracture de l'axis, dite du pendu		Extension de la tête avec impact sur le menton			Fracture des pédicules ou des processus articulaires
	Fracture de l'odontoïde			McElhaney [76]		Instabilité et risque de compression médullaire
	Distension du système ligamentaire postérieur		Compression et hyper-flexion	McElhaney [77], Shea [126]		Ce dernier auteur note que le rachis moyen (C2-C5) atteint la rupture avant le rachis inférieur (C5-T1)
Flexion	Fracture des facettes articulaires		Compression et hyper-flexion	McElhaney [77]		Peuvent être associées au cas précédent. Risque important d'atteinte médullaire. Cet auteur décrit également ces lésions en traction-flexion, la flexion apparaissant prépondérante lors de ce mécanisme lésionnel
			Tête bloquée en rotation	Nightingale [94] Huelke [55]		Décrit également des fractures des processus épineux
	Fracture des facettes articulaires			Huelke [55]		Lésion décrite par ce seul auteur pour des inflexions importantes. Peut être accompagnée d'une distension voire d'un arrachement de la capsule articulaire opposée.
Torsion	Luxation atlanto-axoïdienne			Myers [88]		Met en évidence la fragilité torsionnelle relative du RCS /RCI

FIG. 3.3 – Modes lésionnels suivant la sollicitation (suite)

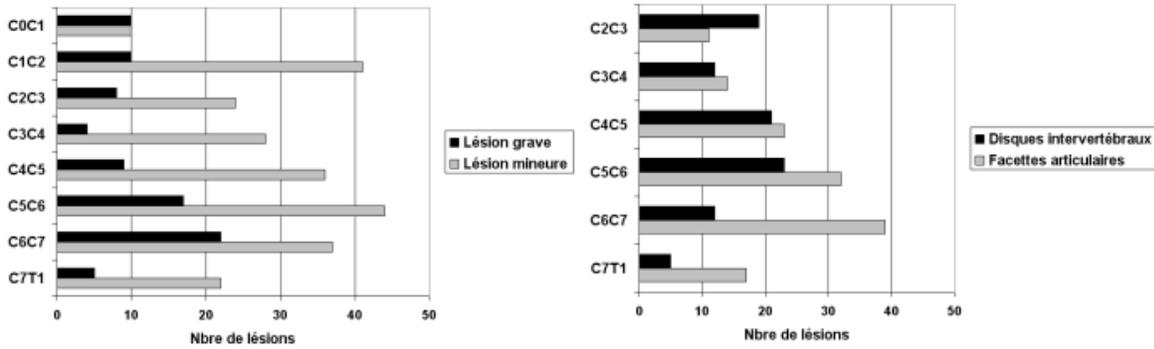


FIG. 3.4 – Gravitité et type de lésion suivant l'étage cervical, d'après Taylor [112]

fractures des corps vertébraux (en grande partie au niveau de T2) et des épineuses (entre C6 et T2), ainsi que des luxations réparties plutôt sur la partie inférieure. On peut remarquer que des lésions AIS1 (hémorragie = déformation) sont observées dès 560 rad/s^2 pour une accélération maximale de la tête de 13g. En même temps, des cous n'ont pas été lésés jusqu'à 2470 rad/s^2 (23g). Un AIS3 a été observé à 1320 rad/s^2 (22g) et un AIS4 à 4910 rad/s^2 (39g). Le type de choc (frontal ou latéral) n'est malheureusement pas précisé, mais sa conclusion est que dans tous les cas, une accélération linéaire de la tête supérieure à 21g entraîne au moins une lésion AIS1. Les lésions de détérioration légère (lacération) de type AIS2 sont bien évaluées par ce protocole contrairement à la vie réelle où la radio ne les prend pas en compte et les sous-estime.

Il est à remarquer que ces lésions sont principalement faibles (54% d' AIS1) et moyennes (39% d' AIS2) et que cela peut expliquer les différences constatées en termes de lésion et de localisation avec les résultats de Bourhis.

3.3.2.3 Choc latéral

Les mêmes auteurs ont également évalué le risque lésionnel en choc latéral. Ainsi Bourhis trouve principalement des fractures associées à un impact de la tête et situées au niveau du rachis cervical bas (75% des fractures concernant les vertèbres de C5 à C7). Les résultats de Kallieris concernent une étude sur 15 cadavres soumis à des chocs latéraux pour des ΔV compris entre 25 et 30 km/h (Figure 3.6). Malgré cet échantillon faible, on remarque que la région cervicale est la plus lésée et que les lésions discales entre C3 et C5 constituent la plus grande part de ces lésions (55% des lésions). Viennent ensuite des lésions du ligament jaune et des muscles (à tous les niveaux). Comme pour le choc frontal et en raison des vitesses d'impact relativement faibles, ces lésions sont légères (76% d' AIS1) et moyennes (18% d' AIS2) et donc peu comparables aux résultats de Bourhis.

On remarque également que la répartition des lésions (toutes lésions confondues) présente des formes différentes, par exemple entre le choc frontal et le choc latéral (Fig 3.7).

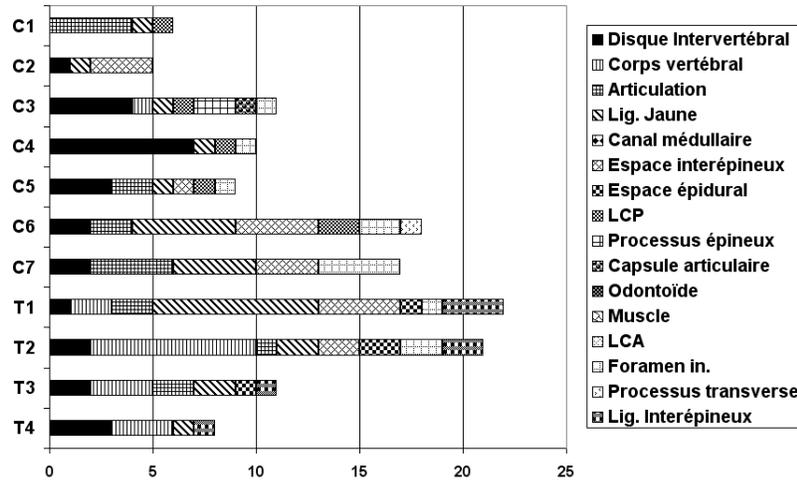


FIG. 3.5 – Choc frontal : type et répartition des lésions suivant le niveau cervico-thoracique, d'après Kallieris [47]

Les lésions évaluées en choc latéral paraissent se concentrer dans une zone moyenne du rachis cervical, alors celles causées par un choc frontal se situent plus en région basse de celui-ci ainsi qu' en zone thoracique.

L' Etude de Bendjellal [7] porte sur 11 sujets masculins dont 4 testés dans une configuration similaire à celle des volontaires (7 g, 22 km/h) des essais NBDL et 7 avec des conditions plus sévères (13 à 15 g, 22 à 30 km/h). Du point de vue lésionnel, au niveau du cou, un seul sujet est lésé (fractures de C5 et C6). On peut remarquer que c' est le sujet le plus âgé et que l' accélération suivant Y ainsi que l' inclinaison latérale de sa tête sont très importantes. Pour le choc latéral les essais volontaires à 7 g semblent relativement éloignés de la limite d' apparition de lésion au cou ($AIS > 1$) car même pour les essais à 13 g seul 1 sujet âgé sur 7 a subit des lésions. Kallieris [48] réalise des essais de choc entre véhicules avec 5 SHPM, à des ΔV de 50 km/h. Il considère que les deux fractures qui surviennent aux condyles peuvent être mises en relation avec d' importants efforts de cisaillement latéral calculés (3035 et 4464 N), ce qui en terme de mécanisme lésionnel paraît discutable.

3.3.2.4 Choc oblique

Une étude portant sur 8 SHPM a été reportée en choc oblique par Schmidt [100]. Ces résultats ne permettent pas d' évaluer finement une répartition du type de lésion par niveau cervical, mais on constate néanmoins que les 40 lésions répertoriées se répartissent majoritairement entre C6 et T2 (Figure 3.8).

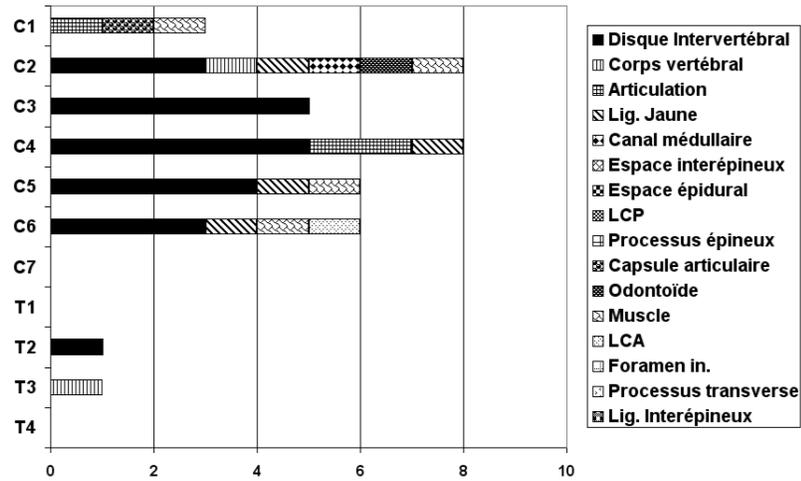


FIG. 3.6 – Choc latéral: type et répartition des lésions suivant le niveau cervico-thoracique

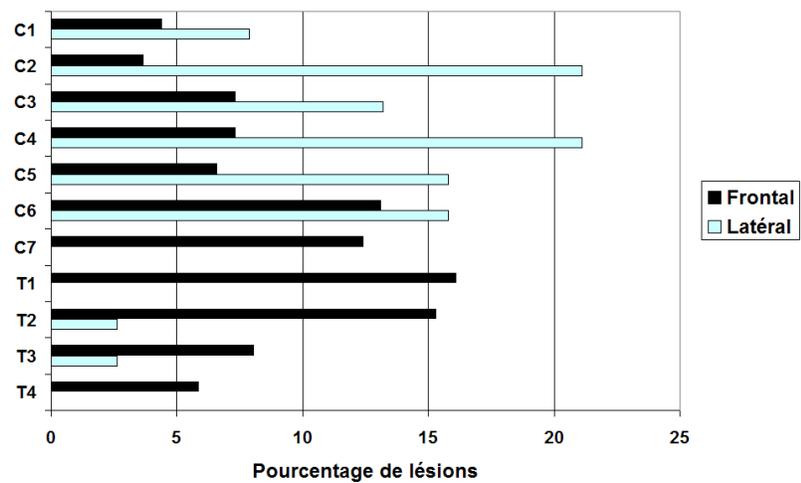


FIG. 3.7 – Comparaison de la distribution des lésions en choc frontal et latéral, d'après Kallieris [47]

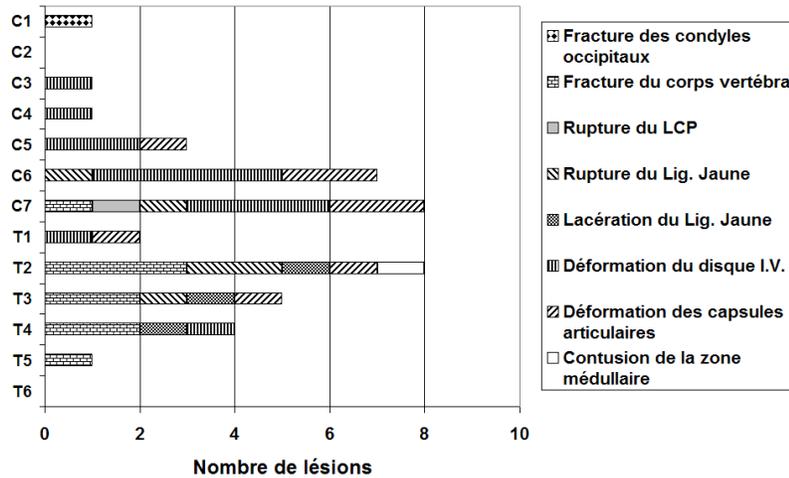


FIG. 3.8 – Choc oblique : répartition des lésions suivant le niveau cervico-thoracique

3.3.3 Cas particulier du choc arrière

3.3.3.1 Hypothèses sur les mécanismes lésionnels en choc arrière à faible vitesse

Les lésions survenant en choc arrière sont en grande majorité des lésions mineures. Comme nous l'avons vu elles comprennent beaucoup de symptômes physiques et psychologiques mais leur mécanisme est sujet à controverse. Nous présentons ici (Fig. 3.9) une liste que nous espérons exhaustive des causes et lésions probables survenant lors d'un tel choc.

3.3.3.2 Apports récents concernant l'étude expérimentale du choc arrière

Les travaux suivants, s'orientant vers des approches particulières, nous ont paru présenter un intérêt particulier en raison de la possibilité de comparaison, de validation éventuelle, voire de transfert qu'ils pouvaient contenir pour notre modèle.

Sources de validation cinématiques locales Depuis quelques années, des résultats expérimentaux utilisant la cinéradiographie sur volontaires en situation de choc sont présentés par quelques auteurs.

Citons tout d'abord le travail important de l'équipe de Ono [82] et Kaneoka [49] dans ce domaine. Bien que leurs expérimentations ne soient pas directement reproductibles par manque de données d'entrée, il proposent néanmoins des résultats intéressants pour des chocs à faibles ΔV (inférieurs à 5 km/h), avec notamment les rotations intervertébrales locales, l'activité EMG des muscles SCM et paravertébraux, ainsi que l'analyse des CIR des mouvements inter-vertébraux au cours du mouvement. Ils retrouvent tous deux, pour ces chocs à faibles vitesses, la configuration de rétractation initiale de la tête vers l'arrière, donnant une forme en "s" caractéristique, et montrent

Auteurs	Mécanisme lésionnel	Commentaire
McNab [79]	Hyper-extension	Remis en cause par la persévérance des traumatismes malgré la présence de l'appui-tête, et par le phénomène du whiplash à faible vitesse.
Grauer [43], McConnell [74]	Hyper-extension en région basse, associée à une compression pour le dernier auteur.	
Braut [15], McConnell [74]	Lésion musculaire, due à une sollicitation excentrique des muscles. Par exemple, les extenseurs subiraient une contraction excentrique lors du rebond.	Hypothèse sujette à caution en raison d'un nombre de lésions musculaires en choc frontal peu important.
Ono [103], Yoganandan [160], Cusick [22]	Ecrasement local des facettes, voire pincement d'une partie de la capsule articulaire entre celles-ci.	D'après Deng [25], il n'est pas prouvé que les capsules soient assez détendues pour ce phénomène.
Kaneoka [60]	Distension antérieure, due au déplacement du CIR vers l'arrière entre C5 et C7, et à l'appui conjugué des facettes l'une sur l'autre.	
Yang [156]	Cisaillement des capsules induit par le mouvement initial de translation.	Ce phénomène serait plus prononcé au niveau du RCI où les facettes sont plus inclinées.
Deng [25]	Recense deux sources potentielles de douleur : D'une part les nocicepteurs, présents dans les capsules, ligaments, tendons, muscles, mais d'autre part après lui pas dans le cartilage des facettes. D'autre part une douleur de type radiculaire, touchant les extrémités, qui serait due à une excitation des racines nerveuses de la moëlle épinière soumise à compression ou à une substance toxique produite par le nucleus pulposus.	Cette deuxième hypothèse n'a pas été démontrée, que ce soit par Deng, ou d'autres auteurs.
Winkelstein [153]	En accord avec Deng, mesure des déformations sub-catastrophiques des capsules articulaires, en essayant de reproduire le mouvement d'un choc arrière sur des UF.	
Svensson [136]	Décrit des changements de volume et de pression dans la moëlle épinière pouvant stimuler les ganglions de la chaîne sympathique vertébrale et être source de douleur.	Certains auteurs réfutent cette position en argumentant sur le fait que les douleurs semblent être localisées dans la partie basse du RCI.
Bostrom [12]	Corrèle des différentiels de vitesse horizontale entre tête et torse pendant la phase initiale de translation à des valeurs de NIC croissant.	Présente également une possibilité d'influence de ce différentiel sur la moëlle épinière mais pas d'hypothèse claire de mécanisme lésionnel associé.
Walz [147], Yoganandan [160]	Lésion du rachis cervical supérieur.	Cisaillement pour Walz, Hyperflexion (rebond) pour Yoganandan. Il est à noter que les lésions du RCS sont majoritairement décrites pour des chocs violents, rentrant moins dans le cadre des questionnements actuels.

38 FIG. 3.9 – Hypothèses de mécanismes lésionnels en choc arrière recensées dans la littérature

une inversion des rotations inter-vertébrales relatives (de flexion à extension) au bout d'une centaine de millisecondes (Fig. 3.10). Kaneoka [49], en particulier, met en évidence un déplacement du CIR vers le haut, engendrant un mouvement non-physiologique des facettes articulaires entre elles et confirmant l'hypothèse de lésions, soit articulaires, soit capsulaires, localisées dans cette zone. D'après lui, cet appui des facettes l'une sur l'autre, survenant à environ 150 ms, fait levier sur le disque et induit une distention antérieure à ce niveau.

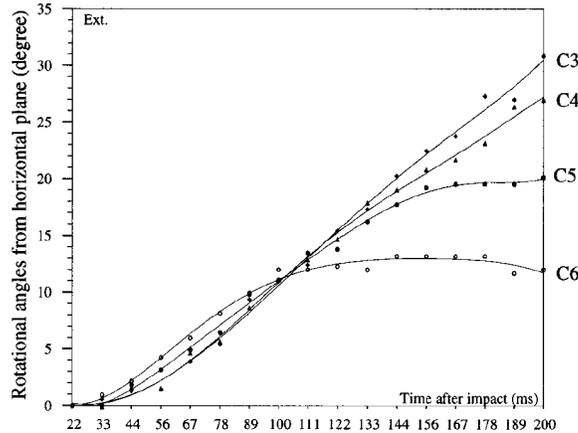


FIG. 3.10 – Choc arrière à faible vitesse : rotations inter-vertébrales d'après Kaneoka [49]

Deng [21] teste également plusieurs fois 6 SHPM en choc arrière dans 2 configurations angulaires de siège, avec et sans appui-tête pour un total de 26 impacts, avec une accélération du chariot allant de 5 à 9.8g et un ΔV de 1.4 à 4.3 m/s. Les résultats donnés sont exploitables pour deux essais jusqu'à environ 200 ms, temps où un contact a lieu, soit entre la tête l'appui-tête soit entre T1 et l'appareillage de mesure. L'objectif de son étude étant d'évaluer un risque lésionnel au niveau des capsules dans le cas de chocs faibles à modérés, il mesure les déplacements relatifs des facettes articulaires dans un plan frontal. Ces déplacements sont exprimés dans un repère global où X est horizontal, vers l'avant et Z vertical vers le haut. Il en déduit également les déformations associées. Les rotations intervertébrales relatives sont également disponibles pour ces deux essais. Il remarque que l'accélération suivant X de la tête subit un retard significatif par rapport à celle du chariot bien que ce ne soit pas le cas pour l'accélération suivant Z.

De même, des résultats expérimentaux proposés par Siegmund [104] (ΔV de 4 à 8 km/h), Luan [54] et Stemper [107] sont disponibles, avec des données qualitatives exploitables. Stemper [107] réalise en particulier une étude avec cou complet dans laquelle il met en évidence que la rotation intervertébrale des étages C5C6 et C6C7 augmente plus avec le ΔV que celle des niveaux supérieurs.

Données en efforts et moments Les mêmes auteurs proposent également des calculs d'efforts et moments utilisables à fins de validations de choc arrière à faible

vitesse: D'après Siegmund [104], Ono [82], Kaneoka [49], lors d' un choc arrière à faible vitesse, le rachis cervical est soumis à des sollicitations combinées de cisaillement, flexion et compression lors de la phase initiale de rétraction de la tête. Ainsi Ono [82] calcule des efforts maxima de cisaillement entre 40 et 240 N et de 300 à 400 N en compression (en négligeant le poids de la tête) à la liaison atlanto-occipitale lors d' un choc arrière à 8 km/h. Siegmund [104] trouve quant à lui 120 N en compression pour le même ΔV . Pour simuler la masse de la tête (45 N d'après Clauser [18]) et les effets d' inertie en compression lors d' un choc arrière à 8 km/h, il utilise finalement un effort de compression de 200 N, puis, citant Siegmund [103] il prend en compte l' action réflexe des muscles en rajoutant encore 125 N à cette valeur. En l' absence d' appui-tête Ono [82], Kaneoka [49] calculent des moments de flexion à cette même liaison entre 6 et 10 N.m et des efforts de cisaillement variant de 40 à 250 N (suivant le dossier).

Yoganandan [134] propose des essais en choc arrière sur 5 cadavres non embaumés à des ΔV variant de 4.14 à 6,89 m/s. Le maximum de forces de compression au niveau des condyles est atteint lors de la phase initiale (pendant les premières 60 ms) avec des valeurs allant de 100 à 254 N. Les maxima de forces de cisaillement apparaissent après, de 257 à 525 N. De même pour les efforts de tension (150 à 210 ms) avec des valeurs plus fortes que celles de compression (361 à 904 N). Les efforts survenant pendant la phase de retour avant sont plus faibles sauf dans deux cas où ils sont légèrement plus forts. Les efforts maxima de tension semblent plus dépendants que ceux de compression et cisaillement. Les maxima de moment d' extension apparaissent en général environ au moment de l' extension maximale, avec des valeurs de l' ordre de 22 à 33 N.m pour un ΔV de 4.3 m/s et de 33 à 47 N.m pour 6.8 m/s)

Les N_{ij} sont calculés avec les données de Eppinger [24], les constantes pour le 5^{me} et le 95^{me} percentile étant utilisées. Ils ne dépassent pas les valeurs limites, de même que pour les valeurs associées en tension et en compression. Les maxima sont atteints lors de la phase d' extension.

Zone zygapophysaire L' intérêt porté à cette zone s' est précisé ces dernières années avec des études concernant d' une part la zone articulaire, et d' autre part les capsules articulaires associées. L' articulation zygapophysaire est ainsi rapportée comme source de douleur pour 25 à 62% des sujets souffrant de douleurs au cou par Lord [53], Aprill [1], Barnsley [3]. Suite aux travaux de Dwyer [22] associant une région douloureuse du cou à un étage articulaire lésé, Lord [53] mène une étude en double aveugle avec injection locale de produit anesthésiant ou de solution saline placebo au niveau de l' innervation des articulation potentiellement lésées de 62 sujets souffrant de douleurs au cou suite à un whiplash. Il conclut sur une prévalence de la douleur au niveau articulaire pour 60% des sujets. En se basant sur ces conclusions, Yoganandan [131] soumet un segment tête/cou cadavérique à un impact arrière pendant lequel il mesure les déplacements intervertébraux au niveau des facettes. D' après lui la cinématique locale des facettes des niveaux bas induit un effort de compression

plus important dans la partie postérieure des capsules qui constitue un mécanisme de pincement. Yang [126] postule que la compression induit une décharge des ligaments du rachis, induisant une flexibilité accrue et un risque plus important au niveau de la zone articulaire. Pour vérifier cette hypothèse, il fait des essais de cisaillement arrière sur rachis décharnés complets et trouve que la compression augmente la flexibilité, ce contrairement à Siegmund [105] qui effectue les mêmes test. Winkelstein [123] n' arrive pas non plus à reproduire ce mécanisme, mais elle utilise des unités fonctionnelles C3-C4 et C5-C6. Ces deux derniers auteurs s' intéressent en fait plus aux possibilités de lésions des capsules articulaires par des déformations ayant lieu lors de mouvements physiologiques. Réalisant tous deux des mesures de déformation des capsules lors d' expériences sur unités fonctionnelles ils notent des possibilités de déformations qu' ils qualifient de sub-catastrophique en tentant de reproduire les mouvements relatifs d' unités vertébrales lors d' un whiplash.

Mise en relation d' évaluation cliniques et expérimentales Afin de comparer la pertinence des critères lésionnels actuellement proposés, Yoganandan [134] effectue des essais choc arrière sur 5 cadavres non embaumés à des ΔV variant de 4.14 à 6,89 m/s. 4 de ces cadavres sont lésés et il recense plusieurs mécanismes lésionnels, commençant par des lésions des tissus mous. L' intérêt de cette étude est qu' elle met en évidence l' inaptitude des critères classiques comme les critères en tension, extension, ou même des critères combinés à estimer un risque lésionnel pour des AIS inférieurs à 3. Nous retiendrons également qu' en général, les accélérations du centre de gravité, accélérations angulaires, forces et moments aux condyles occipitaux ont atteint leur valeur maximale lors de la phase d' extension et non celle de rebond.

3.3.4 Critères lésionnels

Au vu des conclusions présentées dans les paragraphes précédents et de l' étude bibliographique réalisée par Bertholon [8] dans sa thèse, il apparaît que :

- D' une manière générale et malgré un apport important, les résultats expérimentaux présentés montrent une grande variabilité pour des échantillons statistiquement non-significatifs (dizaine de sujets) et non-représentatifs (SHPM agés, volontaires masculins ou impliqués dans la réussite de l' expérience) au regard des populations concernées par le risque de subir un whiplash (Cf. un article de Freeman [30] postulant que des essais sur volontaires ou SHPM n' ont que peu de chances d' aboutir à la définition de critères lésionnels permettant d' estimer le risque lésionnel en whiplash pour l' ensemble de la population).
- Il existe peu d' expérimentations incluant une évaluation fine (telle que par autopsie) des lésions, permettant d' établir un lien entre des données cinématiques, ou en efforts et moments, et la présence d' une lésion.
- Des critères lésionnels sont proposés, mais leur utilisation est préconisée pour définir des risques de lésions graves (AIS3 et plus).

L' utilisation d' une modélisation numérique donne l' accès à des données locales comme la distension ligamentaire ou l' effort de compression au sein des corps vertébraux qui approchent les mécanismes lésionnels réels, au contraire d' un critère global. Un certain nombre d' auteurs s' intéressent d' ailleurs depuis quelque temps aux spécificités de comportement et de résistance à l' endommagement de ces tissus en dynamique et proposent des sources de validation. Il nous a donc paru intéressant de regrouper les résultats de l' étude bibliographique de Bertholon [8] concernant les expérimentations dynamiques dans un ensemble de tableaux de synthèse présentés en annexe avec l' apport des articles parus depuis, et de centrer la présentation des paragraphes qui suivent sur les tolérances locales des tissus du cou. Les critères globaux sont proposés dans le cadre d' une évaluation future de la relation entre un seuil lésionnel dépassé au sein du modèle et la valeur associée des critères.

3.3.4.1 Vertèbres et disques

Bertholon [8] cite des résultats de Yamada en 1970 concernant la résistance à la rupture des vertèbres et disques intervertébraux, par classes d' âge.

Yamada 1970				
Traction (N)	20 à 39 ans	40 à 79 ans		Moyenne
Vertèbre cervicale	1120	890		967
Vertèbre thoracique	1690	1310		1437
Disque cervical	1030	780		863
Disque thoracique	1390	1040		1157
Compression (N)	20 à 39 ans	40 à 59 ans	60 à 79 ans	
Vertèbre cervicale	4090	3300	1860	3083
Vertèbre thoracique	3620	3130	2310	3020
Disque cervical		3130		3130
Disque thoracique		4400		4400
Torsion axiale (N)	20 à 39 ans	40 à 69 ans		
Vertèbre thoracique	5,9	4,7		5,18
Disque cervical	5,5	4,7		5,02
Disque thoracique	8,5	8		8,2

FIG. 3.11 – Tolérances des vertèbres et disques du rachis, d' après Nyquist [79]

Plus localement Roaf [95], cité par McElhaney [63]) estime que 45% des efforts de compression sont transmis par l' os cortical et 55% par l' os spongieux pour les sujets de moins de 40 ans.

Yoganandan [128] propose également des limites de tolérance pour les disques.

3.3.4.2 Ligaments

L' Etude de Sances [98], à partir d' essais de traction sur singes rhésus et cadavres humains intacts, ainsi que sur rachis cervical décharné, donne les informations suivantes :

- L' effort à la rupture statique des ligaments du rachis décharné vaut de 1/2 à 1/3 fois celui en dynamique.

Yoganandan 2001				
Traction				
Niveau	Force (N)	Allongement (mm)	Energie (J)	Raideur (N/mm)
C2C3	636	11,4	3,7	63,5
C3C4	636	12,1	4,41	69,8
C4C5	571	9,3	5,5	66,8
C5C6	391	12,7	2,64	22
C6C7	505	10	3,32	69
C7T1	535	11,3	3,28	82,2
Moyenne	545,6666667	11,13333333	3,808333333	62,21666667
Compression				
C2C3	602	1,4	0,31	637,5
C3C4	683	1,5	0,33	765,3
C4C5	777	1,6	0,4	784,6
C5C6	664	1,6	0,33	800,2
C6C7	673	1,7	0,34	829,7
C7T1	910	1,6	0,48	973,6
Moyenne	718,1666667	1,566666667	0,365	798,4833333

FIG. 3.12 – Tolérances des disques en fonction de l' étage intervertébral, d' après Yoganandan [128]

- Chez le singe intact, cette valeur vaut environ la moitié de l' effort dynamique nécessaire à la rupture.
- Chez le singe, la valeur de rupture du rachis cervical décharné est environ moitié moindre que celle du cou intact.
- Les ligaments humains isolés atteignent la rupture pour des efforts approximativement 3 fois plus importants que ceux du rachis décharné chez le singe.
- Les ligaments antérieurs sont environ deux fois plus résistants que les postérieurs. La rupture commence généralement par l' avant.

Chazal [17] présente une étude statique portant sur 43 ligaments de la colonne vertébrale, dont seuls 4 sont des ligaments cervicaux (Fig. 3.13). Notons que cette étude est difficilement exploitable pour cette raison ainsi qu' en raison d' un manque de précisions sur les ligaments testés.

Chazal 1985					
Commentaires	Valeurs moyennes et écarts types à la rupture, en statique				
Ligament	Population	Effort (N)	Contrainte (Mpa)	Elongation (mm)	Déformation
LCA cervical	1	140	11	2,4	0,4
LCA colonne entière	9	416 (135)	11 (4)	5,3 (1,7)	0,58 (0,16)
LCP cervical	3	185 (41)	19 (3)	2,4 (0,3)	0,5 (0,13)
LCP colonne entière	11	324 (112)	17 (3)	3,8 (1,0)	0,45 (0,13)
LJ colonne entière	7	414 (69)	15 (5)	2,9 (1,0)	0,21 (0,04)
Inter et Susépineux	14	183 (90)	9 (3)	4,2 (1,2)	0,38 (0,14)
Intertransversaire	2	95 (14)	51 (1)	1,5 (0,1)	0,17 (0,01)

FIG. 3.13 – Caractéristiques de rupture de différents ligaments, d' après Chazal [17]

L' article de Myklebust [73] est beaucoup plus complet. Son étude statique porte sur 41 ligaments du rachis (Fig. 3.14). Ses résultats permettent de dégager que la résistance

à la rupture serait moindre dans la région centrale du rachis cervical (Fig. 3.15).

Myklebust 1988					
Commentaires Effort (N) : valeurs moyennes et écarts types à la rupture, en statique					
Population : 41 rachis cervicaux					
Niveau	LCA	LCP	LJ	Capsules (les deux)	LIE
OCC-C1				315 (134)	
C1-C2	281 (136)		113 (85)	315 (134)	
C2-C3	207 (98)	84 (81)	86 (61)	211 (130)	37 (2)
C3-C4	47 (14)	82 (66)	75 (8)	224 (60)	33 (2)
C4-C5	47 (13)	47 (11)	56 (17)	170 (20)	26 (24)
C5-C6	89 (67)	85 (50)	89 (48)	144 (36)	33 (15)
C6-C7	176 (25)	102 (29)	160 (38)	277 (147)	31 (12)
C7-T1	97 (28)	95 (23)	221 (67)	264 (88)	45 (25)
Moyenne : C2-T1	110,5 (66,8)	82,5 (19)	114,5 (63)	215 (51,8)	34,2 (6,4)
Commentaires Elongation (mm) : valeurs moyennes et écarts types à la rupture, en statique					
Niveau	LCA	LCP	LJ	Capsules (les deux)	LIE
OCC-C1				11,4 (7,2)	
C1-C2	12,3 (6,7)		8,7 (5,2)	11,4 (7,2)	
C2-C3	8,7 (3,8)	9,6 (9,3)	5,8 (0,8)	8,9 (4,6)	7,0 (1,6)
C3-C4	4,2 (1,8)	7,4 (7,1)	3,7 (1,5)	8,7 (2,2)	6,6 (6,1)
C4-C5	4,8 (3,9)	3,4 (1,4)	12,8 (7,3)	9,1 (6,0)	6,9 (2,9)
C5-C6	5,0 (1,7)	4,8 (2,0)	8,0 (4,4)	8,7 (7,9)	5,5 (3,1)
C6-C7	13,7 (5,7)	5,0 (1,6)	7,7 (0,4)	10,0 (3,9)	9,2 (6,6)
C7-T1	7,6 (3,8)	6,4 (1,6)	9,9 (6,0)	6,8 (2,8)	8,7 (5,9)
Moyenne : C2-T1	7,3 (3,6)	6,1 (2,2)	8,0 (3,2)	8,7 (1,0)	7,3 (1,4)

FIG. 3.14 – Caractéristiques de rupture de différents ligaments, d’après Myklebust [73]

En 1989, Yoganandan [129] présente une étude d’ un grand intérêt dans le cadre de notre travail. Ses essais de caractérisation du comportement ligamentaire en statique et dynamique confirment ce qu’ avait déjà remarqué Sances [98], à savoir : une augmentation de l’effort à la rupture, de la rigidité et de l’énergie absorbée à la rupture (définie en N.m comme l’ aire sous la courbe de traction/déplacement) avec la vitesse de chargement. Par contre, la déformation à la rupture ne subit pas cette influence. Concrètement, l’ effort à la rupture des Lig. Jaune et du LCA est multiplié respectivement par 2.6 et 2.9 entre des vitesses de chargement de 0.01 m/s et 2.5 m/s (Fig. 3.16). Les tolérances à la rupture des ligaments sont données dans le tableau (Fig. 3.17).

En 1998 Yoganandan [130] publie de nouveaux résultats qui sont repris dans une synthèse en 2001 (Yoganandan [128]), concernant des essais de caractérisation de comportement des ligaments du rachis cervical, en quasi-statique (10 mm/s) jusqu’à la rupture. La moyenne d’âge est de 68 ans, la taille de 176 cm et le poids de 63 kg. L’ étude se démarque par un groupe d’ étude important d’ environ 150 ligaments (25 sujets et 6 étages). Il donne des courbes de comportement moyennées et des coefficients de raideur bilinéaires associés. On peut remarquer les points suivants :

- Une augmentation de la section des ligaments en descendant dans le rachis
- Des raideurs significativement plus importantes entre C2C5 qu’ entre C5T1 pour le LCA, LCP, un peu moins pour les capsules

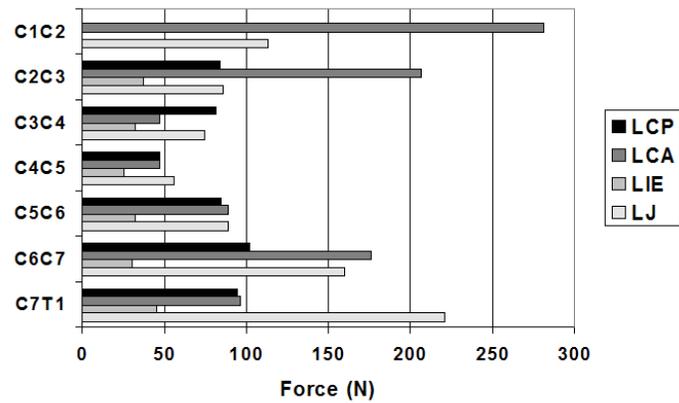


FIG. 3.15 – Distribution de la tolérance lésionnelle suivant l'étage cervical, d'après Myklebust [73]

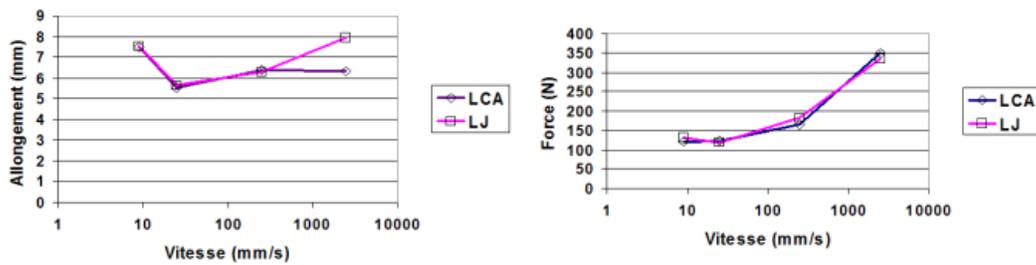


FIG. 3.16 – Influence de la vitesse de sollicitation sur l'effort et la déformation à la rupture, d'après Yoganandan [129]

Yoganandan 1989				
Commentaires Effort (N) : Valeurs moyennes et écarts types à la rupture Population : 54 LCA et LJ du rachis cervical				
Ligament	0,009 m/s	0,025 m/s	0,25 m/s	2,5 m/s
LCA	120,6 (13,8)	122,4 (21,3)	166,4 (31,3)	349,5 (44,8)
LJ	130,6 (12,9)	118,2 (12,8)	181,5 (13,1)	335,1 (28,0)
Commentaires Elongation (mm) : Valeurs moyennes et écarts types à la rupture Population : 54 LCA et LJ du rachis cervical				
Ligament	0,009 m/s	0,025 m/s	0,25 m/s	2,5 m/s
LCA	7,48 (2,15)	5,53 (1,13)	6,4 (0,37)	6,34 (0,59)
LJ	7,55 (0,49)	5,65 (0,39)	6,29 (0,82)	7,95 (0,67)

FIG. 3.17 – Tolérances ligamentaires en fonction de la vitesse de sollicitation, d'après Yoganandan [129]

- Les capsules, et, dans une moindre mesure le Lig. Jaune présentent les plus grandes déformations à la rupture (140 % pour les capsules)

Le tableau suivant présente une synthèse des caractéristiques à la rupture des ligaments testés (Fig. 3.18).

Niveau	Ligament	Force (N)	Allongement (mm)	Energie (N.m)	Raideur (N/mm)
C0-C1	CA (les deux)	320 (129)	9,9 (8,4)	2,03 (1)	32,6 (28)
C0-C1	MAOAnt(1)	232 (23)	18,9 (2,7)	2,44 (0,63)	16,9 (3,2)
C0-C1	MAOPost(1)	83 (17)	18,1 (2,7)	0,87 (0,21)	5,7 (0,4)
C1-C2	LCA	263 (152)	11,8 (7)	2,07 (1,81)	24 (11,7)
C1-C2	CA (les deux)	314 (143)	9,3 (4,5)	2,55 (2,55)	32,3 (23,5)
C1-C2	LJ	111 (85)	9,6 (4,3)	0,58 (0,47)	11,6 (11)
C0-C2	MT(2)	76 (44)	11,9 (2,5)	0,53 (0,31)	7,1 (2,3)
C0-C2	L.Apical(3)	214 (115)	8 (5,3)	1,55 (1,53)	28,6 (29)
C0-C2	L.Alaire(3)	357 (220)	14,1 (7,2)	2,72 (1,77)	21,2 (15,7)
C0-C2	L.Croisé(3)	436 (69)	12,5 (4,9)	4,29 (2,98)	19 (0,2)
Niveau	Ligament	Contrainte (Mpa)	Déformation (mm)	Energie (N.m)	Raideur (N/mm)
C2-C5	LCA	8,36 (1,76)	30,8 (5)	0,61 (0,25)	16 (2,7)
	LCP	6,29 (2,28)	18,2 (3,2)	0,21 (0,1)	25,4 (7,2)
	LJ	2,64 (0,79)	77 (12,9)	0,49 (0,17)	25 (7)
	LIE	2,97 (0,76)	60,9 (11,2)	0,13 (0,03)	7,74 (1,6)
	CA (les deux)	5,67 (1,47)	148 (28,5)	1,49 (0,54)	33,6 (5,5)
C5-T1	LCA	12 (1,41)	35,4 (5,9)	0,54 (0,13)	17,9 (3,4)
	LCP	12,8 (3,38)	34,1 (8,8)	0,4 (0,11)	23 (2,4)
	LJ	2,64 (0,34)	88,4 (13,1)	0,91 (0,22)	21,6 (3,7)
	LIE	2,88 (0,74)	68,1 (13,8)	0,18 (0,06)	6,4 (0,7)
	CA (les deux)	7,36 (1,27)	116 (19,6)	1,5 (0,37)	36,9 (6,1)

(1)Membrane atlanto-occipitale, (2)Membrane tectoriale, (3)Portion verticale

FIG. 3.18 – Tolérances ligamentaires du rachis cervical, en quasi-statique, d'après Yoganandan [128]

3.3.4.3 Capsules

L' influence de la vitesse de sollicitation sur la lésion de la capsule est étudiée par Winkelstein [123], dans un travail où elle tente de reproduire les conditions de sollicitation d' un choc arrière sur des unités fonctionnelles du rachis cervical inférieur. Elle cite en effet Panjabi [86] et Yoganandan [132] qui ont montré que sur des rachis décharnés les capsules étaient étirées lors de ce type de choc. Elle ne relève pas de différence sur le comportement en déformation des capsules de C3-C4 et C5-C6. Par contre elles sont significatives sur la force à la rupture entre 0.0083 mm/s et 100 mm/s (Plus faible de 60% en quasi-statique), sur l' énergie et la raideur (il n' est pas précisé s' il s' agit de raideur à la rupture). La vitesse de chargement de 100 mm/s correspond aux conditions d' un choc où le cou est sollicité durant environ 60 ms. Quelques remarques sur cet article: La pré-rotation de la tête augmente la déformation des capsules et une petite part de la population pourrait subir un risque de lésion subcritique des capsules dans ce cas. Elle cite (Avramov [2], Cavanaugh [14, 15], Dwyer [22]) qui ont montré que l' étirement des capsules entraînait une augmentation de l' excitation nerveuse et de la douleur.

Winkelstein 1999 et Siegmund 2000							
Vitesse de sollicitation	0,0083 mm/s		100 mm/s		Quasi-statique		
Echantillon	12 CA C3C4 et C5C6		8 CA C3C4 et C5C6		7 CA C3C4 et C5C6		
Valeurs subcritiques					min	max	moyenne
Déformation (%)	66,8 (77)		67,03 (26)		11	80	35 (21)
Force (N)					21	93	45 (21)
Déplacement (mm)					1,5	8,6	4,8 (2,2)
Valeurs critiques							
Déformation	108,8 (82,8)		118,1 (103)		20	321	94 (85)
Force	84,2 (36,6)		136,3 (60,3)		52	146	94 (31)
Déplacement	5,81 (0,98)		5,76 (1,45)		5,6	10,2	8,1 (1,5)
Energie (J)	0,22 (0,01)		0,36 (0,04)				
Raideur (N/mm)	19,6 (11,9)		35,4 (14,8)				

FIG. 3.19 – Caractéristiques des capsulaires à la rupture en quasi-statique et en dynamique, d’après Winkelstein [123]

Siegmund [105] ajoute les effets du cisaillement arrière à ceux de l’extension et d’un effort de compression à l’étude de la rupture des capsules articulaires. En conclusion il trouve que le cisaillement antéro-postérieur augmente la déformation de la capsule articulaire. Ses résultats montrent qu’en moyenne les déformations des capsules lors d’un whiplash n’atteignent pas de valeurs critiques mais que des lésions ”subcritiques” des capsules articulaires peuvent subvenir sans rupture pour des efforts de cisaillement significativement plus faibles (45 N) que ceux nécessaires à la rupture (94 N). En combinant ses conclusions avec celles de Winkelstein [123], il conclut que les capsules articulaires d’une portion de la population peuvent être lésées lors de sollicitations de type whiplash.

Un point intéressant est le fait qu’il estime que les sollicitations statiques permettent la possibilité de l’écoulement visco-élastique, et donc que les déformations mesurées pour des efforts donnés sont plus importantes que celles qui auraient lieu dynamiquement pour de mêmes niveaux de sollicitation, ce qu’il avait mis en évidence Winkelstein [123] et qui est en accord avec d’autres auteurs, dont Yoganandan [129]. De plus, il cite Winkelstein [122] qui a mis en évidence que 25 % de la surface des capsules articulaires (C3-C4 et C5-C6) peuvent être reliées directement à des insertions musculaires, ce facteur pouvant avoir tendance à augmenter les déformations lors d’un choc.

3.3.4.4 Muscles

Noonan [76] a testé passivement des muscles jambiers antérieurs de lapin à différents pourcentages de l’effort maximal à la rupture. Il trouve une limite lésionnelle à 30% de cet effort en mettant en évidence la perte de capacité contractile à partir de cette valeur. Hasselman [42] trouve quant à lui des valeurs non-lésionnelles jusqu’à 60%. Il n’a pas été trouvé de valeurs concernant la lésion ou la rupture de muscles du cou. Myers [72] donne pourtant des données concernant la rupture du muscle jambier antérieur de lapin, sollicité en passif et stimulé à différentes vitesses (Tableau 3.4), notant, en accord avec Garrett [32] que la rupture a lieu majoritairement à la jonction

musculo-tendineuse, le lieu variant également avec la vitesse de sollicitation. Garrett [32] note d'ailleurs qu'une lésion ne pourrait survenir lors d'un whiplash que lors d'une contraction excentrique, c'est à dire que le muscle est étiré lors d'une contraction.

TAB. 3.4 – Caractéristiques à la rupture du muscle jambier de lapin, d'après Myers [72], section moyenne : $43.9 \pm 5.2 \text{ mm}^2$

Vitesse (cm/s)	Etat	Force (N)	Allongement (cm)	Energie (N.cm)
4	Passif	54.5 (4.7)	2.89 (0.27)	73 (13)
	Stimulé	55.0 (2.9)	3.05 (0.25)	122 (13)
40	Passif	68.3 (4.5)	2.94 (0.24)	98 (25)
	Stimulé	70.6 (3.8)	2.99 (0.42)	145 (20)
100	Passif	71.5 (7.3)	2.93 (0.41)	87 (21)
	Stimulé	68.0 (11.0)	2.68 (0.61)	133 (38)

A ce stade, et contrairement au cas du comportement où une normalisation géométrique peut permettre de généraliser le comportement d'un muscle, nous n'avons pas pu déterminer une méthode permettant le transfert de ce type de données lésionnelles aux cas des différents muscles du cou humain.

3.3.4.5 Neck Injury Criteria

Ces critères, développés pour l'industrie automobile, sont en particulier utilisés lors de crash-tests avec mannequins à fins de validations du véhicule au regard de normes (comme les FMVSS américains). Ils proviennent généralement de corrélations entre l'évaluation de lésions lors d'expériences sur SHPM et la détermination de valeurs (cinématiques, en effort et moment) atteintes soit au cours de ces tests, soit au cours de test avec mannequins les reproduisant.

NIC - Frontal Impact ECE La directive 96/79/EG, Annexe II et la règle ECE-R94 définissent ce critère. Des courbes dites de critère en chargement définissent une enveloppe lésionnelle. La méthode de comparaison des données mesurées à ces enveloppes fait intervenir la notion de sollicitation en fonction du temps (time-dependant loading criteria) définie par la règle SAE J1727,3.9. Pour cela, partant d'une fonction (ex. $Fz = f(t)$):

- On reporte la valeur seuil en ordonnée et la durée pendant laquelle cette valeur seuil est dépassée en abscisse.
- La valeur maximale de la mesure et le temps au niveau zéro sont assignés à la plus grande valeur seuil.
- On stocke toutes les valeurs seuil dans la première colonne d'une matrice à 2 colonnes et 101 lignes, en commençant par la valeur maximale et en poursuivant par la valeur précédente moins le quotient (égal à la valeur maximale divisée par 100). La dernière case contient zéro.

- La deuxième colonne contient le plus grand intervalle consécutif de temps durant lequel la valeur du seuil est dépassée par la mesure, en millisecondes. Ces durées sont prises en compte uniquement si inférieures à 60 ms.
- Ces valeurs définissent la courbe de critère de sollicitation (load criterion curve).
- Cette courbe est comparée avec l'enveloppe lésionnelle (injury assessment boundary value - Cf. le fichier Critères_lésionnels.xls) de la manière suivante : pour chaque paire, le ratio entre load criterion curve et injury assessment boundary value est multiplié par 100 et évalué. La plus grande valeur donne la référence d'évaluation de risque lésionnel (injury assessment reference).

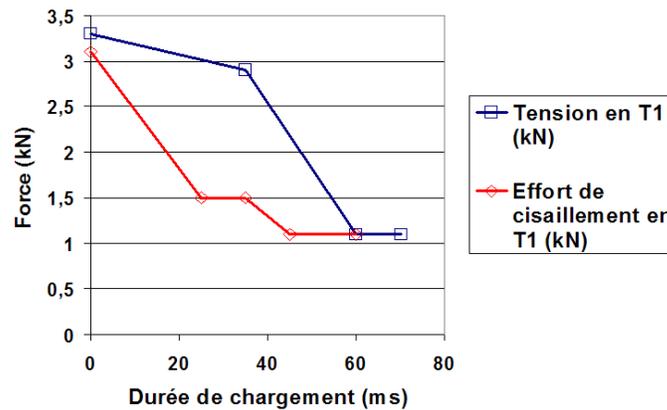


FIG. 3.20 – Critère lésionnel en choc frontal ECE-R94

NIC en vitesse et accélération relative - choc arrière Boström [12], d'après Wheeler [120] : Le NIC est basé sur la prise en compte de vitesses et accélérations relatives entre le haut et le bas du rachis cervical et le diagnostic de lésions des ganglions spinaux. Ces lésions sont potentiellement induites par des gradients de pression élevés dans le canal rachidien et des effets hydrodynamiques (coups de bélier entraînant des pics de basses pressions) dus à un changement de volume interne du canal durant les mouvements rapides d'extension/flexion du cou. Svensson [108] postule que ce mécanisme lésionnel, associé au passage en "S-Shape" vers 60 ms pourrait être responsable de lésions AIS1 dans le cas du choc arrière.

Boström [12] définit donc le NIC comme suit :

$$NIC = a_{rel} \times L + v_{rel}^2, \text{ avec :}$$

a_{rel} accélération relative suivant X entre T1 et C1

v_{rel} vitesse relative suivant X entre T1 et C1

L Longueur du rachis (sans autre précision), estimée à 0.2 m

Il propose une valeur limite préliminaire de $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$, le NIC devant être calculé à l' instant de rétractation maximale (postulat : 50 mm de déplacement relatif T1/C1) donnant lieu au NIC-50. Wheeler [120] effectue des essais en choc arrière véhicule-véhicule sur 42 volontaires jeunes (20 - 40 ans) avec des ΔV de 4 et 8 km/h. L' Objectif est de vérifier la validité du critère NIC (Neck Injury Criteria) proposé par Boström [12] pour des chocs arrière à faible vitesse. Il trouve des NIC inférieurs à la limite des $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$ pour chaque sujet mais 33% (resp. 52% à $\Delta V = 8 \text{ km/h}$) de ceux-ci signalent des symptômes (minimes, de courte durée et apparemment de nature musculo-tendineuse). Il conclut également que le calcul du NIC est dépendant du point de calcul (CG Tête ou liaison atlanto-occipitale).

Critère FMVSS202 Ce critère américain est émis sur l' utilisation et le positionnement de l' appui-tête. En particulier, durant un choc où l' accélération maximale du siège atteint 8 g sur une durée de 80 ms, l' angle entre la tête et le torse ne doit pas dépasser 45 degrés. En pratique, les fabricants utilisent des normes concernant les dimensions, le positionnement et la résistance de l' appui-tête.

NIC - Choc Frontal (FMVSS208) Eppinger [24] : Rapport du National Highway Traffic Safety Administration et du National Transportation Biomechanics Research Center. Des tests sur volontaires, SHPM et mannequin ont eu pour but d' établir des valeurs de tolérance en efforts et moments définis pour différents mannequins en situation de choc frontal dans le cadre du FMVSS 208 (Federal motor vehicle safety standart). Ces tolérances se basent sur les essais sur mannequin Hybrid III de Mertz [65] pour la compression, sur les essais en choc frontal sur mannequin de Nyquist [78] pour la tension et l' effort de cisaillement, sur les essais sur volontaires et SHPM de Mertz [66], et sur ceux de Yoganandan [133]. Ce critère contient en fait deux parties (Tableaux 3.6 et 3.5), définies suivant que le sujet est dit en position, ou hors position (lorsque sa tête est tournée, par exemple) :

- Une définition de valeurs seuil en tension/compression à ne pas dépasser quel que soit le moment
- Une combinaison d'efforts axiaux et de moments de flexion/extension :

$$N_{ij} = \frac{F_z}{F_{zc}} + \frac{M_y}{M_{yc}}$$

F_{zc} et M_{yc} sont des constantes de normalisation, liées au genre, à l' âge, à la morphologie du sujet. Ils prennent des valeurs différentes suivant qu' ils sont en tension ou compression et flexion ou extension.

Puis, à partir d' expériences porcines et sur SHPM, Mertz [67] propose une évaluation du risque associé à ce critère, associant une valeur de 15% de risque lésionnel AIS3 à un N_{ij} de 1. Beaucoup de questions sont encore liées à l' utilisation de ce critère en commun avec l' Hybrid III. En particulier, peu fiable pour des moments très faibles (qui pourraient autoriser des efforts très importants d'après la formule) et pour de

nombreux types de chocs (Non retenu par exemple pour le cas de l' impact avec un airbag par de nombreux constructeurs). Les tableaux suivants comprennent les valeurs définies dans la réglementation FMVSS 208 (*Tableaux 3.6 et 3.5*), ces données étant à-priori valables uniquement pour les mannequins proposés . De plus, la notion de sujet *en position* et *hors position* est prise en compte, les sujets dits en position étant supposé conscients de l' arrivée du choc, et les efforts en partie pris en charge par une contraction musculaire antérieure.

TAB. 3.5 – Valeurs seuil et constantes de normalisation N_{ij} de la réglementation FMVSS 208, en position

Mannequin	Efforts limites		Constantes			
	Tension (N)	Comp. (N)	Tension (N)	Comp. (N)	Flex. (N.m)	Ext. (N.m)
CRABI	780	960	1460	1460	43	17
III(3 ans)	1430	1380	2340	2120	68	30
III(6 ans)	1890	1820	3096	2800	93	42
III(5F)	2620	2520	4287	3880	155	67
III(50M)	4170	4000	6806	6160	310	135
III(95M)	5030	4830	8216	7440	415	179

TAB. 3.6 – Valeurs seuil et constantes de normalisation N_{ij} de la réglementation FMVSS 208, hors position

Mannequin	Efforts limites		Constantes			
	Tension (N)	Comp. (N)	Tension (N)	Comp. (N)	Flex. (N.m)	Ext. (N.m)
CRABI	780	960	1460	1460	43	17
III(3 ans)	1130	1380	2120	2120	68	27
III(6 ans)	1490	1820	2800	2800	93	37
III(5F)	2070	2520	3880	3880	155	61
III(50M)	3290	4000	6160	6160	310	122
III(95M)	3970	4830	7440	7440	415	162

Pour évaluer le risque particulier lié au déploiement de l' airbag, Nusholtz [77] note en 2001 que le critère le plus fiable paraît être celui de la tension seule.

Autres critères Schmidt [100], suite a des essais sur SHPM et évaluation des lésions après chocs frontaux et obliques propose un modèle de régression logistique permettant de relier la probabilité de lésion aux variables quantitatives que sont l' accélération tangente, l' âge et le poids du sujet (Fig. 3.21) :

$$z = 0.336 * Acc - 0.144 * Poids + 0.054 * Age$$

Pour un paramètre z valant zéro, il trouve ainsi une probabilité d' AIS2 de 75% et une probabilité d' AIS1 ou 3 d' environ 10%.

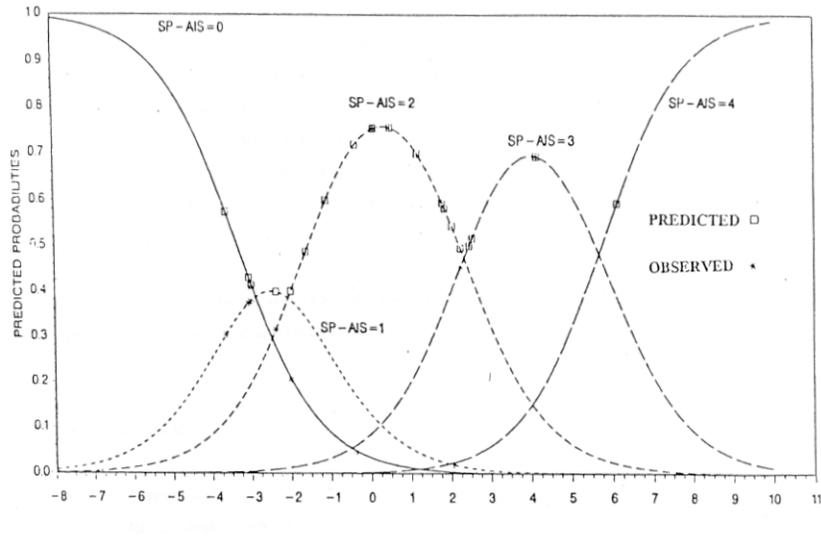


FIG. 3.21 – Risque lésionnel en fonction de l' accélération tangentielle de la tête, du poids, et de l' âge du sujet (Schmidt [100])

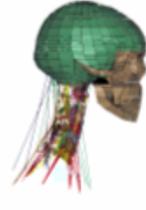
3.4 Modèles Dynamiques

Malgré des avantages à long terme indéniables (coût, paramétrage, accès à des informations autrement inaccessibles), il y a relativement peu de modèles dynamiques du segment tête/cou qui soient publiés. Cela tient en particulier à une grande difficulté de validation de ceux-ci, et les modèles qui suivent ne sont tous validés que pour un ou deux cas particulier de choc (l' évolution 2002 de Halldin [37] n' ayant pas été publiée à notre connaissance, mais étant présentée pour information). Les pages suivantes présentent un état de l' art des modèles numériques ayant vocation à l' étude du choc.

3.4.1 Modèles EF et corps rigides

Auteurs	[KLEINBERGER 93] [STEMPER 00]	[JAKOBSSON 94] [LINDER 00]	[DE JAGER 96] [VAN DER HORST 97]
Segment	Tête-T1	C0-T1	Tête-T1
Type d'analyse et logiciel	3D Linéaire, statique et dynamique DYNA-3D	3D Non-linéaire, dynamique MADYMO (multicorps)	3D Non-linéaire, dynamique MADYMO (multicorps)
Application	Compression, choc frontal, étude de l'influence des caractéristiques mécaniques	Création d'un modèle dummy, étude de sensibilité de la réponse cinématique à certains paramètres	Choc frontal et latéral, influence de l'activité musculaire
Composants	Vertèbres Elts postérieurs Disques Ligaments	Tête Matrices généralisées de raideur/amortissement pour les Ligaments Action des muscles	Vertèbres, disques, facettes Ligaments Muscles
Spécificités	Tête rigide	Liaisons représentées par des rotules + matrices généralisées	Deux modèles : • Tête et vertèbres rigides, ressort généralisé 3D pour les disques, ligaments, articulations et • Modèle détaillé avec ligaments, disques, articulations détaillés et comportement actif des muscles.
Géométrie	Simplifiée : corps vertébral de type C5 pour tous les niveaux	Mise en position de [ROBBINS 83]	Mise en position [NISSAN & GILAD 84] Facettes articulaires : [PANJABI 93]
Propriétés mécaniques	E (Mpa) ν 208 0.2 corps 3.4 0.49 disque 3.4 0.49 facettes 20-35 0.49 ligaments	Optimisation des caractéristiques sur les résultats de [DAVIDSSON 98] Utilisation des mesures de [PANJABI 78], [SHEA 91], et [OSVALDER 92] • Muscle généralisé antérieur : K=30 kN/m • Muscle généralisé postérieur : K=200 kN/m C=15 kNs/m	Modèle global : [CHANG 92], [PANJABI 86, 88, 91, 94], [ODA 92], [SHEA 91], [WHITE & PANJABI 90] Modèle détaillé : Disques : VEL [MORONEY 88], [PINTAR 86], Ligaments : VENL [CHAZAL 85], [MYKLEBUST 88] Muscles : Loi de Hill. Activation graduelle à partir de 80 ms.
Chargement	1) Effort de 250 N réparti sur les condyles (200 ms) 2) Déplacement vertical de C1 : 10 mm 3) Choc frontal 8g à 10,5 m/s		
Conditions au limites en déplacements	T1 fixée	Présence d'un appui-tête. Choc arrière 3g (7 m/s)	Choc frontal : 15g (16,6 m/s), Choc latéral : 7g (6,9 m/s), imposés à T1
Détails du modèle	1600 briques 8 nds pour chaque vertèbre.		14 paires de muscles suivant le plan sagittal
Validation	Essais du NBDL sur volontaires. Validation en rotations de la tête.	Essais sur volontaires de [DAVIDSSON 98]	Essais du NBDL sur volontaires. Validations en accélération, déplacements et rotations de la tête
Illustration			

Auteur	[NITSCHKE 96]	[CAMACHO 97]	[KROONENBERG 97] [HAPPEE 98]
Segment	C1-C7	C0-T1	Modèle humain complet
Type d'analyse et logiciel	3D Non-linéaire PAM-CRASH	3D Non-linéaire, dynamique INGRID/LS-DYNA	3D Non-linéaire, dynamique RAMSIS, MADYMO (multicorps)
Application	Détermination de critères lésionnels	Etude du choc en compression. Etude de sensibilité.	Etude du choc frontal et arrière : Cinématique de la tête Efforts dans le cou
Composants	Vertèbres Disques Facettes. Ligaments	Tête Vertèbres Ressorts/amortisseurs généralisés pour les articulations et ligaments	Corps entier
Spécificités		Modèle corps rigides Os crânial déformable	Membres traités en corps rigides, sauf le torse et le cou Liaison de l'épaule modélisée Maintien actif de la posture sous l'action de la gravitation
Géométrie	Simplifiée, basée sur la littérature Angle de C1/C7 = 25° C1 parallèle à C2 5° entre chaque vertèbre	Coupes CT-Scan	Données géométriques dimensionnelles : 50 ^e percentile (base de données RAMSIS)
Propriétés mécaniques	E (MPa) ν 300 (3000 ?) 0.25 os 100 0.4 disque 25 0.4 cartilage 500 0.4 cartilage 2*52 ligaments	Masses et inerties déduites de la reconstruction Ressorts/amortissements généralisés représentés par des solides de Kelvin dans les 3 directions [PANJABI 88], [MYERS 91], [SHEA 91] E=5580 MPa Os crânial	<ul style="list-style-type: none"> • Masses et inerties des Différents éléments issues de RAMSIS • Raideurs et amortissements [PRASAD & KING 74], [DE JAGER 96]
Conditions au limites en déplacements	Choc frontal : 15g (16,6 m/s) Choc latéral : 7g (6,9 m/s) Imposé à T1.	Modèle positionné à l'envers Vitesse imposée à 3.2 m/s T1 bloquée latéralement Choc sur une surface rigide initialement à 1 mm du crâne, suivant 3 orientations	
Détails du modèle	3417 nœuds, 1852 élts. briques, 82 élts. membrane	1313 nœuds, 25 câbles non-linéaires, 25 amortisseurs, 639 coques rigides, 448 coques déformables	Corps rigides reliés par des liaisons 25 articulations pour le rachis.
Validation	Essais du NBDL sur volontaires. Validations en accélération, déplacements et Essais en compression de [PINTAR 89,95], [NIGHTINGALE 91]	[NIGHTINGALE 91]	Essais du NBDL [EWING 1968-1977]
Illustration			

Auteur	[YANG 98]	[VAN EE 98]	[HALLDIN 00,02]
Segment	Tête-T1	Tête-T1	Tête-T1
Type d'analyse et logiciel	3D Non-linéaire, dynamique	3D Corps rigides, dynamique LS-DYNA	3D Non-linéaire DYNA3D
Application	Choc en compression, choc arrière, influence d'un airbag	Tension	Etude de différents modes d'impact en compression et du niveau lésionnel associé. Cas particulier du choc sur le toit d'une voiture
Composants	Tête Vertèbres Disques Facettes Ligaments Muscles	Tête Vertèbres Ligaments Muscles	Os cortical, trabéculaire Disques (nucleus, annulus) Ligaments linéaires Crâne et éléments internes
Spécificités	Tête déformable Vertèbres rigides	Disques modélisés par des solides de Kelvin	Maillage fin, prise en compte des contacts et liaisons entre C0 et C2 Evolution 2002 : Muscles modélisés par des cables.
Géométrie	Vertèbres : IRM d'un sujet proche du 50 ^e percentile Mise en position : [HARRISON 96] Tissus mous : Ouvrages d'anatomie	Modèle de [CAMACHO 97]	Maillage à partir de CTscans
Propriétés mécaniques	Corps vertébral : Loi élastique plastique $E=15000$ MPa $\nu=0.25$ Arc postérieur : Idem $E = 4500$ MPa Facettes articulaires : 3600 MPa $\nu=0.3$ Disque : Loi viscoélastique pour le nucleus Ligaments : [CHAZAL 85], [MYKLEBUST 88] ALL : $E=11,4$ MPa $\nu=0.4$	Muscles : Fittage de la loi de contraction excentrique de [MYERS 95] et adaptation en fonction de la section moyenne	E (MPa) ν 15000 cortical 500 trabéculaire 3 matrice annulus 30,6 fibres annulus 1 nucléus
Conditions au limites en déplacements	<ul style="list-style-type: none"> Choc en compression : [NIGHTINGALE 97] Choc arrière : 8g (6,7 m/s) 	Tête bloquée verticalement, avec divers degrés de liberté laissés libres successivement Déplacement imposé à T1	Impacts de la tête sur corps rigides et déformables
Détails du modèle	7351 elts. (tête), 11498 elts. (cou) dont 60 elts câbles en tension	24 paires de muscles au total Au total : 172 ressorts non-	4560 elts.
Validation	Essais du NBDL, [NIGHTINGALE 97] et de la Duke University [WINKELSTEIN]	Comportement de chaque UF fitté sur les résultats expérimentaux de [VAN EE 00]	Statique [PANJABI 88], compression UF [LIU 80], [HALLDIN 98] Compression rachis complet [NIGHTINGALE 96], [NIGHTINGALE 97]
Illustration			

3.5 Discussion

Dans ce chapitre nous avons tenté de mettre en avant la notion de risque lésionnel pouvant survenir lors d'un whiplash, mais aussi de déterminer les possibilités d'évaluation de ce risque dans le cadre de l'utilisation d'un modèle éléments-finis. Des résultats expérimentaux concernant la localisation et les mécanismes de ces lésions ont été proposés pour différents types de choc, nous paraissant pouvoir remplir ce rôle de source de validation. Des critères globaux extraits de la littérature ont également été présentés, et bien que leur utilisation nous semble présenter un intérêt moindre pour une tentative d'explication de mécanismes lésionnels, celle-ci paraît à plus long terme nécessaire afin de mettre en relation nos résultats avec les protocoles effectivement utilisés dans l'industrie.

La présentation des modèles dynamiques existant à l'heure actuelle nous semble quant à elle mettre en relief le caractère novateur d'une utilisation d'un modèle éléments-finis dans le cadre d'une exploration fine du risque lésionnel de divers tissus du cou lors d'un choc.

4

Prise en main et amélioration des modèles existants

Sommaire

4.1	Introduction	57
4.2	Modèles quasi-statiques	58
4.2.1	Modèle de rachis cervical inférieur - RCI	58
4.2.2	Modèle de rachis cervical supérieur - RCS	59
4.2.3	Modèle complet	67
4.3	Modèle dynamique	68
4.3.1	Modèle initial LBM-LAB	68
4.3.2	Affinage du modèle	70
4.4	Discussion	82

4.1 Introduction

Le choix d' une stratégie d' étude des phénomènes lésionnels du cou en choc au LBM reposait au début de ce projet sur l' existence de 3 modèles éléments-finis spécifiques du rachis cervical, formant une base solide d' exploration. Deux modèles quasi-statiques en grands déplacements, développés pour le code de calcul Ansys, étaient validés pour des sollicitations classiques en moments suivant les 3 plans anatomiques, l' un modélisant le comportement d' une unité fonctionnelle du rachis cervical inférieur (Maurel [59]), l' autre celui du rachis cervical supérieur (Véron [116]). Le dernier modèle, sur l' exploitation duquel a porté la majorité du travail présenté dans ce document, caractérisait quant à lui le comportement du rachis cervical en situation de choc suite aux travaux de Dauvilliers [20] puis Bertholon [8]. Nous présentons ici une synthèse des caractéristiques de ces modèles ainsi que le travail de prise en main et d' amélioration effectué.

4.2 Modèles quasi-statiques

La première partie de notre travail a concerné l'étude de la faisabilité de simulations en comportement du rachis cervical complet sous un code de calcul implicite. L'objectif de ce travail était de construire un modèle fin du rachis cervical, pour lequel les données du modèle dynamiques, plus grossier en termes de maillage, auraient pu servir d'entrées pour une étude détaillée des sollicitations disco-ligamentaires.

4.2.1 Modèle de rachis cervical inférieur - RCI

4.2.1.1 Description du modèle initial

Les caractéristiques détaillées de ce modèle sont présentées en annexe, la finalité de celui-ci étant l'étude de l'influence de paramètres géométriques tels la forme et l'orientation des surfaces articulaires sur le comportement.

Géométrie Le modèle initial du LBM consiste en un modèle géométrique paramétré de chacune des vertèbres C3 à C7, basé sur une étude morphométrique exhaustive de la littérature ainsi que de ses propres mesures. Le maillage des vertèbres et des disques est réalisé par des éléments volumiques à 8 noeuds. Les fibres des ligaments commun antérieur, commun postérieur, inter et sus-épineux, du ligament jaune ainsi que les fibres croisées de l'annulus sont représentés par des éléments câbles.

Comportement mécanique Une différenciation a été faite sur les caractéristiques mécaniques entre l'os cortical et spongieux, ainsi qu'avec les lames, processus épineux, articulaires et transverses. Le comportement utilisé est élastique linéaire isotrope. Cette même relation de comportement est utilisée pour le disque, modélisé en bloc. Les ligaments sont modélisés par une loi bilinéaire, prenant en compte une prédétente, basée sur l'hypothèse du comportement type en courbe sigmoïde. Le contact entre facettes articulaires est pris en compte par des éléments point-point avec un coefficient de pénalité de 1000 N/mm. Afin de prendre en compte la rigidification des disques due au rapprochement possible des processus unciformes, des contacts sont également modélisés à ce niveau, avec un coefficient 10 fois plus faible.

Validations La validation de ce modèle avait été effectuée en comparant les amplitudes de mobilités principales, de mobilités couplées et de raideur aux résultats expérimentaux de Moroney [69], Pelker [91] et du LBM². La modélisation d'une poulie a permis de simuler les sollicitations en couple pur, de 0 à 2 N.m, dans les trois plans définis précédemment, appliquées à la vertèbre supérieure lors de ces expérimentations. L'allure des courbes de comportement a également été comparée à ces résultats, et

2. Cressend C., Etude expérimentale du comportement du rachis cervical, Projet de fin d'études, ENSAM CER Paris, 1991-1992

malgré des variations notables entre unités fonctionnelles, le comportement du modèle a été jugé cohérent.

4.2.1.2 Amélioration du modèle

Dans une démarche qualité et afin de faciliter une compatibilité future des différents modèles du LBM, les noeuds des différents niveaux cervicaux ont tout d'abord été renumérotés. Des contacts surfaciques, permettant une réorientation éventuelle ont été ajoutés en remplacement des éléments point-point. Cinq vertèbres moyennes ont été mises en position (continuité de la courbure et respect des jeux inter-articulaires) afin de permettre la construction d'un rachis cervical complet par l'intégration du modèle de rachis cervical supérieur (Cf. modèle complet, Fig. 4.12). Le comportement des unités fonctionnelles ayant été validé lors du travail de N. Maurel, seule la faisabilité des calculs a été évaluée, lors de simulations de flexion-extension.

4.2.2 Modèle de rachis cervical supérieur - RCS

4.2.2.1 Construction du modèle

Des données détaillées concernant ce modèle sont proposées en annexe. La géométrie du modèle initial construit par S. Véron (Fig.4.1) était basée sur la géométrie moyenne de 6 vertèbres sèches acquises au moyen du système de pointage magnétique Fastrak. L'objectif principal de ce modèle était avant tout la compréhension des facteurs influant sur le comportement et la cinématique particulière de cette région du rachis, il s'agissait donc d'un modèle surfacique non fermé, en particulier pour ce qui concernait la géométrie de l'écaille de C0. Cette géométrie n'étant pas symétrique et ne se prêtant pas à une modélisation volumique future, nous avons donc choisi de reconstruire un modèle moyen symétrique du rachis cervical supérieur (Fig. 4.2).

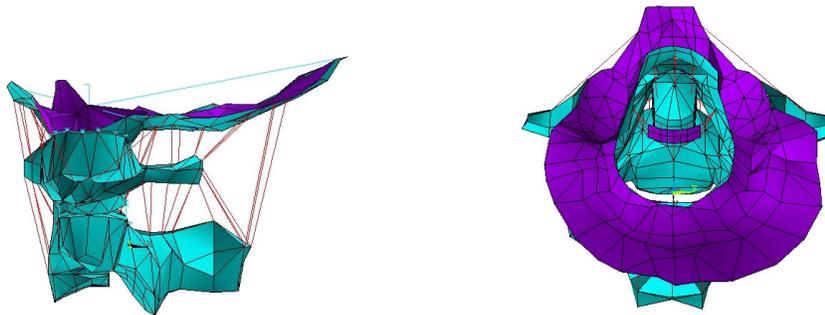


FIG. 4.1 – *Modèle initial (vues de profil et de dessus du modèle de S. Véron)*

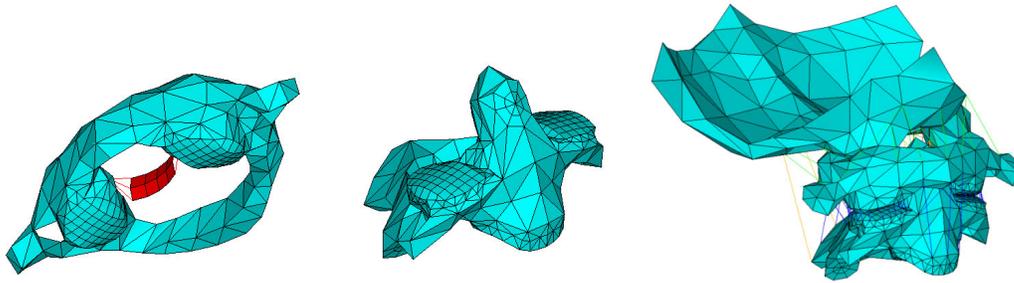


FIG. 4.2 – *Modèle de rachis cervical supérieur (Vertèbres C1, C2 et RCS complet)*

Géométrie Celle-ci se base sur la géométrie moyennée et symétrisée des mesures sur vertèbres sèches obtenues par Véron [116]. La forme des surfaces articulaires se base sur son étude et conserve celle du modèle initial, à savoir : surfaces C0-C1 se situant sur une portion de sphère, surfaces C1-C2 se situant sur des portions de cylindres. Le plateau inférieur est maillé afin de pouvoir être relié au modèle de rachis cervical inférieur. Les ligaments conservent les mêmes lieux d'insertion que ceux du modèle initial

Comportement mécanique Les caractéristiques mécaniques du modèle initial sont conservées. Les contacts sont remplacés par des contacts de type surfacique autorisant une réorientation du contact en grands déplacements.

4.2.2.2 Validation du modèle

Comme remarqué dans le premier chapitre, la modélisation du RCS se heurte à une difficulté majeure, due à sa grande mobilité. Les zones neutres observées autour d'une position moyenne correspondent à des zones d'équilibre instable, où une petite perturbation entraîne un déplacement important. Le cas du couplage en rotation axiale lors d'une sollicitation en inflexion latérale illustre bien ce problème : contrairement au cas de la flexion qui n'entraîne pratiquement pas de couplage d'autre mouvement, l'inflexion induit une rotation importante (de l'ordre de 25 degrés) au niveau de C1C2 (Fig.4.3). De plus, cet équilibre ne dépend que du contrôle musculaire, comme le montre par exemple notre impossibilité à conserver une position horizontale de la tête lors d'un assoupissement en position assise. Sur le plan mécanique, l'application de la méthode des éléments-finis au principe des puissances virtuelles dans le cas de grands déplacements implique l'utilisation d'une formulation incrémentale du PPV et d'une méthode d'itération (Dans notre cas, la méthode de Newton-Raphson) permettant d'approximer le champ de déplacements solutions entre deux incréments. La convergence de cette méthode numérique est fortement liée à la stabilité propre de la structure et elle est donc particulièrement difficile à obtenir dans le cas d'un modèle RCS non stabilisé par la présence des muscles et des autres tissus mous du cou. Notre objectif était donc d'améliorer à la fois le comportement mais également la stabilité

du modèle.

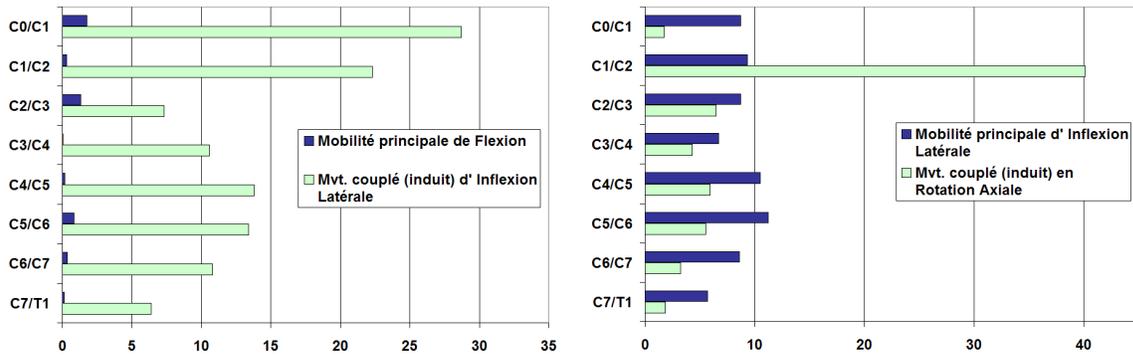


FIG. 4.3 – *Couplage en inflexion lors d'un mouvement de flexion et couplage en rotation lors d'un mouvement d'inflexion, mobilités maximales moyennes par unité fonctionnelle, d'après Wen [119]*

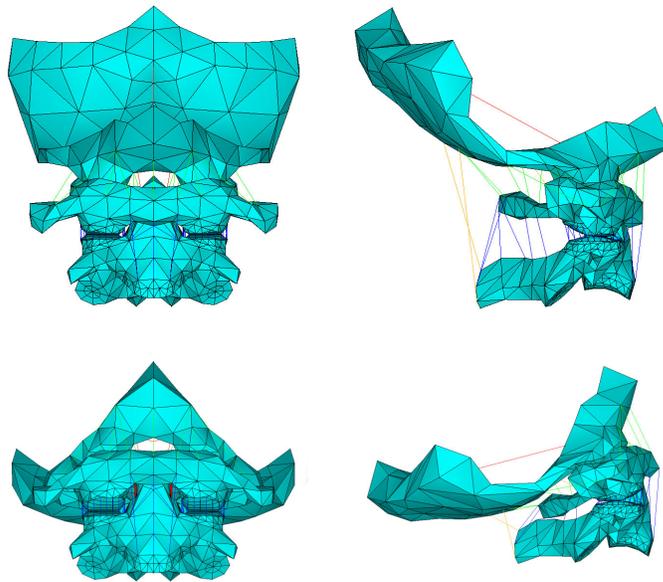


FIG. 4.4 – *Simulation en flexion/extension*

Grâce à l'utilisation de nouveaux éléments contacts surface-surface, les simulations (Fig. 4.4, 4.5, 4.6) en flexion, extension, inflexion latérale et torsion axiale ont pu être réalisées suivant le protocole de Watier [118], où la vertèbre C2 est fixe, et où un couple est imposé à C0 par incréments de 0 à 1,5 N.m, en une demi-journée sur station Pentium III 1GHz. La difficulté de convergence a néanmoins nécessité une gestion dynamique des pas de chargement et des propriétés de contact. Afin de pouvoir éventuellement comparer les résultats cinématiques à ceux de la littérature, une interface

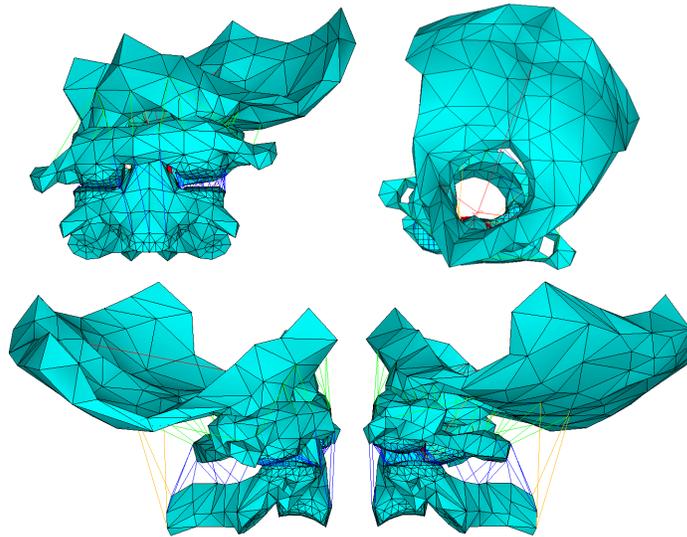


FIG. 4.5 – *Simulation en Inflexion latérale*

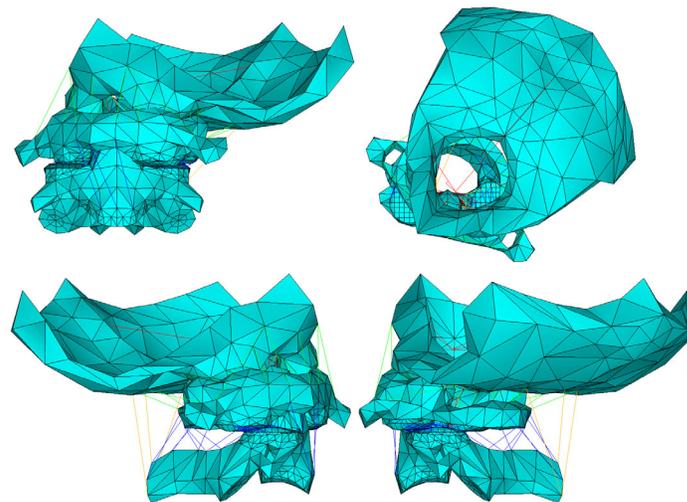


FIG. 4.6 – *Simulation en torsion axiale*

graphique a été développée sur la base de la synthèse de S. Véron³. Celle-ci nous permet de déterminer les rotations et translations relatives de deux solides dans l'espace interprétés dans un repère d'interprétation fixe ou mobile, suivant une séquence d'axes quelconque. Ainsi, nos résultats ont pu être comparés à ceux de Watier [118] et Wen [119] pour les mobilités principales et zones neutres et à Véron [116] et Watier [118] pour l'allure des courbes et les couplages. Les résultats suivants sont les rotations relatives de la vertèbre supérieure par rapport à la vertèbre inférieure suivant la séquence XYZ, exprimées dans le repère initial SRS (X vers l'avant, Y vers la gauche, Z vers le haut) de la vertèbre supérieure.

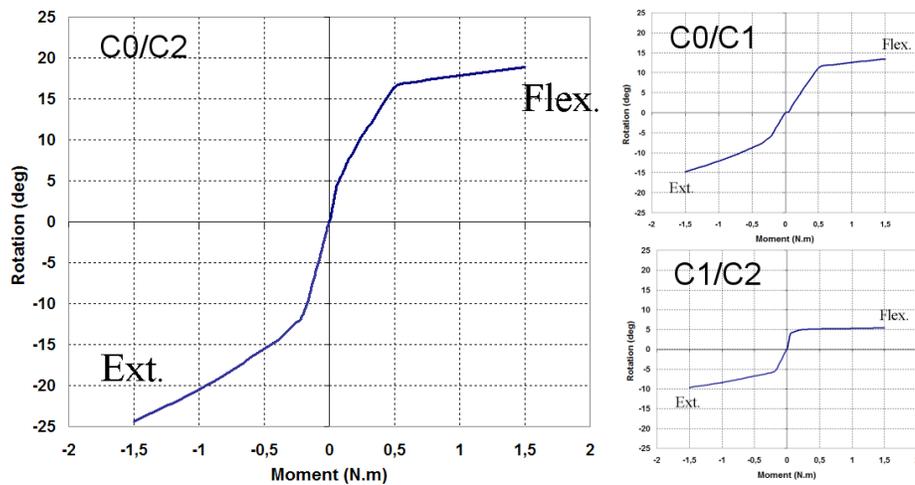


FIG. 4.7 – Comportement du modèle RCS en sollicitation d'Extension / Flexion

Comme pour le modèle de Véron [116], il est apparu que le comportement du modèle était globalement cohérent avec la littérature en ce qui concerne les mobilités principales et zones neutres (Cf. comparaison avec résultats expérimentaux-Fig. 4.11). Les mobilités en flexion de C1 par rapport à C2 et d'inflexion sont néanmoins faibles par rapport à l'enveloppe des moyennes de cette même figure. Les mobilités couplées sont également cohérentes, sauf pour ce qui concerne la mobilité de rotation axiale induite par une sollicitation en inflexion latérale qui n'atteint que 7 degrés alors qu'elle est voisine de 25 degrés dans la littérature (Watier [118]). Ce dernier auteur ayant remarqué que les conditions initiales (notamment le positionnement) avaient une grande influence sur ce couplage, nous avons simulé le cas où le couple d'inflexion contenait une petite composante de torsion axiale en tournant la poulie induisant le couple sur le modèle de 5 degrés dans le plan local YZ de C0. Les résultats mettent en évidence que cette composante suffit à engendrer un couplage en rotation de 25 degrés, celui-ci provenant essentiellement de l'étage C1C2.

3. Interprétation des mouvements dans l'espace, document interne LBM

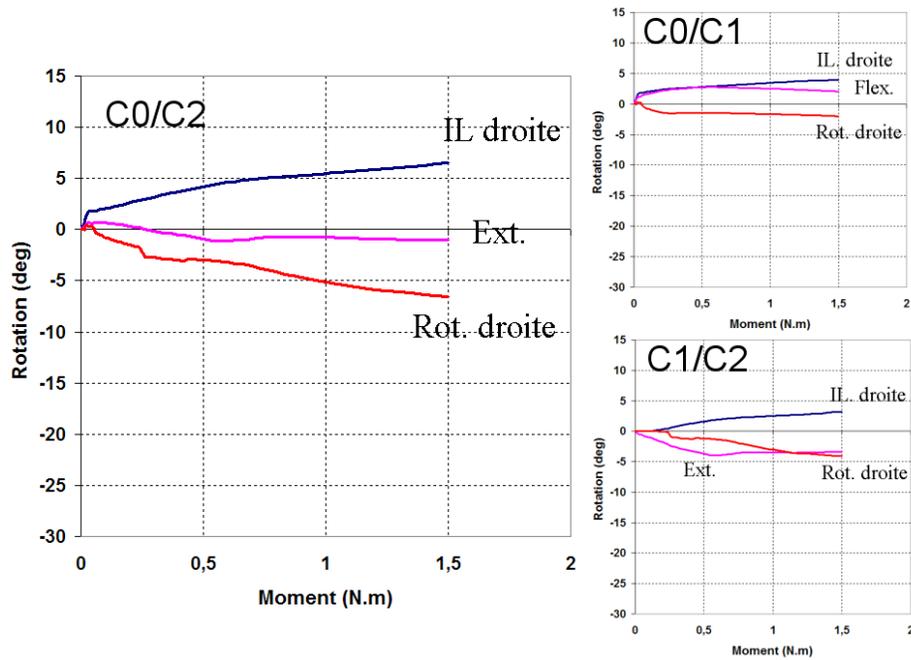


FIG. 4.8 – Comportement du modèle RCS en sollicitation d'Inflexion Latérale

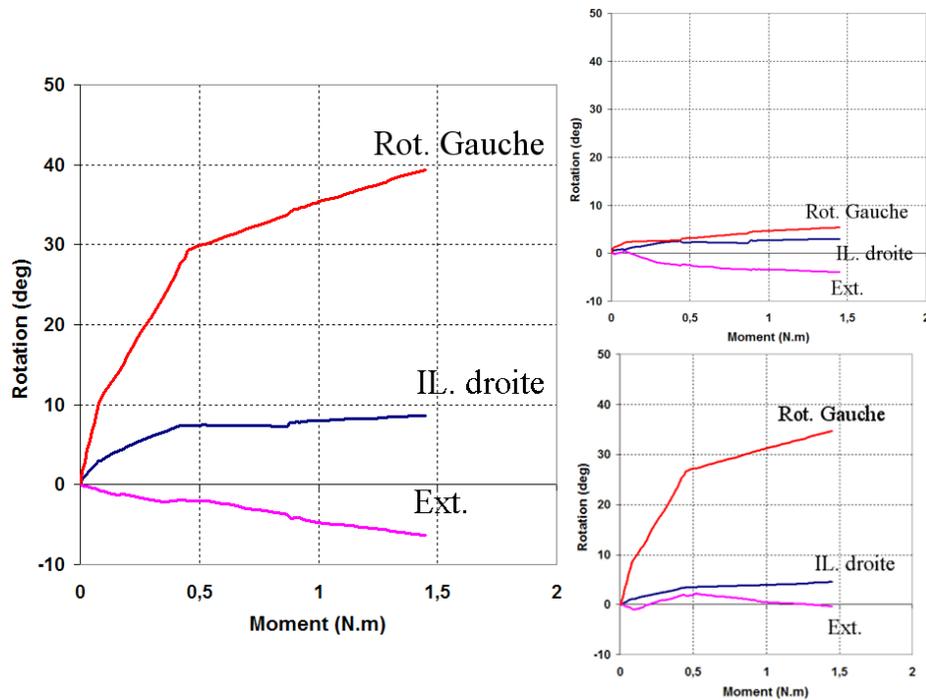


FIG. 4.9 – Comportement du modèle RCS en sollicitation de Rotation Axiale

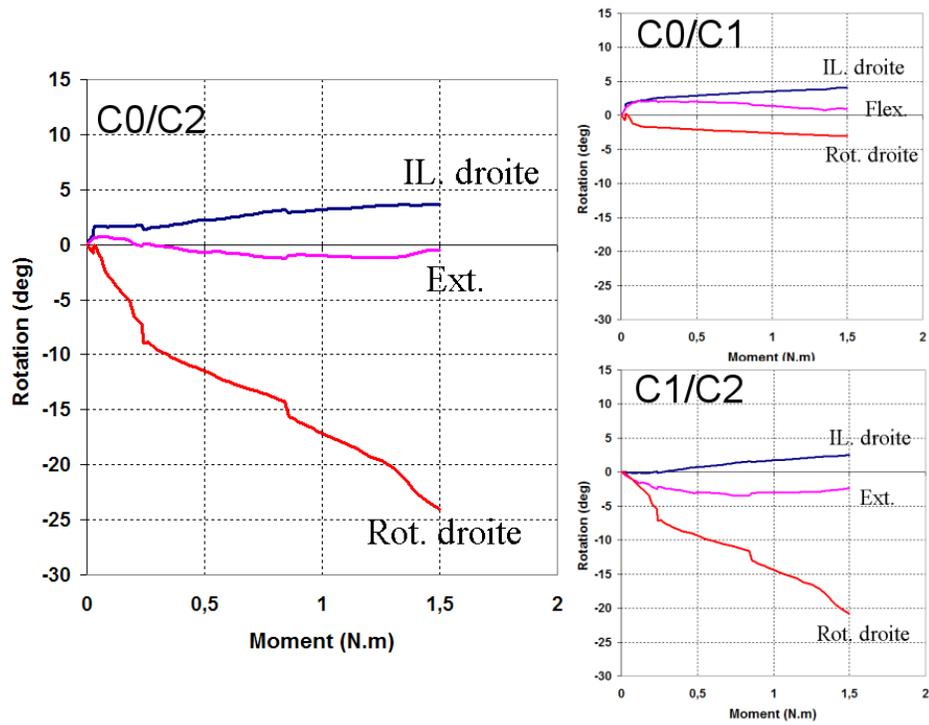


FIG. 4.10 – Comportement du modèle RCS en sollicitation d'Inflexion Latérale, lorsque le couple de chargement est tourné de -5 degrés autour de l'axe Y de C0

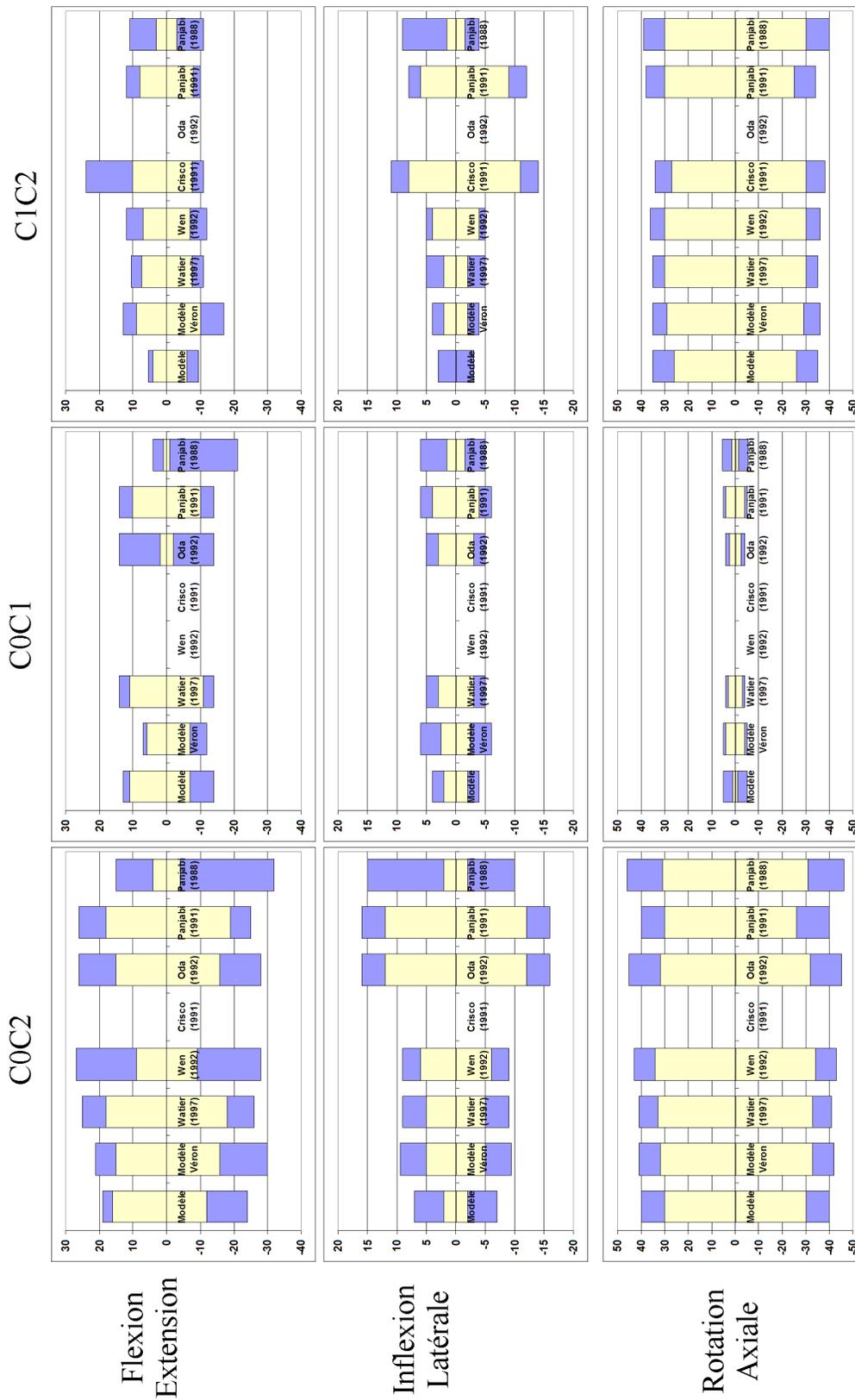


FIG. 4.11 – Comparaison des mobilités totales (ROM) obtenues avec celles du modèle initiale de Véron [116] et les résultats expérimentaux de différents auteurs

4.2.3 Modèle complet

4.2.3.1 Construction

La construction du modèle complet se base sur les deux modèles précédents. Le modèle RCS a servi de base à la mise en position, les facettes supérieures de C2 étant placées à l'horizontale. Le modèle RCI a ensuite été tourné afin de respecter la congruence des facettes C2/C3 et une courbure continue du rachis. Le disque C5C6 ainsi que les plateaux vertébraux associés ont ensuite été déformés par krigeage (Cf. Chapitre IV et Trochu [113]) pour s'adapter parfaitement à l'espace intervertébral entre C2 et C3 (Fig. 4.12). Les ligaments de l'arc postérieur, ainsi que les ligaments commun antérieur et postérieur ont ensuite été ajoutés dans la continuité de ceux des étages inférieurs.

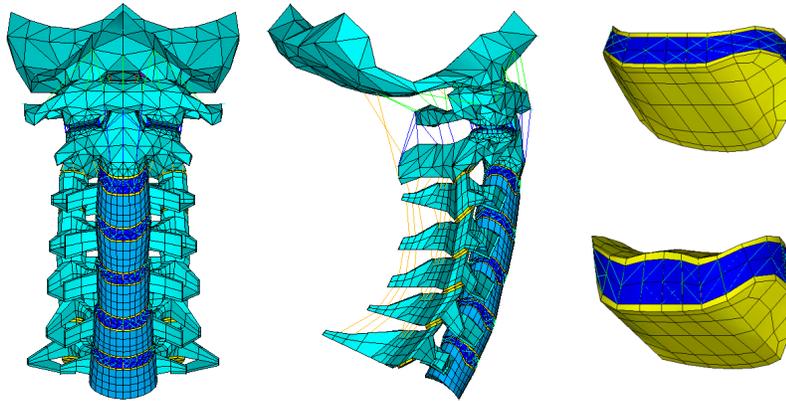


FIG. 4.12 – Vue de face et de profil du modèle de rachis cervical sous Ansys, disque C5C6 et disque C2C3 krigé.

Des simulations de flexion et extension ont été réalisées en imposant des moments de flexion et d'extension à C0, mais il ne nous a pas été possible de dépasser quelques degrés de mobilité en raison d'un temps de calcul et de difficultés de convergence importants. Ceci nous a amené d'une part à sous-structurer le modèle, améliorant la vitesse, mais au prix d'une modification notable du comportement du modèle par une rigidification artificielle des vertèbres (Fig. 4.13), et d'autre part à effectuer des simulations en sollicitant le modèle en déplacements pour tenter d'améliorer la convergence des calculs.

Ces dernières tentatives n'ont pas été concluantes et il apparaît nettement que dans l'optique d'une utilisation future de ce modèle sous un code de calcul implicite, une stabilisation plus importante de l'ensemble du rachis cervical est nécessaire, que ce soit numériquement en ajoutant des éléments stabilisateurs de faible rigidité, ou physiologiquement en ajoutant les tissus mous du cou.

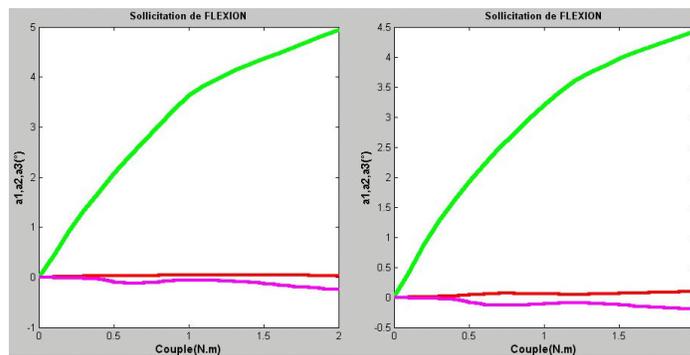


FIG. 4.13 – Comparaison du comportement de l’ UF C5C6, non sous-structurée et sous-structurée

4.3 Modèle dynamique

4.3.1 Modèle initial LBM-LAB

Une description complète de ce modèle est faite dans la thèse de N. Bertholon (Bertholon [8]) et nous ne reprenons ici que les éléments les plus importants de sa construction.

4.3.1.1 Géométrie

La géométrie du modèle constitue la représentation d’ un ensemble tête/cou humain du 50^{me} percentile, dans la position assise de référence décrite par Robbins [96]. La morphométrie des vertèbres cervicales et des disques intervertébraux est extraite de Maurel [59] et Panjabi [88]. La géométrie de la tête est celle d’ un mannequin Hybrid III et celle des muscles et tissus mous provient du projet Visible Human (of Medicine [80]). Ces différents tissus sont ensuite modélisés par des éléments volumiques, en remarquant néanmoins que pour des raisons de temps de calcul les liaisons C0-C1 et C1-C2 sont modélisées par des ressorts-amortisseurs généralisés. Les autres tissus sont représentés par des éléments membrane 2D pour la peau et par des ressorts non-linéaires pour les capsules articulaires, le ligament jaune et les ligaments inter et supra-épineux. Les contacts sont finalement pris en compte entre les surfaces articulaires ainsi qu’ entre les apophyses épineuses.

4.3.1.2 Caractéristiques mécaniques et d’ inertie

Les propriétés mécaniques utilisées dans la modélisation avec le code explicite Radioss proviennent de la littérature et sont décrites en détail dans le document de Bertholon. Nous les rappelons ci-après. Pour limiter le temps de calcul, les vertèbres et la tête sont modélisées par des corps rigides. Les disques intervertébraux ont un comportement visco-élastique pour lequel un Module d’ Young statique de 10 MPa, estimé par Moroney [70] et Kelley [51] est utilisé. Les ligaments et capsules articulaires sont modélisés par un comportement bi-linéaire en tension avec amortissement, ces données

provenant des études statiques de Chazal [17] et Myklebust [73] et de l'étude dynamique de Yoganandan [129]. Un comportement viscoélastique non-linéaire a été pris en compte pour les deux ressort-amortisseurs 3D généralisés entre C0/C1 et C1/C2. Les courbes de comportement statique proposées par Goel [34], Panjabi [87] et Watier [118] ont été injectées dans le modèle avec un amortissement en rotation de 0,5 N.m.s/rad, valeur donnée par Chang [16]. En ce qui concerne les muscles, seul le comportement passif a été modélisé, l'hypothèse d'un sujet non conscient du choc et d'un temps global de réaction musculaire compris entre 150 et 200 ms (Foust [28], Schneider [101], Szabo [110] et Ono [83]) ayant été retenue. La loi de comportement utilisée est anisotrope (prenant en compte la direction des fibres) et linéaire avec un module de décharge prenant en compte le phénomène d'hystérésis au sein de ces tissus. Les valeurs associées proviennent de Myers [72] et McElhaney [64] ainsi que de Van Ee [114] pour les propriétés cadavériques. Les tissus mous sont modélisés par une loi viscoélastique isotrope. Les propriétés non-linéaires de la peau sont quant à elles extraites de la synthèse de Haut [43] sur les tissus biologiques. Une densité moyenne de 1000 kg/m³ est utilisée pour ces tissus mous. Les propriétés de masse et d'inertie de la tête sont injectées sous forme d'un corps rigide et correspondent à la moyenne des valeurs de Becker [5], Walker [117], Reynolds [94], Beier [6] et McConville [61], et lors des simulations les instrumentations portées par les sujets ont été prises en compte.

4.3.1.3 Validations

Afin de valider le comportement du modèle, une base de données a été construite. Elle est constituée d'une sélection de tests in-vitro, sur chariot ou véhicules, pratiqués sur SHPM ou volontaires et se base sur la clarté du protocole expérimental, la précision de définition des conditions aux limites, la nature des résultats disponibles et la faisabilité d'une simulation associée. Pour chaque configuration d'essais, des corridors expérimentaux ont été définis, en retenant les valeurs minimale et maximale permettant le tracé de courbes enveloppe, ainsi que la valeur moyenne et l'écart type. Le protocole de validation inclut des résultats de Wen [119] et Watier [118] sur unités fonctionnelles sollicitées en statique, des essais sur volontaires et SHPM du Naval BioDynamics Laboratory (Ewing [27], également rapportés par Dauvilliers [20]) en chocs frontal, latéral et oblique, des résultats de mertz, cité par Prasad [92], de Kallieris [47] et d'essais effectués par Bertholon [8] au CEESAR (Centre Européen d'Etude de la Sécurité et d'Analyse des risques) pour le cas du choc arrière. A cela s'ajoutent les résultats de tests in-vitro de Nightingale [75], Nightingale [74] et Myers [71] en compression et torsion, choisis afin de valider le comportement en termes de réponses et de mécanismes lésionnels du modèle. Les résultats lésionnels de Wismans [124], reproduisant avec des cadavres les essais en choc frontal à 15g du NBDL viennent compléter cette liste déjà importante de sources d'évaluation. Afin d'approcher au mieux le comportement une étude de sensibilité par plans d'expérience a finalement été menée pour déterminer certaines caractéristiques dynamiques, permettant l'obtention d'un modèle dont le comportement était globalement validé pour les types de choc décrits ci-dessus. La comparaison de la cinématique locale des vertèbres en choc arrière faisait néanmoins

apparaître des différences notables de comportement avec les résultats expérimentaux du CEESAR. Des modifications apportées par Bertholon [8] ont néanmoins permis de valider finement ce dernier modèle en choc arrière, au détriment du comportement pour les autres types de choc.

4.3.2 Affinage du modèle

4.3.2.1 Modèle lésionnel validé en omni-directionnel

Le premier objectif lors de la prise en main de ce modèle a été de regrouper les deux versions décrites ci-dessus en un modèle unique qui puisse être validé à la fois en choc arrière mais également pour les autres directions d'impact. A cet effet les modifications apportées furent les suivantes :

- Prise en compte de la cavité buccale par des éléments de raideur plus faible
- Prise en compte de la trachée par des éléments plus raides

Ces modifications nous ont permis d'aboutir à un compromis, c'est à dire un modèle dont le comportement global de la tête soit acceptable dans toutes les directions et dont le comportement local (Rotations de C0/C2, C2/C5 et C5/T1) en choc arrière soit qualitativement cohérent (Fig. 4.14) comparativement au corridor expérimental.

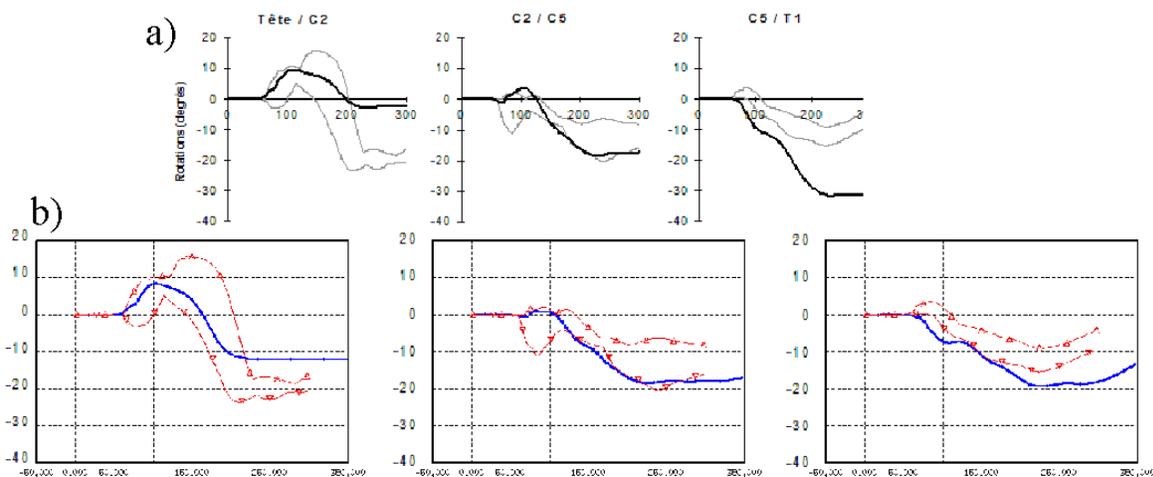


FIG. 4.14 – Rotations intervertébrales en choc arrière à 10,8 km/h, modèle initial (a), modèle modifié (b)

On retrouve ainsi le comportement local décrit par exemple par Ono [81], avec une flexion initiale relative du rachis cervical supérieur (Fig. 4.15).

Afin d'avoir accès aux efforts et moments intravertébraux, les vertèbres C3 à C7 ont été séparées en une partie supérieure et une partie inférieure, et des ressorts généralisés de grande rigidité ont été insérés au centre du corps vertébral entre ces deux demi-vertèbres. Nous avons donc ainsi accès aux efforts et moments transitant au sein de ces corps vertébraux, ainsi qu'à ceux transmis par les deux articulations C0C1 et C1C2.

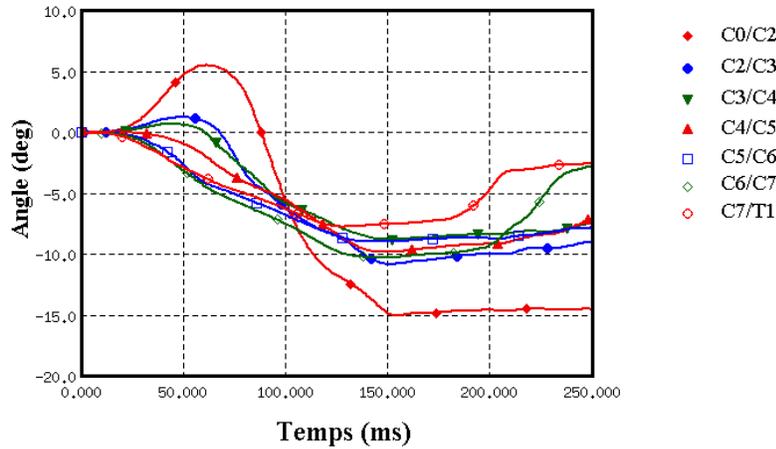


FIG. 4.15 – Ensemble des rotations intervertébrales, choc arrière à 25 km/h

4.3.2.2 Affinage des caractéristiques mécaniques

Les courbes de comportement des ligaments du modèle initial étaient construites sur les données de Myklebust [73]. En se basant sur une forme sigmoïde de ces courbes (Fig.2.18) ainsi que sur les données à la rupture (Point C des courbes sigmoïdes) de cet auteur, Bertholon [8] proposait un comportement bilinéaire moyen pour chaque ligament, quel que soit le niveau cervical ou la longueur initiale des câbles (Fig. 4.16).

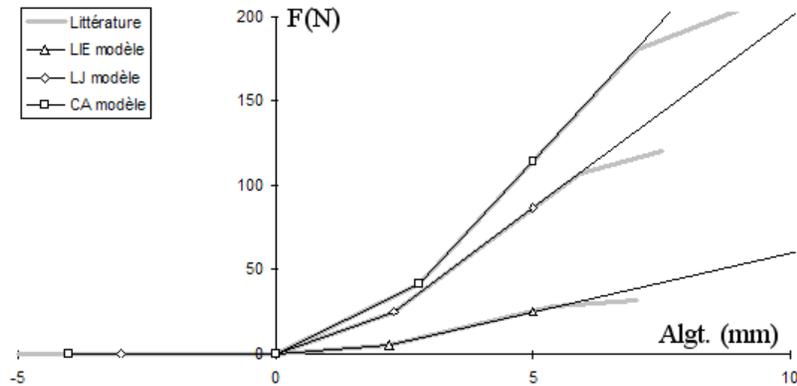


FIG. 4.16 – Relation Force-Allongement des ligaments du modèle dynamique initial

Un travail récent, dû à Yoganandan [128], nous a permis de prendre en compte la longueur initiale des fibres modélisées au sein du modèle dans la perspective d'adapter les caractéristiques mécaniques à la géométrie initiale du modèle et de pouvoir comparer les simulations de différentes morphologies entre elles. Notre démarche pour ce faire a été la suivante :

- Choix de caractéristiques géométriques moyennes pour chaque ligament (section,

longueur initiale) dans la littérature. En raison d' une définition claire des lieux anatomiques ayant servi à définir ces longueurs, seules les mesures de Yoganandan [128], (Fig. 4.17) nous ont paru exploitables.

- A partir des contraintes et déformations à la rupture moyennes du même auteur, définition de la courbe de comportement sigmoïde (définition des 3 points A, B, C) moyenne en Effort/Allongement par ligament, différenciée entre C2-C5 et C5-T1 (Fig. 4.18).
- Division par le nombre de fibres du ligament modélisé pour obtenir une courbe de comportement moyenne par fibre, entre C2 et C5 ou C5 et T1.
- Calcul d' une longueur moyenne de fibre de chaque ligament du modèle par étage, et multiplication de la courbe de comportement moyenne par le ratio entre cette longueur et la longueur moyenne de la littérature, pour obtenir une courbe de comportement par étage.

Longueur et section

C2C5	Aire (mm2)	Longueur (mm)	Population	C5T1	Aire (mm2)	Longueur (mm)	Population
LCA	11,1	18,8	12	LCA	12,1	18,3	11
LCP	11,3	19	11	LCP	14,7	17,9	11
LJ	46	8,5	10	LJ	48,9	10,6	12
LIE	13	10,4	13	LIE	13,4	9,9	11
CA	42,2	6,92	4	CA	49,5	6,72	4

FIG. 4.17 – Caractéristiques géométriques des ligaments, d' après (Yoganandan 2001)

Cette démarche se base sur les hypothèses suivantes :

- Zone de comportement élastique linéaire des ligaments permettant de calculer $K = \frac{E \cdot S}{L_0}$.
- On postule que la section moyenne du ligament est répartie de manière égale entre chaque fibre.
- En toute rigueur, et en raison d' écarts importants dans les longueurs de chaque fibre d' un même ligament par étage, une courbe de comportement aurait dû être associée à chaque fibre mais en raison de sa complexité, cette possibilité n' a pas été retenue.

Les caractéristiques géométriques moyennes ayant servi de base à ces calculs, ainsi que valeurs caractéristiques aux points A, B et C pour chaque ligament sont données en Annexe.

4.3.2.3 Affinage du maillage

Au cours de notre projet et suite à l' étude de l' influence de la courbure cervicale présentée dans le chapitre IV, il est apparu qu' une modélisation plus fine des disques intervertébraux était nécessaire si l' on voulait inclure ceux-ci dans l' évaluation du risque lésionnel. A cette fin, nous avons décidé de transférer la modélisation fine du

Données à la rupture (point C)

C2C5	Contrainte (Mpa)	Déformation (%)	Raideur (N/mm)	Energie (N.m)	Force (N)	Allongement (mm)
LCA	8,36	0,308	16	0,61	92,796	5,7904
LCP	6,29	0,182	25,4	0,21	71,077	3,458
LJ	2,64	0,77	25	0,49	121,44	6,545
LIE	2,97	0,609	7,74	0,13	38,61	6,3336

Comportement estimé à partir de la rupture

LCA	Déformation	Contrainte (Mpa)	Allongement (mm)	F(N)
Origine	0	0	0	0
Point A	0,090588235	1,14	1,703058824	12,654
Point B	0,241566827	7,22	4,541490196	80,142
Point C	0,308	8,36	5,7904	92,796
Raideur		40,27012987		23,77651285
LJ	Déformation	Contrainte (Mpa)	Allongement (mm)	F(N)
Origine	0	0	0	0
Point A	0,226470588	0,36	1,925	16,56
Point B	0,603921569	2,28	5,133333333	104,88
Point C	0,77	2,64	6,545	121,44
Raideur		5,086753247		27,52831169
LCP	Déformation	Contrainte (Mpa)	Allongement (mm)	F(N)
Origine	0	0	0	0
Point A	0,053529412	0,857727273	1,017058824	9,692318182
Point B	0,142745098	5,432272727	2,712156863	61,38468182
Point C	0,182	6,29	3,458	71,077
Raideur		51,27512488		30,49520585
LIE	Déformation	Contrainte (Mpa)	Allongement (mm)	F(N)
Origine	0	0	0	0
Point A	0,179117647	0,405	1,862823529	5,265
Point B	0,477647059	2,565	4,967529412	33,345
Point C	0,609	2,97	6,3336	38,61
Raideur		7,23546798		9,044334975

FIG. 4.18 – Exemple de reconstruction de courbes de comportement sigmoïdes d'après les données de (Yoganandan 2001) - de C2 à C5

modèle quasi-statique au modèle dynamique, en adoptant la démarche suivante pour chaque disque intervertébral :

- Calage en position des vertèbres supérieure et inférieure du modèle Ansys sur les plateaux respectifs du modèle Radioss.
- Mise à l' échelle de ces vertèbres sur celles des plateaux vertébraux du modèle Radioss.
- Déformation par krigeage du disque Ansys sur les vertèbres ainsi créées, les points de contrôle étant les noeuds des plateaux vertébraux, en imposant une variation du ratio entre hauteurs postérieure et antérieure du disque cohérente avec la littérature (Yoganandan [128]), Cf. Fig.4.19.
- Collage des disques ainsi créés au modèle dynamique par passage des noeuds des plateaux vertébraux en corps rigides liés aux vertèbres Radioss.
- Les fibres de l' annulus sont également transférées, afin de rigidifier le disque et d' éviter de trop grandes déformations de celui-ci.

Niveau	Hauteur moyenne (mm)			Modèle	
	Min	Max	Moy	Hpost	Hant
C2C3	3,8	5,8	4,8	4,08190003	5,5974678
C3C4	4,5	6	5,25	4,39805723	6,12072424
C4C5	4,6	6,5	5,55	4,56519307	6,43664927
C5C6	4,2	7,2	5,7	4,60035338	6,40879015
C6C7	5	7,5	6,25	5,2736439	7,13188941
C7T1	4,5	7,2	5,85	5,05643187	6,88401593

FIG. 4.19 – *Hauteur comparée des disques entre modèle affiné et littérature (Yoganandan [128])*

Le transfert nous a également permis de modéliser les ligaments vertébraux communs antérieur et postérieur, divisés respectivement en 9 fibres pour le LCA et en 5 pour le LCP. Les caractéristiques mécaniques de ces fibres sont données en annexe avec l' ensemble des données ligamentaires.

4.3.2.4 Validations

Des validations ont été menées en introduisant les modifications proposées ci-dessus, tout d' abord avec ligaments seuls, puis avec l' ensemble des modifications.

Validation du modèle omni-directionnel Ces validations (comparaison des résultats de simulation aux corridors expérimentaux pour les quatre types de choc retenus) sont proposées sur les figures suivantes (Fig. 4.20, 4.21, 4.22). Le temps de calcul sur station Xeon 2,3 GHz pour une simulation est d' une dizaine de minutes.

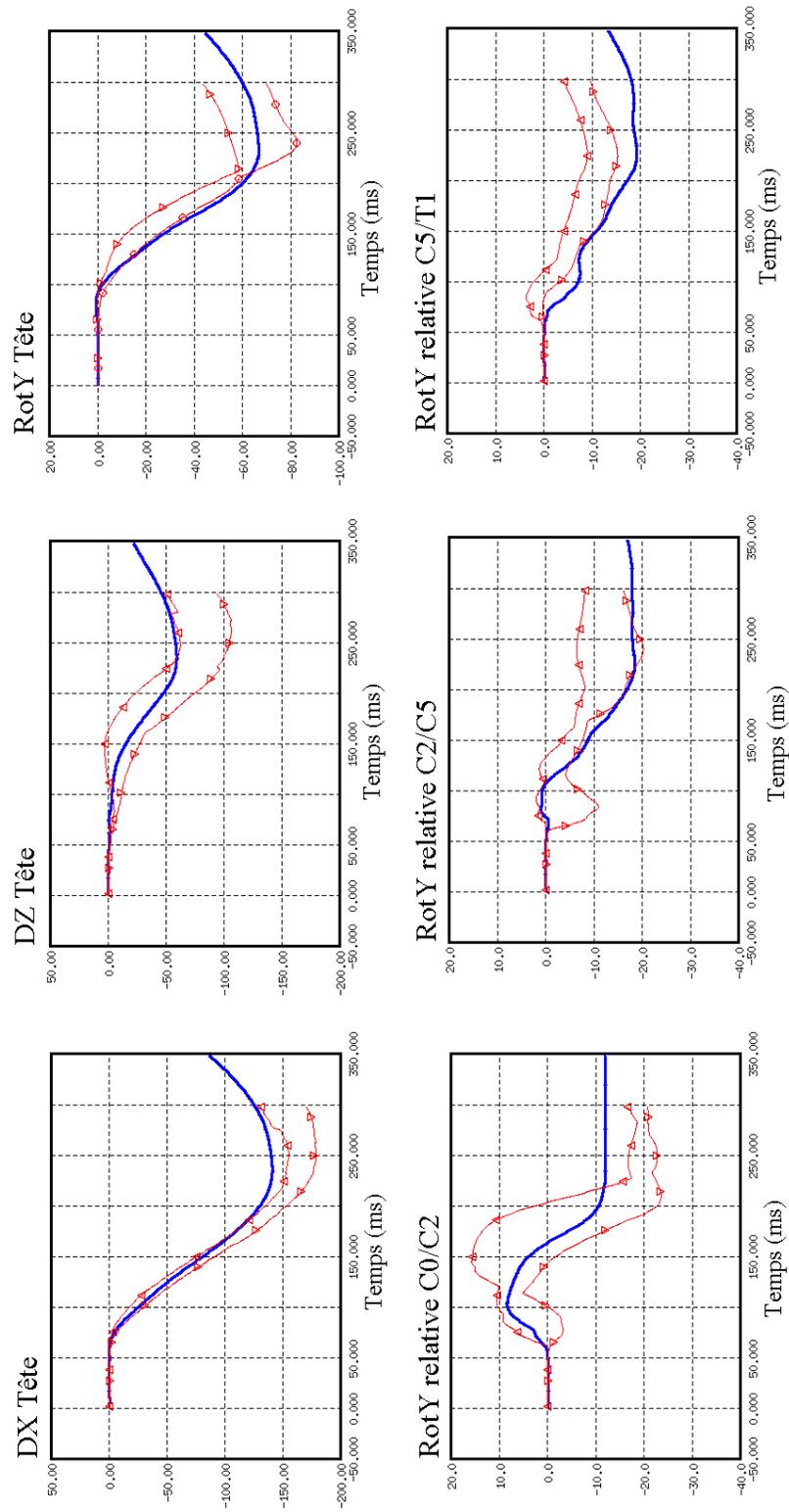


FIG. 4.20 – Résultats comparés des simulations et corridors expérimentaux du CEESAR en choc arrière à 10,8 km/h pour le modèle générique omni-directionnel. Les déplacements sont en mm et les rotations en degrés.

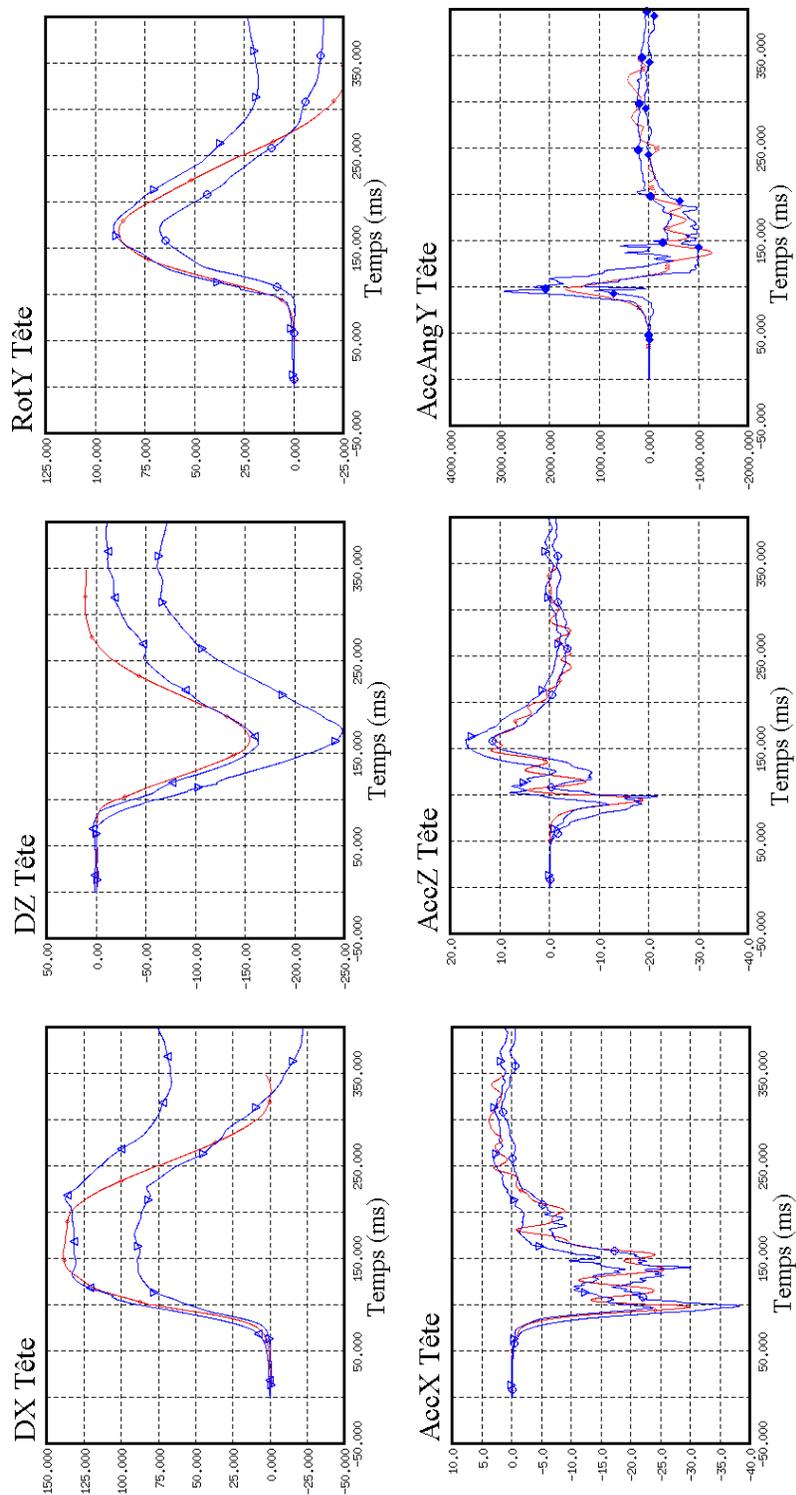


FIG. 4.21 – Résultat comparés des simulations et corridors expérimentaux du NBDL en choc frontal à 15g pour le modèle générique omni-directionnel. Les déplacements sont en mm, les rotations en degrés, les accélérations en g et les accélérations angulaires en rad/s².

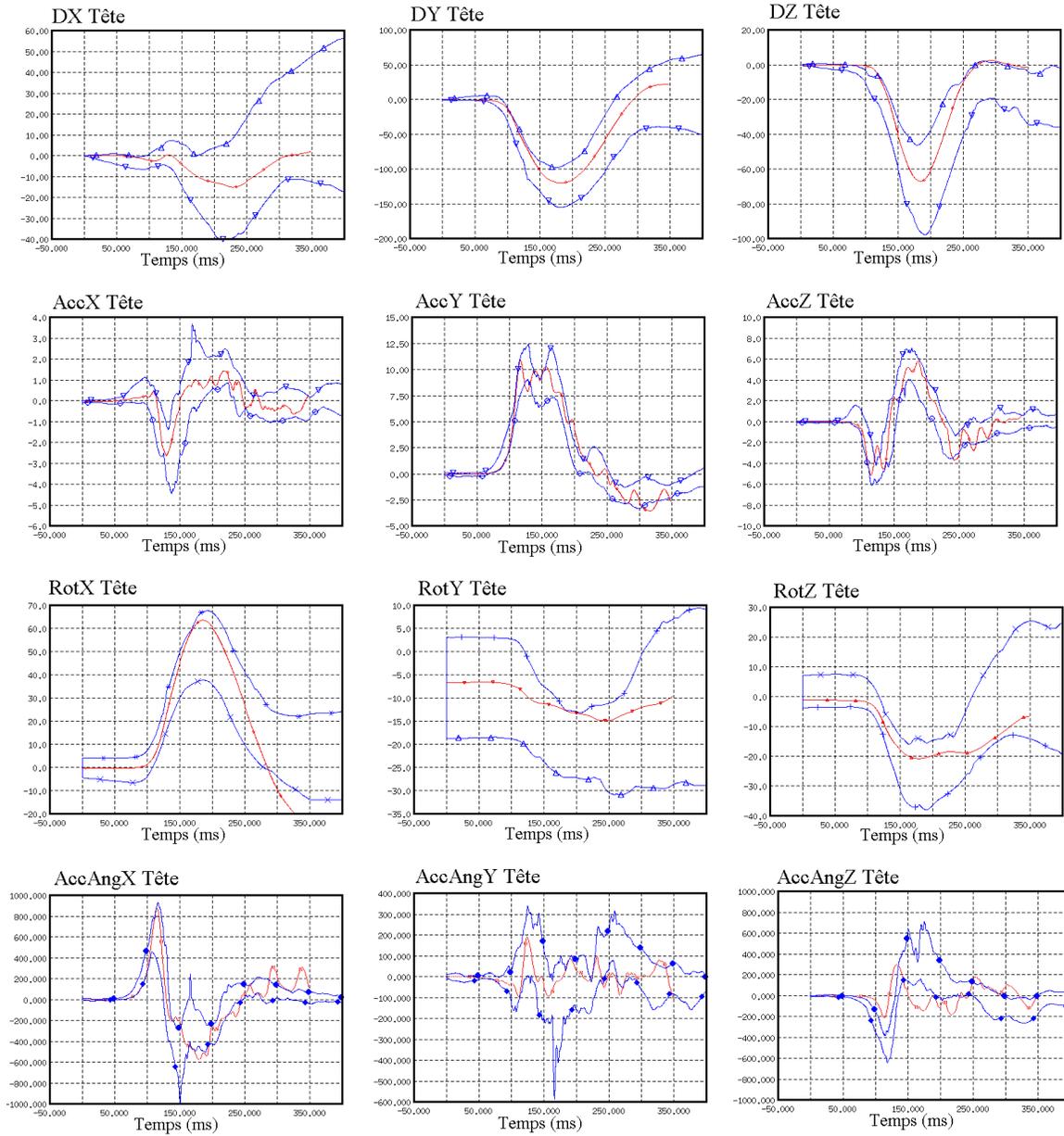


FIG. 4.22 – Résultat comparés des simulations et corridors expérimentaux du NBDL en choc latéral à $7g$ pour le modèle générique omni-directionnel. Les déplacements sont en mm, les rotations en degrés, les accélérations en g et les accélérations angulaires en rad/s^2 .

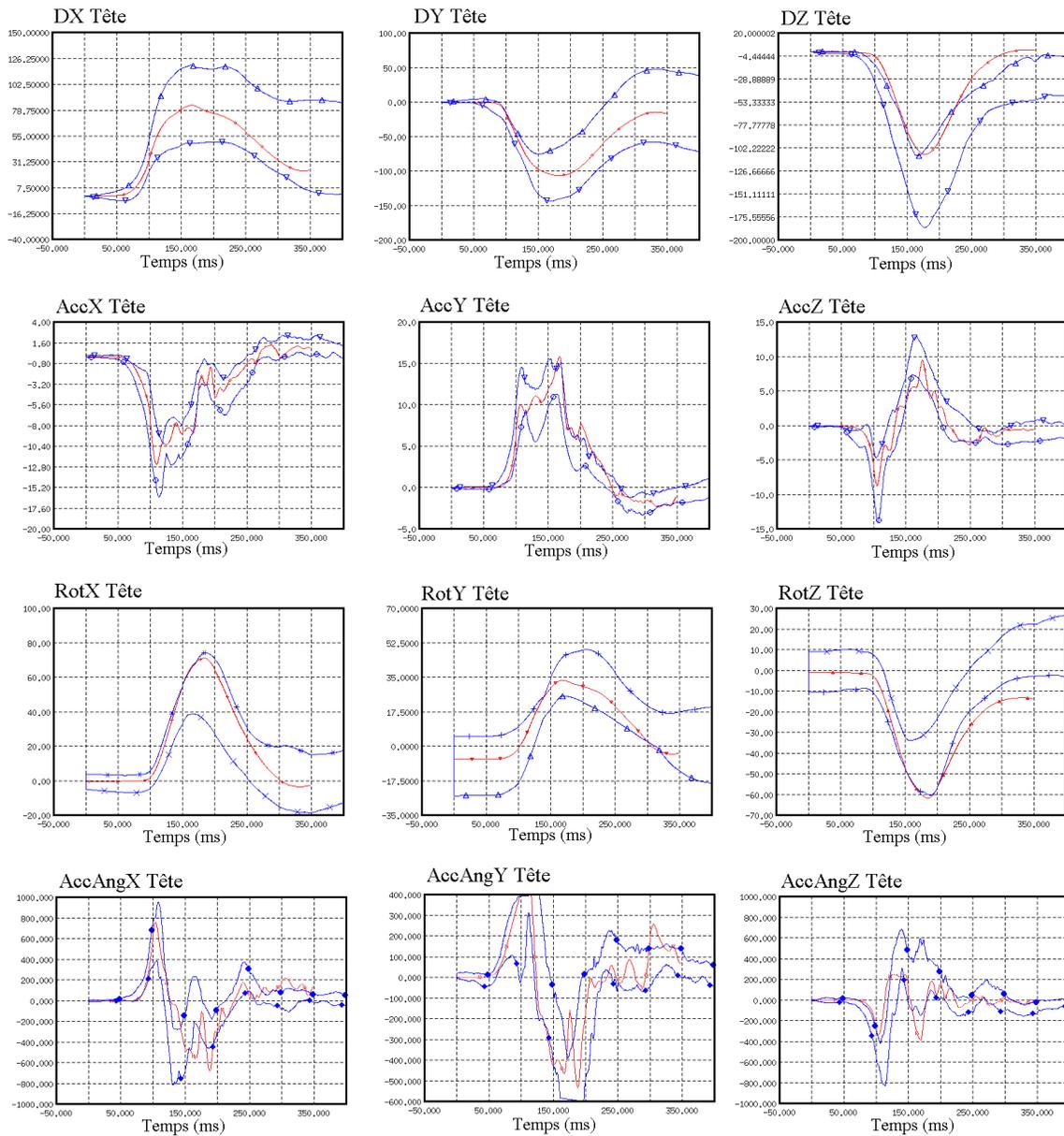


FIG. 4.23 – Résultat comparés des simulations et corridors expérimentaux du NBDL en choc oblique à 10g pour le modèle générique omni-directionnel. Les déplacements sont en mm, les rotations en degrés, les accélérations en g et les accélérations angulaires en rad/s².

Prise en compte des nouvelles propriétés ligamentaires Des simulations en choc arrière, frontal et latéral ont été effectuées, pour lesquelles peu de différences cinématiques ont été observées. Des différences plus importantes ont été observées sur la répartition des allongements et déformations ligamentaires, ainsi que sur celle des efforts et moments le long du rachis, mais la forme des distributions n'est par contre pas influencée (Fig. 4.24).

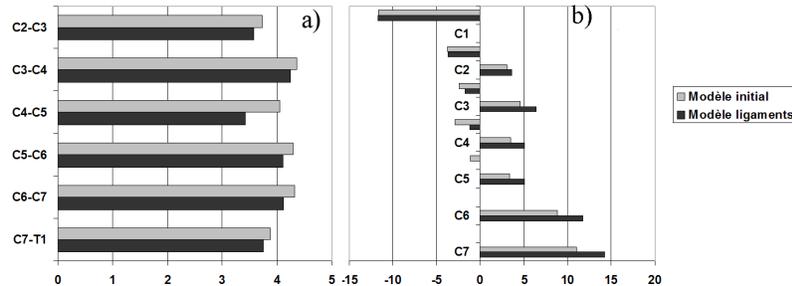


FIG. 4.24 – Choc frontal 25g, a) Allongement du ligament jaune (mm), b) Moment d'extension-flexion (N.m) le long du rachis cervical, pour le modèle initial et le modèle avec nouveau comportement ligamentaire

Prise en compte de l'ensemble des modifications Une validation quasi-statique en flexion/extension, inflexion latérale et torsion axiale a tout d'abord été réalisée afin d'adapter les caractéristiques mécaniques des disques à la présence des ligaments communs antérieur et postérieur ainsi que des fibres de l'annulus. La Figure 4.25 présente les résultats comparés des simulations aux corridors expérimentaux des études de Wen [119] et Watier [118].

Cette validation nous a permis de redéfinir les caractéristiques du disque de manière suivante :

- La densité du matériau a été diminuée à 9.10^{-4} kg/cm³, afin de compenser la masse supplémentaire due aux fibres.
- Les modules de compression, de cisaillement à court et à long terme ont été divisés par deux, prenant respectivement les valeurs suivantes : 16, 3.5, 1.75 MPa.
- Les fibres de l'annulus ont un comportement linéaire en tension avec amortissement, la raideur des fibres antérieures et postérieures est de 10 N/mm, celle des fibres latérales prend en compte la région unciforme avec une raideur de 2 N/mm.

Puis les simulations de choc arrière, frontal et latéral ont été effectuées, avec des modifications parfois significatives de la cinématique, mais néanmoins cohérentes au regard des corridors de validation. Un exemple de simulation en choc frontal à 15g du NBDL est proposé Fig. 4.26. Notons que l'affinage du maillage entraîne un temps de calcul plus long, de l'ordre de l'heure.

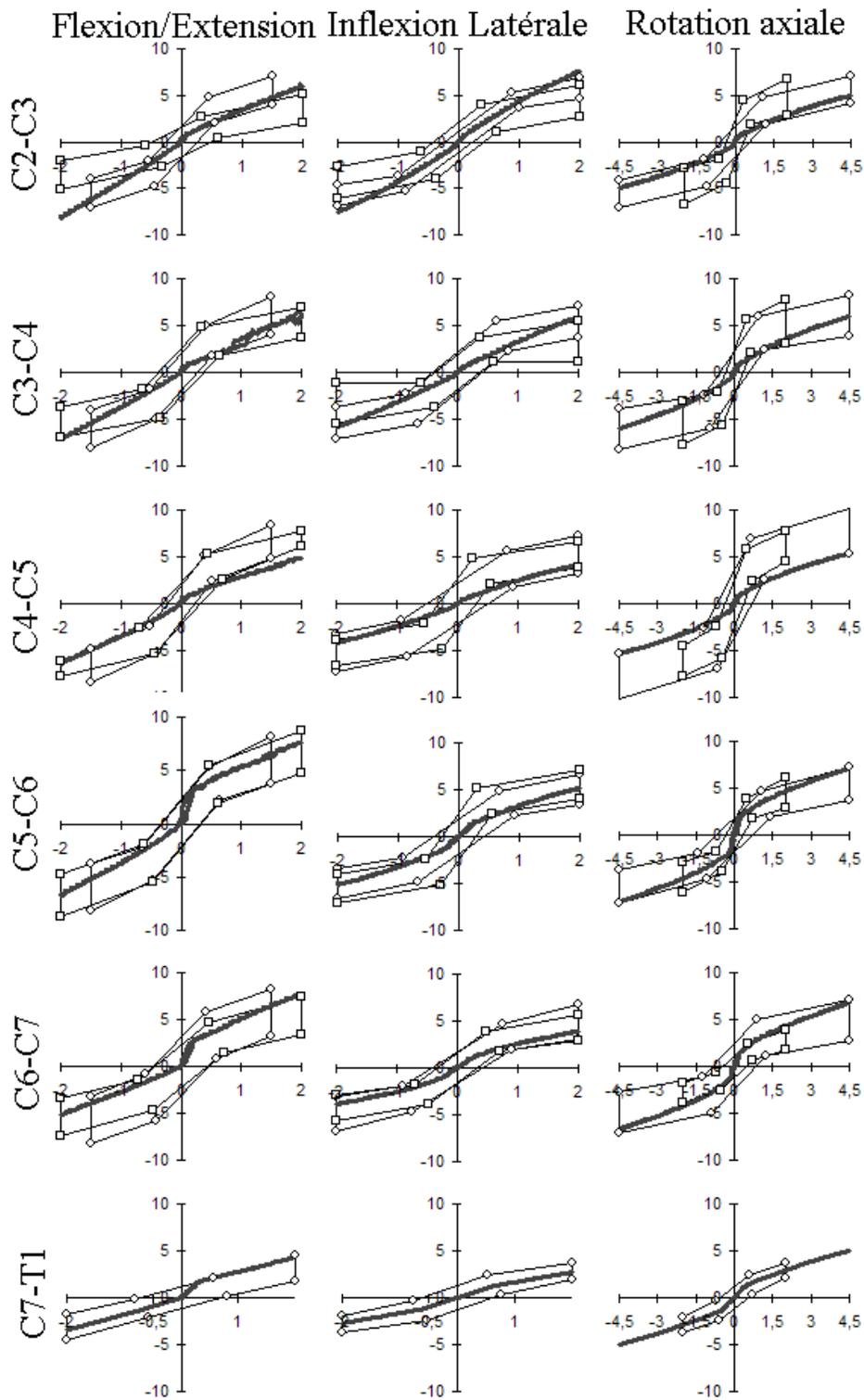


FIG. 4.25 – Comparaison des résultats de simulations quasi-statique aux corridors de Wen [119] et Watier [118] pour les 3 sollicitations en moments

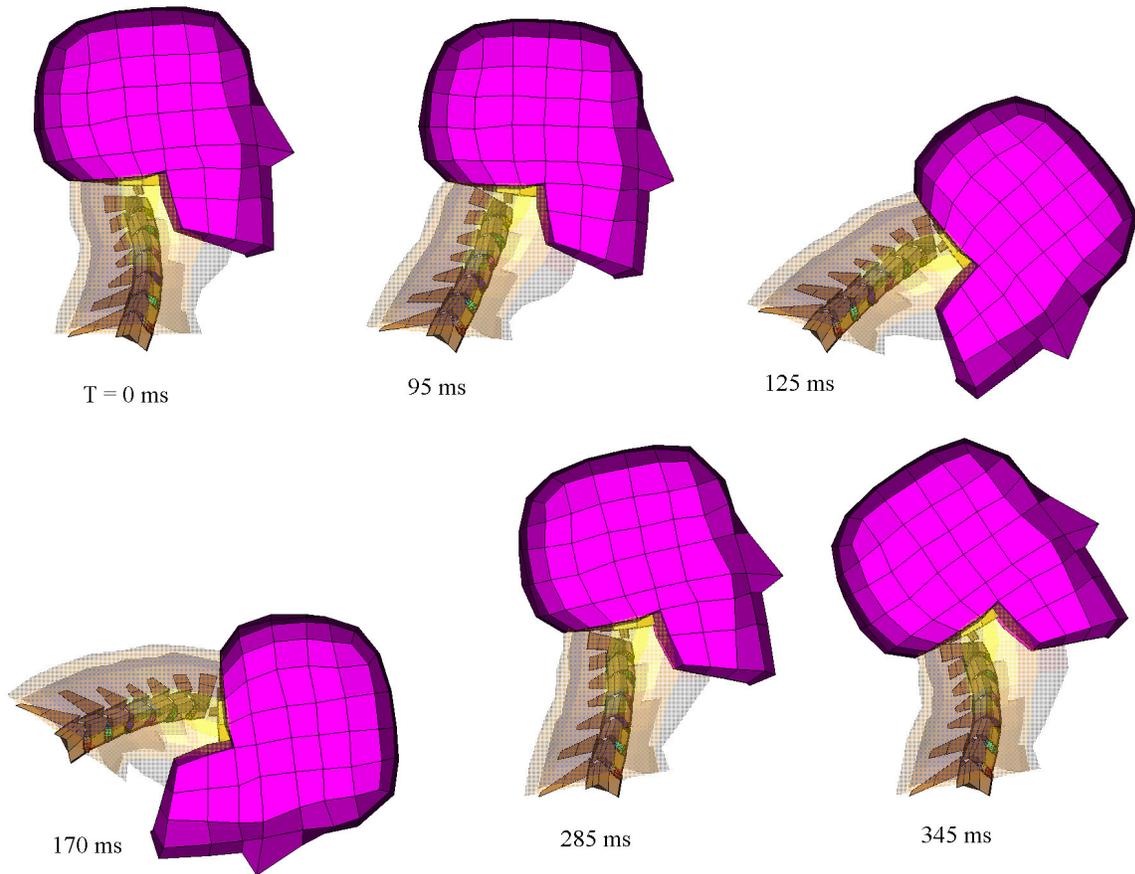


FIG. 4.26 – Visualisation du comportement du modèle prenant en compte l'ensemble des modifications: cas du choc frontal

4.4 Discussion

Ce chapitre appelle plusieurs remarques. Nous tenons tout d'abord à souligner qu'un travail important de validation avait été fourni sur chacun de ces modèles avant le début de ce projet. Pour cette raison, nous avons dès l'abord la possibilité et la chance d'utiliser ces modèles, et en particulier le modèle dynamique, dans une optique exploratoire et prédictive. Pourtant, il nous est apparu très vite que la personnalisation, sinon mécanique du moins morphologique des modèles, constituait un point nécessaire de l'évolution des modèles dans le cadre d'une "contribution à l'étude du comportement en choc". Le choix d'une reconstruction du modèle RCS allait dans ce sens. Sa validation nécessite à notre avis d'être poursuivie, mais son intégration au sein d'un code explicite peut dès maintenant être envisagée afin d'explorer plus précisément les lésions spécifiques de ce niveau cervical.

En ce qui concerne le modèle dynamique, il paraissait primordial de ne conserver qu'un seul modèle, quitte à ce que celui-ci soit moins proche des résultats expérimentaux sur un type de choc particulier, mais que son utilisation en tant qu'outil prédictif puisse être envisagée quel que soit le choc. Les transformations apportées, au niveau de la modélisation ligamentaire ou discale, méritent également un travail d'optimisation, mais vont également dans le sens d'une possibilité d'étude plus fine des mécanismes lésionnels.

5

Evolution de la modélisation vers la personnalisation

Sommaire

5.1	Introduction	83
5.2	Prise en compte de la courbure cervicale	84
5.2.1	Problématique	84
5.2.2	Modélisation de différentes courbures	84
5.2.3	Simulations	86
5.2.4	Résultats	86
5.2.5	Discussion	92
5.3	Personnalisation de la géométrie	95
5.3.1	Principe de la reconstruction	95
5.3.2	Démarche de reconstruction	97
5.3.3	Faisabilité de la simulation	99
5.3.4	Adaptation du modèle	99
5.4	Discussion	101

5.1 Introduction

Cette évolution s'est faite en deux temps, en commençant par la création d'un module de paramétrisation de la courbure cervicale et des facettes articulaires du modèle, en réponse aux constats présentés dans la section suivante. Puis, un module de personnalisation complet de la géométrie a été développé, en se basant sur l'outil de reconstruction par stéréo-radiographie développé au LBM durant ce projet.

5.2 Prise en compte de la courbure cervicale

5.2.1 Problématique

Bien que la grande majorité des auteurs s'accordent à définir une courbure normale lordotique du rachis cervical, un certain nombre d'études, liées ou non au whiplash, constatent une grande variabilité de courbures cervicales chez le sujet asymptotique. Certains auteurs, comme Gay [33] dans une synthèse sur l'évaluation de la courbure, vont jusqu'à estimer que des courbures droites ou cyphotiques, bien que rencontrées régulièrement suite à un whiplash, pourraient n'être que des variations normales de la courbure ou dues au protocole radiologique. A contrario, Harrison [39] et Harrison [41] réfute ces deux arguments et estime que ces courbures sont liées à l'histoire du patient. Nous baserons notre travail sur les résultats de Matsumoto [58] ou Takeshima [111] qui trouvent une proportion respective de courbures non lordotiques (droites ou cyphotiques) de 36 et 38% pour un échantillon de sujets asymptotiques conséquent (plus de 400) en position debout. La position assise est peu étudiée au niveau cervical et nous n'avons trouvé que les travaux de Robbins [96] ou de Black [9] qui puissent nous fournir une indication de la configuration du cou dans cette position. Dans son étude, limitée à un échantillon de 30 sujets jeunes (22-45 ans), Black montre qu'une flexion, à la fois du RCI et du RCS, est effectuée en position assise droite. Notons que Harrison [40] estime qu'une translation de la tête vers l'avant s'ajoute à cette flexion. De ces résultats, il nous est en tout cas apparu que l'étude de l'influence de la courbure pouvait être pertinente, celle-ci pouvant être considérée comme conséquence, ou potentiellement comme cause de risque lésionnel en cas de whiplash.

5.2.2 Modélisation de différentes courbures

La géométrie initiale du modèle lordotique a été déformée en deux temps pour obtenir une courbure droite et une courbure cyphotique du modèle (Fig. 5.2). Pour cela une interface permettant un contrôle visuel du positionnement et de la forme des vertèbres dans le plan sagittal a été développée (Fig. 5.1) :

Tout d'abord une rotation et une translation globales des vertèbres et une déformation associée des tissus mous les entourant sont effectuées pour obtenir la courbure finale. Les angles de Cobb entre C2 et C7 des configurations lordotique et cyphotique sont alors respectivement de $26,8^\circ$ et de $-10,5^\circ$, valeurs en accord avec les mesures proposées par Côté [19]. La position de la tête reste inchangée au cours de cette transformation, suivant l'hypothèse de la conservation d'une vision horizontale dans les 3 cas.

Dans un deuxième temps, la forme des vertèbres et l'orientation des surfaces articulaires sont ajustées manuellement pour obtenir une continuité de courbure et la congruence des surfaces articulaires.

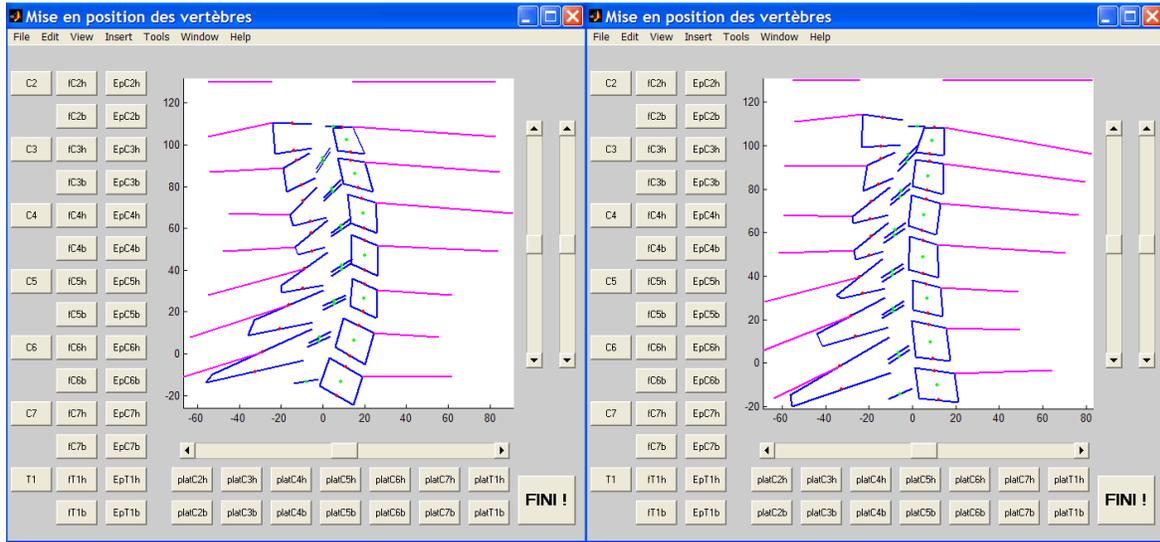


FIG. 5.1 – Mise en position et déformation des corps vertébraux, épineuses et des facettes articulaires, permettant la création du modèle cyphotique

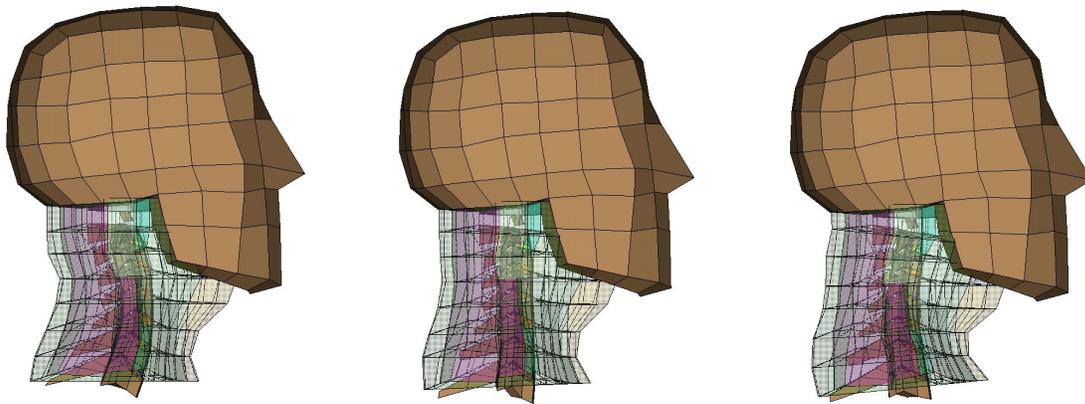


FIG. 5.2 – Maillage des courbures lordotique, droite et cyphotique

5.2.3 Simulations

Douze simulations ont été effectuées, en utilisant le modèle lésionnel validé en omnidirectionnel, incluant les trois configurations de courbure pour chacun des quatre chocs suivants : frontal, arrière, latéral, oblique. Pour chacune de ces simulations, les conditions aux limites étaient les mêmes que celles utilisées en validation du modèle initial, les vitesses étant imposées à la vertèbre T1 (Tableau 5.1).

TAB. 5.1 – Influence de la courbure sur le risque lésionnel : protocole de simulations

Type de choc	Frontal	Latéral	Oblique	Arrière
Conditions aux limites	NBDL 15g - 60 km/h	NBDL 7g - 25 km/h	NBDL 10g - 50 km/h	Prasad [92], Kallieris [48] 7g - 25 km/h Bertholon [8] 10,8 km/h

5.2.4 Résultats

Afin de comparer le risque lésionnel lors de ces différents impacts, nous nous sommes tout d'abord intéressé aux mouvements de la tête ainsi qu'à l'évolution de la forme du rachis pour évaluer de possibles différences en termes de mécanismes lésionnels entre les trois courbures. Puis, des données locales telles que les élongations et déformations ligamentaires ou des capsules articulaires, les efforts de contact inter-articulaires, les efforts et moments vertébraux le long du rachis, ont été comparés pour chaque simulation. Pour chaque variable, les maxima ont été calculés et comparés entre chaque courbure et chaque niveau du rachis cervical. Les pages suivantes présentent successivement :

- Des graphes comparatifs des maxima d'effort inter-articulaire, d'effort de compression, et de moment d'extension/flexion à chaque étage cervical, pour chaque type de choc et pour chacune des courbures (Fig. 5.3).
- Des graphes comparatifs des maxima d'allongement des capsules articulaires et du ligament jaune à chaque étage cervical, pour chaque type de choc et pour chacune des courbures (Fig. 5.4).
- Les maxima de moment d'inflexion latérale à chaque étage cervical et pour chaque courbure, dans le cas du choc latéral (Fig.5.5).
- Les maxima de moment de torsion à chaque étage cervical et pour chaque courbure, dans le cas du choc oblique (Fig.5.5).

D'une manière générale, nous n'avons pas trouvé de différences sensibles pour ce qui concerne la cinématique globale de la tête par rapport au torse en fonction de la courbure, et ce quel que soit l'impact. Par contre, certaines valeurs locales montrent des variations significatives. Rappelons que les moments sont définis comme le moment appliqué par la demi-vertèbre supérieure à la demi-vertèbre inférieure pour les vertèbres C3 à C7 et comme le moment transmis par chaque ressort généralisé au niveau des articulations C0C1 et C1C2. Les efforts et moments sont exprimés dans un repère vertébral local SRS.

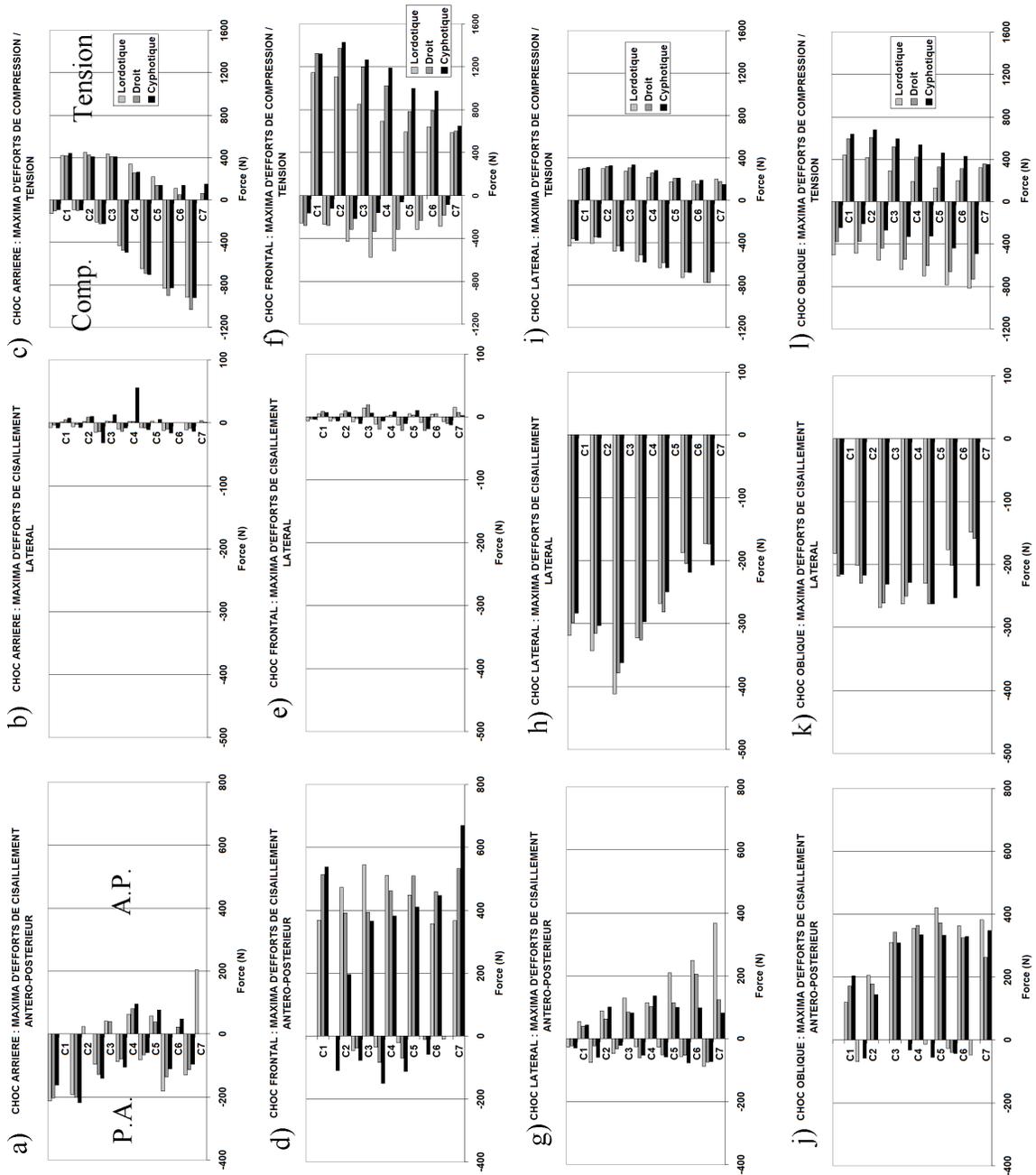


FIG. 5.3 – Comparaison des maxima d'efforts suivant la courbure et le type de choc

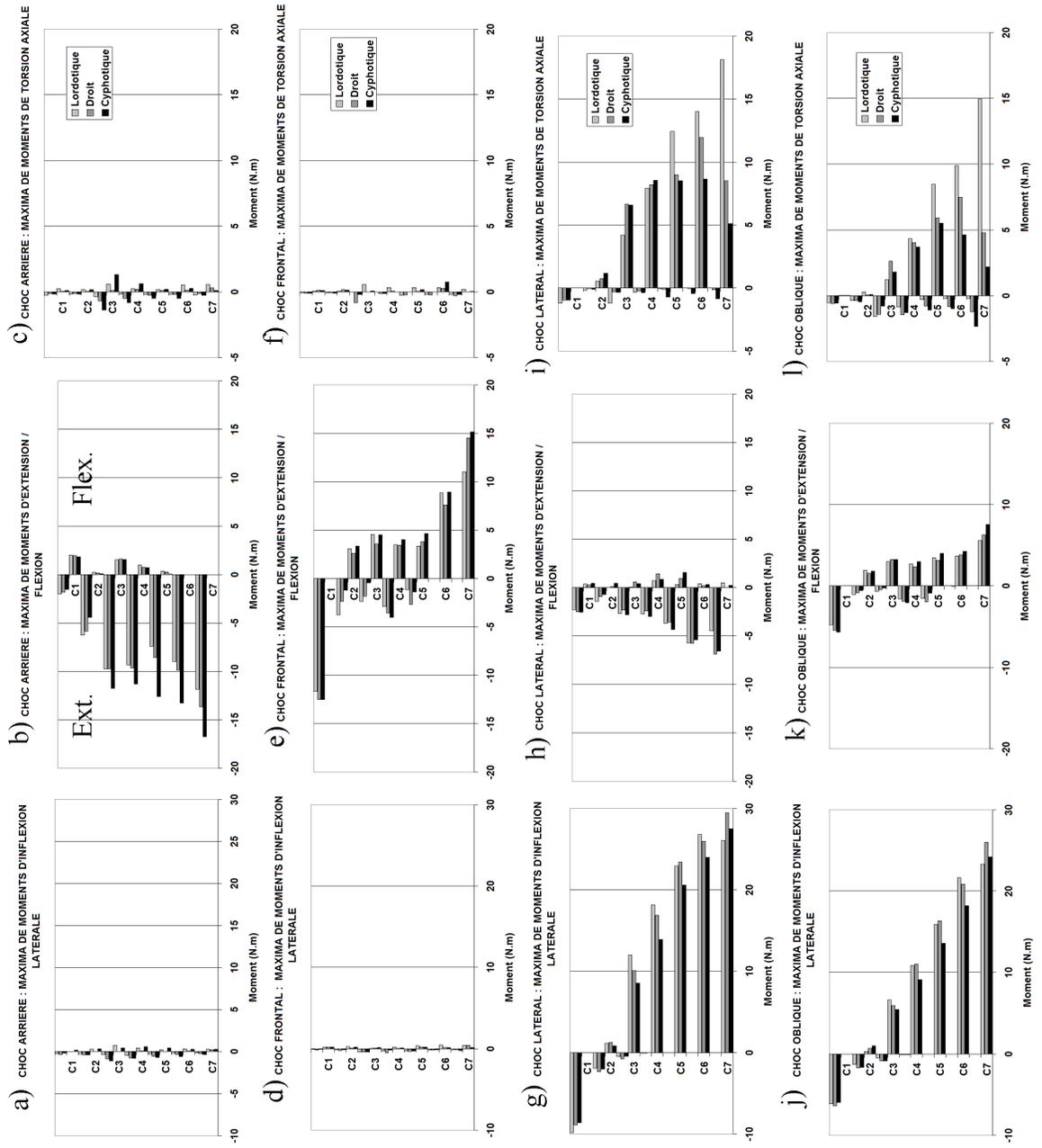


FIG. 5.4 – Comparaison des maxima de moments suivant la courbure et le type de choc

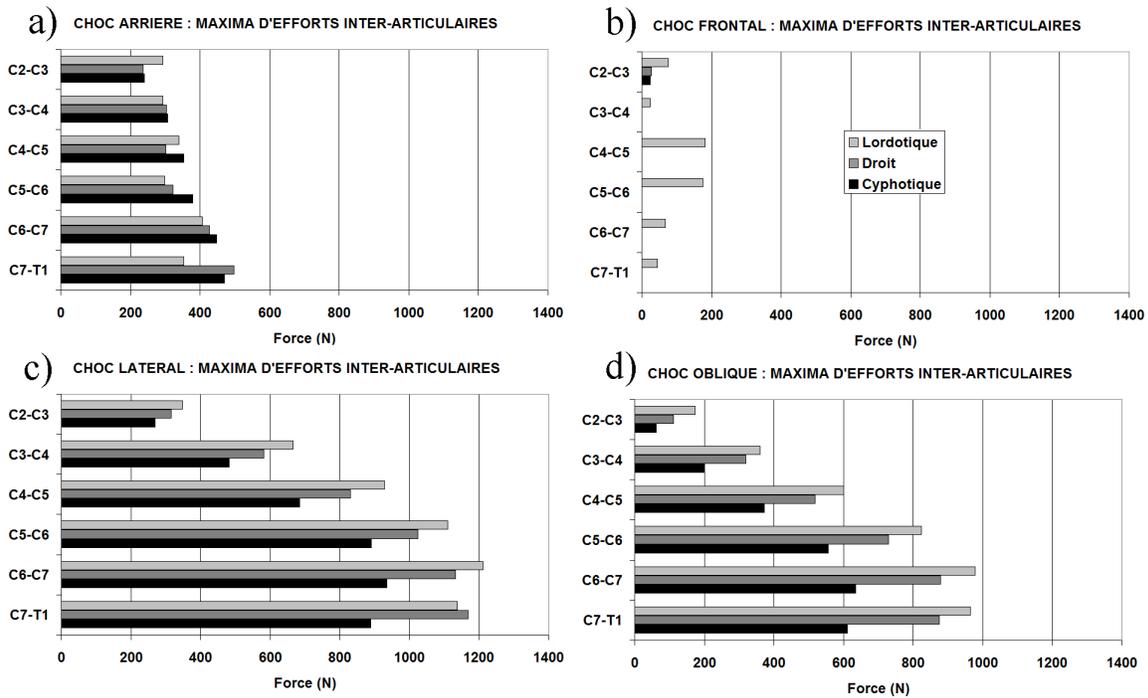


FIG. 5.5 – Comparaison des maxima d'efforts de contact inter-articulaires suivant la courbure et le type de choc

5.2.4.1 Choc arrière

Les graphes présentés concernent la simulation à 7g et 25 km/h.

Cinématique : Nous n' avons pas trouvé de différences significatives entre courbures pour la cinématique de la tête. Dans les trois cas, la phase de translation arrière relative de la tête et de flexion consécutive du rachis cervical supérieur a bien lieu pendant les 60 premières millisecondes, entraînant la forme caractéristique en "s" du rachis observée sur l' homme. Les maxima d' extension relative de la tête par rapport à T1 atteignent 70 degrés. Des différences apparaissent au cours de la phase de retour où, pour une courbure plus cyphotique, le rebond élastique est plus conséquent, avec une rotation relative de la tête par rapport à C2 plus importante.

Efforts et Moments : La répartition du moment d' extension croît de C2 à C7 (Fig. 5.4 b)). Le maximum se situe en C7 pour le cas cyphotique, avec une augmentation significative de 26% par rapport à la courbure lordotique. Ces maxima ont lieu entre 170 et 190 ms, au même moment que les maxima d' efforts de compression sur le corps vertébral (Fig. 5.3 c)) et d' efforts de contact inter-articulaires (Fig. 5.5 a)), ou encore 10 à 40 ms après l' extension maximale de la tête suivant le niveau concerné.

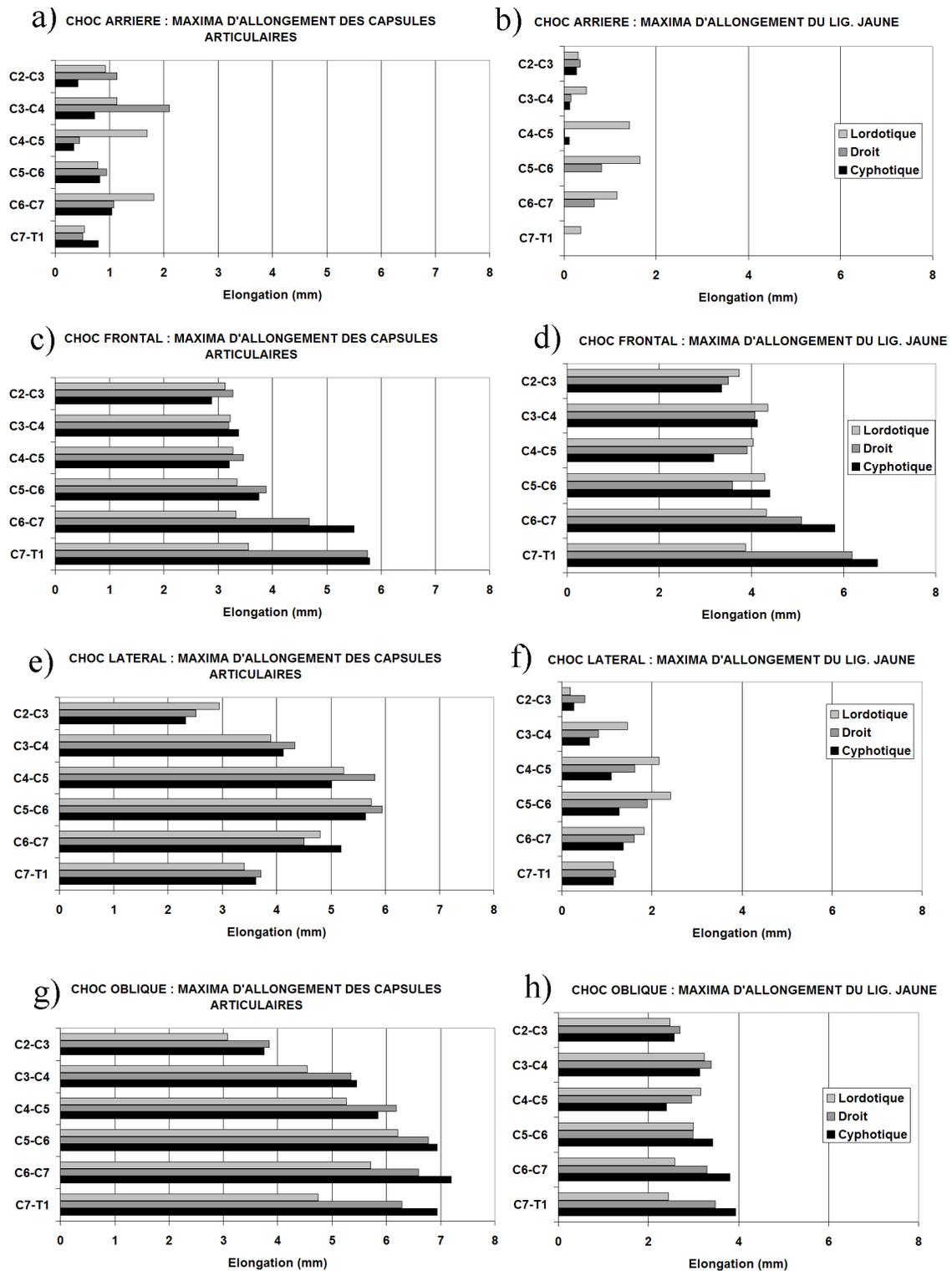


FIG. 5.6 – Comparaison des maxima d'allongements des capsules articulaires et du ligament jaune suivant la courbure et le type de choc

5.2.4.2 Choc frontal

Cinématique : On ne remarque pas non plus de différence significative en ce qui concerne les mouvements de la tête. Le maximum de rotation de 62 degrés de la tête par rapport à T1 pour la courbure cyphotique est supérieur de 9% à la valeur lordotique. Ici aussi, la translation initiale de la tête par rapport au tronc est bien marquée, entraînant une extension relative de la tête par rapport à C2 qui atteint 28 degrés pour la configuration lordotique. On peut également remarquer que le rachis lordotique conserve une forme relativement droite alors que la courbure cyphotique s'accentue.

Efforts et Moments : Un moment d'extension important (>10 N.m) est trouvé aux niveaux supérieurs, en particulier entre C0 et C1 pour les trois configurations (Fig. 5.4 e)). Il correspond à la première phase du mouvement (translation antérieure relative de la tête par rapport au torse au cours des 90 premières millisecondes). Le moment maximum de flexion se trouve en C7 et de nouveau, la configuration cyphotique est plus pénalisante, avec un pic atteignant 40% de plus que la configuration cyphotique. Comme décrit dans la littérature, l'effort de tension (Fig. 5.3 f)) atteint des valeurs élevées (1200 N pour la courbure cyphotique) aux étages supérieur du rachis cervical. Ces valeurs sont atteintes à la fin de la phase initiale de translation de la tête, alors que les maxima de compression sont atteints durant la phase de flexion globale du rachis au niveau C4, en configuration lordotique.

Allongements : En dehors du Ligament Jaune en configuration lordotique, le segment postérieur inférieur subit plus d'allongement que le segment supérieur et les maxima d'allongement se situent en C7-T1 dans chaque cas. Notons une augmentation significative de 50% entre les courbures lordotiques et cyphotiques, avec des valeurs d'allongement importantes de ce ligament mais aussi des capsules articulaires dans ce dernier cas (Figs. 5.6 e), f)).

5.2.4.3 Choc latéral

Cinématique : Nous avons noté une légère augmentation de la rotation de la tête par rapport à T1 (14%) entre les cas lordotique et cyphotique, qui ne peut pas être considérée comme significative. L'ordre de grandeur de ces rotations est de 50 degrés.

Efforts et moments : Nous avons observé peu de différences ici en ce qui concerne les moments d'inflexion latérale ou d'extension/flexion (Figs. 5.4 g), h)), sauf pour le maximum d'extension en C7, plus important pour les courbures droite et cyphotique. Le moment de flexion latérale atteint quant à lui des valeurs importantes (30 N.m) pour ce choc. Un résultat intéressant concerne la valeur importante de moment de torsion axiale de la configuration lordotique en C7, son maximum valant 250% de celui de la configuration cyphotique. Quant aux efforts de compression, ils sont plus répartis sur le rachis, leur maximum se situant en C7 pour les configurations lordotique et droite (Fig. 5.3 i)).

Efforts inter-articulaires : Ils atteignent des valeurs élevées (1200 N, sur la facette la plus chargée, Fig. 5.5) dans la zone basse du rachis. La courbure lordotique donne les maxima les plus importants.

Allongements : Les pics d'allongement sont trouvés entre C4 et C6 pour chaque configuration, avec un pattern de répartition remarquable. Les allongements du Lig. Jaune sont, relativement, faibles.

5.2.4.4 Choc oblique

Cinématique : L'ensemble des rotations de la tête (en projection sur les 3 axes) augmente de manière significative avec la cyphose pour ce choc. Notons que les maxima sont atteints avec 20 ms de retard, aux environs de 190 ms, pour cette dernière courbure. Dans ce cas, l'effet de rebond de la tête est également plus marqué avec une amplitude de la phase de retour plus importante.

Efforts et moments : La distribution des maxima de moments d'extension/flexion ressemble beaucoup à celle du choc latéral. La différence principale concerne en fait le moment de torsion axiale (Fig. 5.4 l) : le maximum est situé en C5 pour la courbure lordotique, en C7 pour la courbure cyphotique, avec une différence de +280%. Pour ce choc les efforts de compression (Fig. 5.4 l) en configuration lordotique sont par contre beaucoup plus importants qu'en configuration cyphotique.

Allongements : Les capsules atteignent leur plus grandes valeurs d'allongement pour ce type de choc (du côté opposé à l'impact), avec des maxima de 7 mm pour la courbure cyphotique de C5 à T1 (Fig. 5.6 d)).

5.2.5 Discussion

Il est difficile de comparer ces différents résultats à la littérature, en raison d'un manque de sources de validations locales pour les chocs autres que le choc arrière. Il en va de même pour ce qui concernerait des données locales en efforts ou moments, voire en contraintes et déformations. Néanmoins, nous avons vu que quelques études présentaient des résultats dans le cas du choc arrière à faible vitesse. Ono [83], lors de ses essais sur volontaires, a tenté de quantifier l'effet de la position initiale de la tête (fléchie, en position neutre, en extension) sur le comportement de la tête, du cou et du torse. Il conclut qu'une pré-flexion de la tête avant le choc accentue l'amplitude d'extension. Ce comportement n'est pas reproduit par le modèle, mais dans notre cas, le cou et la tête restent droits, alors que seule la courbure est modifiée.

Les aspects lésionnels représentent la partie la plus intéressante de cette discussion. Nous avons vu précédemment l'intérêt de tenter de relier un mécanisme lésionnel à un comportement local du modèle.

Pour le choc arrière, le comportement n'a pas montré de grandes différences en fonction de la courbure modélisée. Si nous nous intéressons de plus près à la zone zygapophysaire, nous remarquons tout d'abord que le modèle ne montre pas de forme particulière de distribution des élongations des capsules articulaires, et ce quelle que soit la courbure considérée. Cela est à mettre en relation avec les résultats récents de Deng [21] sur SHPM, pour lesquels il trouve une grande variabilité de déformations le long du

rachis. Il semble néanmoins que les valeurs obtenues par simulations soient faibles au regard de l'impact considéré. Une modélisation de celles-ci sous forme de membranes à comportement non-linéaire entraînerait probablement une prise en compte plus réaliste du champ de déformations et en particulier du cisaillement dont parlent un certain nombre d'auteurs, mais augmenterait grandement la complexité de la modélisation et de la validation. Les résultats montrent également un accroissement de l'effort inter-articulaire de C2C3 à C7T1, où les courbures droites et cyphotiques présentent potentiellement les plus grands maxima. Ces valeurs relativement importantes sont cohérentes avec une source de douleur au niveau zygapophysaire, suivant l'hypothèse de Barnsley [4]. De plus, nous avons remarqué que les efforts de compression transmis par le rachis étaient également importants, et ce également pour la configuration de choc du CEESAR, pourtant moins violente.

En ce qui concerne le choc frontal, il apparaît que des allongements sub-critiques (de l'ordre de 5 mm) tels que décrits par Winkelstein [123] sont potentiellement atteints au niveau de C6C7 et C7T1 pour les configurations droites et lordotiques. De plus, et bien que ce modèle nécessite une validation plus approfondie, nous avons également effectué ces différentes simulations avec le modèle affiné. Les résultats (Fig.5.7) montrent que la contrainte équivalente de Von Mises au niveau des disques intervertébraux présente un maximum en C3C4, ce qui s'accorde avec le tableau d'évaluation lésionnelle de Kallieris [47], (Fig. 3.5), où 20% de lésions concernent le disque entre C3 et C5. Kallieris trouve également qu'20% des lésions concernent le ligament jaune, majoritairement à la jonction cervico-thoracique. Nos résultats sont en accord avec ces estimations, mais uniquement pour les courbures droites et cyphotiques. Notons que les autres résultats sont difficiles à comparer au modèle, du fait d'un petit nombre de cas. Il apparaît en tout cas que le modèle présente un risque lésionnel accru avec l'augmentation de la cyphose pour ce choc particulier.

Pour le choc latéral, les patterns de distribution des différentes données le long du rachis sont très différents des cas précédents. En particulier, les valeurs maximales de déformation ou de contrainte des disques et Lig. jaune se situent maintenant plus dans la région moyenne et haute de la colonne cervicale (Fig. 5.7). Ces résultats rejoignent ceux de Kallieris [48], pour qui 55% des lésions évaluées sur SHPM en choc latéral concernent le disque entre C2 et C6, avec des maxima entre C3 et C5 (Fig. 3.6). Il trouve également deux cas de dégradation articulaire en C4C5, notre maximum d'effort inter-articulaire étant quant-à-lui atteint en C5C6, mais aucune lésion aux capsules articulaires, alors que nous notons des valeurs sub-critiques entre C4 et C6. Notons aussi que la piste des déformations musculaires est à explorer au vu des quelques lésions trouvées par Kallieris et concernant ce tissu.

Finalement, le cas du choc oblique ressemble assez à celui du choc latéral, et constitue la configuration de choc pour laquelle le risque lésionnel nous paraît dépendre tout particulièrement de la courbure. La distribution des maxima de moments de torsion

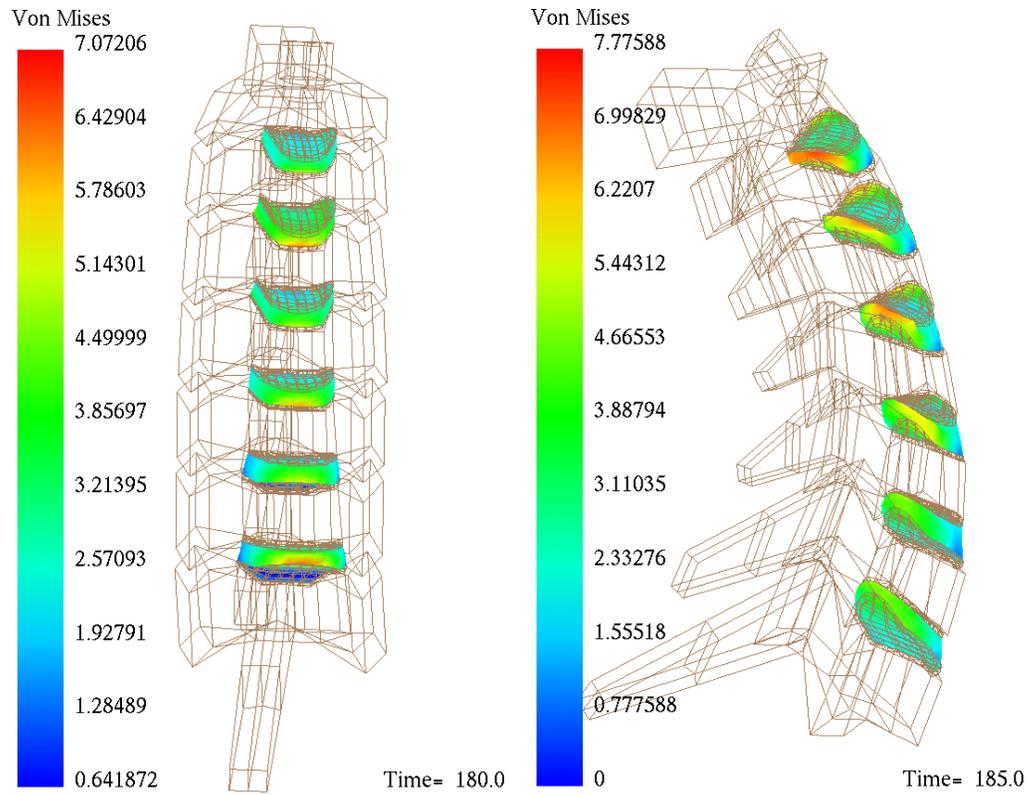


FIG. 5.7 – Maxima de contrainte de Von Mises (en rouge) au sein des disques, en choc frontal et latéral.

axiale est très différente en fonction des trois courbures considérées, montrant qu' une lésion pourrait survenir pour une courbure lordotique sans que ce soit le cas pour une courbure cyphotique. A contrario, le Ligament inter-épineux présente clairement un risque lésionnel plus important en courbure cyphotique que lordotique à ce niveau (Fig. 5.8) et de même, les capsules articulaires atteignent leurs valeurs maximales, sub-critiques, en zone basse du rachis. Ces résultats sont cohérents avec l' évaluation sur SHPM de Schmidt [100] qui trouve une majorité de lésions entre C6 et T2.

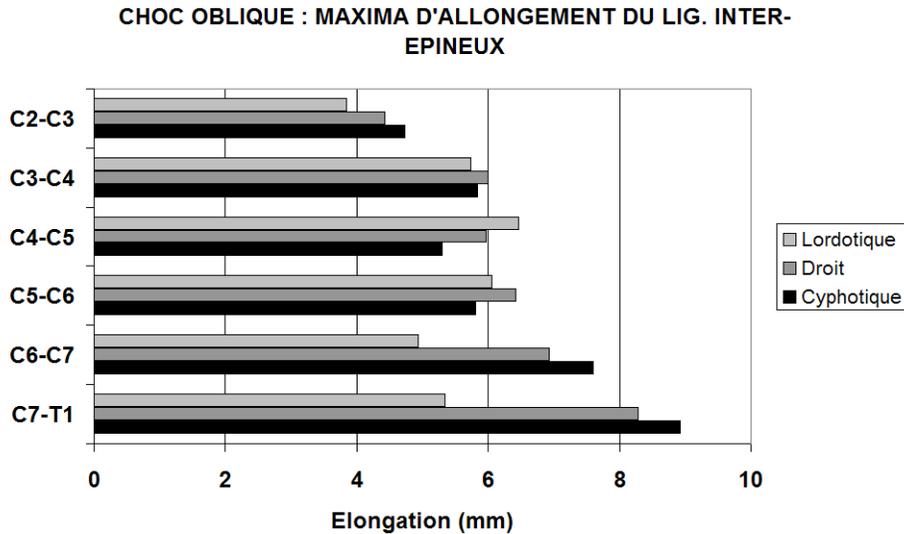


FIG. 5.8 – Comparaison des maxima d' allongements du Lig. Inter-Epineux suivant la courbure, en choc oblique

5.3 Personnalisation de la géométrie

Au vu des résultats concernant l' influence de la courbure en tant que facteur de risque, il est apparu que la pertinence des résultats prédictifs du modèle dépendait de son adaptation à la morphologie d' un sujet donné, et donc d' une personnalisation de celui-ci, le but étant de pouvoir comparer le risque pour une femme du 5^{me} percentile et pour un homme du 95^{me} percentile. Les récents développements en matière de reconstruction 3D à partir de 2 radiographies (ou stéréoradiographie) nous ont permis de mener à bien ce travail et d' adapter ainsi finement la géométrie du modèle à une morphologie donnée.

5.3.1 Principe de la reconstruction

Le principe de reconstruction d' un objet 3D retenu se déroule en deux temps :

1. La reconstruction dans l' espace d' un ensemble de points de contrôle, reconnus

sur une (*méthode NSCP*) ou deux (*méthode SCP*) radiographies non coplanaires et reconstruits par la connaissance à-priori de données géométriques concernant l' environnement radiologique calibré.

2. La déformation par *krigeage dual* des points d' un objet dictionnaire (par exemple une vertèbre générique ou, dans notre cas, tout ou partie du modèle initial) sur ces points de contrôle pour obtenir un modèle personnalisé.

En pratique, les radiographies utilisés sont les images numérisées d' un sujet en position debout, obtenues par le système d' imagerie basse-dose EOS , développé en collaboration entre le LBM, l' Hôpital S^t-Vincent-de-Paul, la S^t Biospace et le Laboratoire d' Imagerie et Orthopédie de Montréal, et acquis par l' ENSAM début 2003. La reconstruction utilise le logiciel IdefX, développé au LBM pour la reconstruction 3D du corps humain à partir de stéréo-radiographies. *Les techniques de reconstruction 3D par points stéréo-correspondants (SCP) ou non stéréo-correspondants (NSCP), sont détaillées respectivement dans les études de Marzan [57] et de Mitton [68], ainsi que dans l' article de Trochu [113] pour la technique de krigeage.* Dans un premier temps nous avons participé à la définition d' une gamme de points de contrôles qui nous a permis de reconstruire un rachis cervical (C1 à T1, Cf. Fig. 5.9) à partir d' un dictionnaire de vertèbres moyennes mesurées au cours de diverses études au sein du LBM.

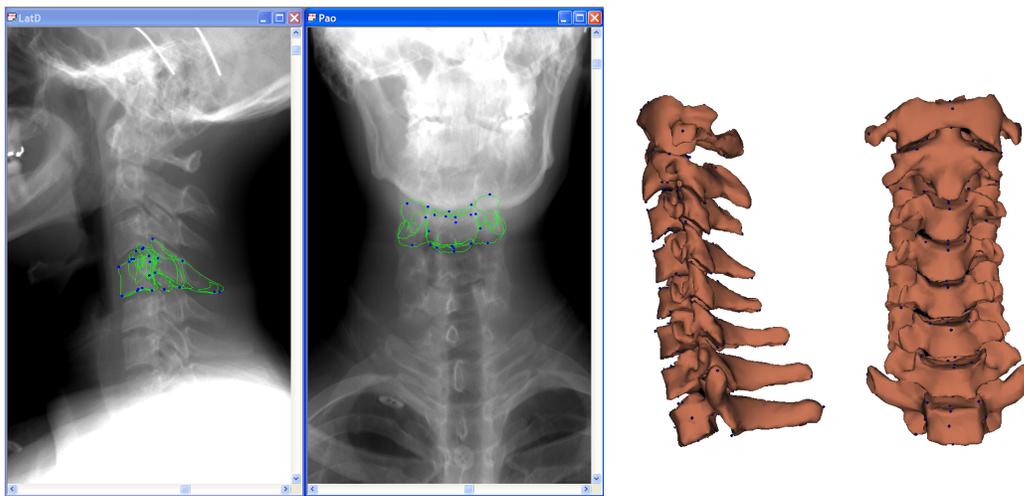


FIG. 5.9 – Reconstruction du rachis cervical à partir de stéréoradiographies.

Le cas de la reconstruction de notre modèle est plus complexe. Le principe du krigeage dual réside en effet dans la construction d' une fonction $u(X)$, connaissant la valeur $u(X_i) = u_i, 1 \leq i \leq N$ pour N points X_i , points de contrôle. Cette fonction se décompose en deux parties :

$$u(X) = a(X) + b(X)$$

où $a(X)$, dérive, représente le comportement moyen de $u(X)$ et $b(X)$, fluctuation, représente un terme de correction permettant à la fonction $u(X)$ de passer effectivement par les points de contrôle. La dérive peut par exemple être un polynôme linéaire :

$$a(X) = a_1 + a_2x + a_3y + a_4z$$

Dans le cas du krigeage dual, le terme de fluctuation va être fonction de l'ensemble des points de contrôle X_i , c'est à dire qu'une déformation locale va également avoir un effet global. Cet effet est pondéré par une fonctionnelle dépendant de la distance entre le point de contrôle et le point variable. Ainsi, on se donne $b(X)$ sous la forme d'une fonction dépendant linéairement de N paramètres $b_j, 1 \leq j \leq N$, pondérés par des fonctions de correction $g_j(X)$ associées à chaque point de contrôle :

$$b(X) = \sum_{j=1}^N b_j g_j(X)$$

avec $g_j(X) = K(|X - X_j|), 1 \leq j \leq N$

$K(h)$, appelée covariance généralisée, étant une fonction influençant la forme de l'interpolation.

Concrètement, la déformation d'un point de contrôle de l'objet dictionnaire entraîne une déformation continue de l'objet qui est inversement proportionnelle à la distance d'un point de l'objet au point de contrôle. Cette remarque entraîne la conclusion suivante :

Le choix d'une démarche de krigeage se porte essentiellement sur la définition des objets du modèle à kriger. Ainsi, avec un nombre restreint de points de contrôles, le krigeage en bloc du modèle donnera un modèle déformé qui conservera les propriétés de forme du modèle initial, comme par exemple la continuité de courbure et la congruence des facettes articulaires. Au contraire le krigeage d'objets séparés, comme chaque vertèbre, la tête, des tranches du cou, permettra d'obtenir des objets mieux différenciés mais qui devront être mis en relation les uns par rapport aux autres.

5.3.2 Démarche de reconstruction

Pour illustrer les remarques précédentes, nous avons comparé deux méthodes de reconstruction :

- l'Une en krigeant séparément la tête, les tissus du cou, et le rachis cervical en bloc.
- Une méthode hybride, permettant de kriger diverses structures séparément.

Dans les deux cas, des modèles vrml, des dictionnaires de points, et des gammes de points de contrôles ont été définies pour chaque partie. Ceux-ci ont été intégrés dans le logiciel IdefX afin de pouvoir visualiser et kriger le modèle en temps réel. Un exemple de

reconstruction est donné pour le deuxième cas, où dans une première phase on définit les points de contrôle (Fig. 5.10) puis où on reconstruit le modèle déformé (Fig. 5.11).

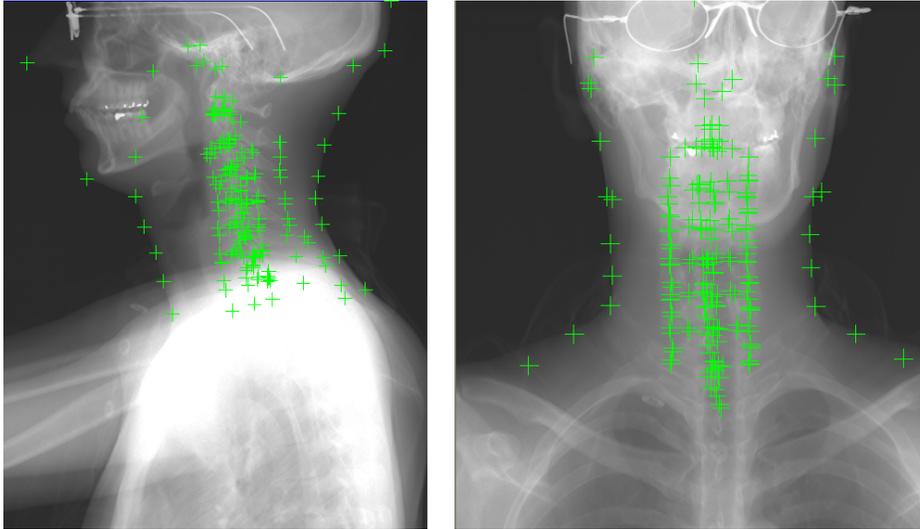


FIG. 5.10 – Points de contrôle permettant la déformation du modèle

Finalement, le modèle déformé est transformé en nuage de points et exporté vers le modèle radioss (Fig. 5.11).

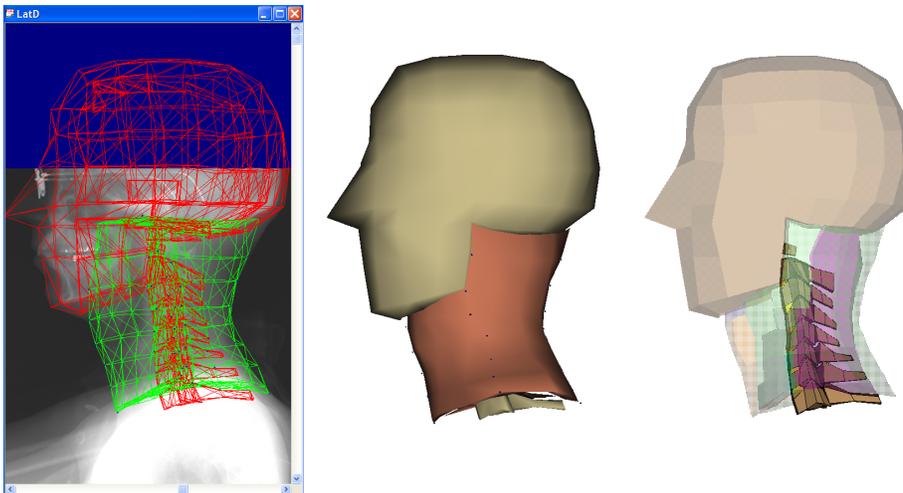


FIG. 5.11 – Modèle déformable en temps réel, modèle au format vrml, et modèle exporté sous radioss

Au vu des résultats, il apparaît que la création d'un modèle propre, en particulier en termes de continuité des zones zygapophysaire nécessite plus de 3 heures de travail et un nombre important de points à reconnaître. La méthode qui consiste à kriger le modèle en bloc est plus rapide car elle ne nécessite pas d'assurer ces mises en vis-à-vis et respecte un intervalle constant correspondant à la présence du cartilage articulaire.

Cependant elle résulte en la création d'un modèle pouvant être localement peu précis. Nous avons donc utilisé une méthode hybride nous permettant d'aboutir en particulier à une géométrie respectant le positionnement relatif des facettes inter-articulaires ainsi que l'espace inter-vertébral (Fig. 5.12).

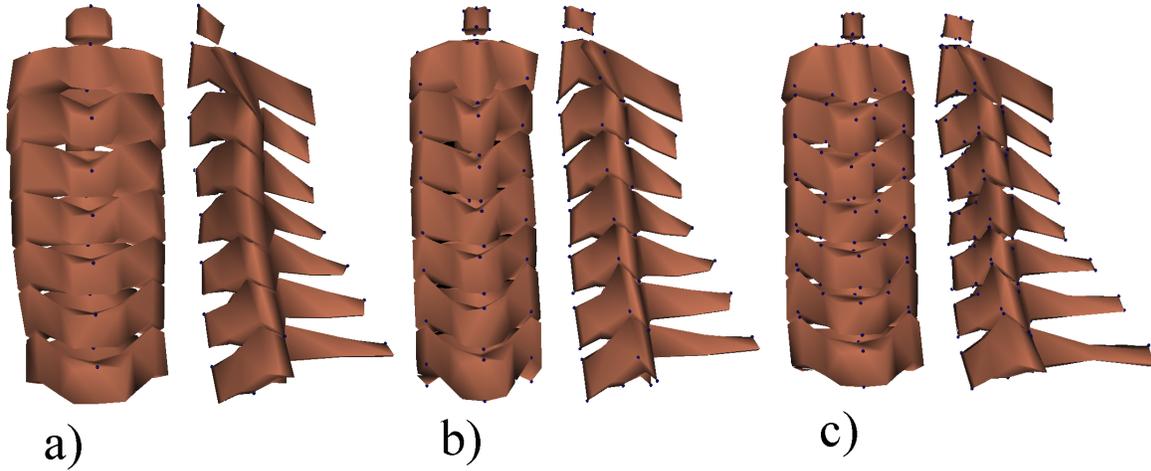


FIG. 5.12 – Reconstitutions associées aux différentes méthodes (en bloc, et méthodes hybrides)

5.3.3 Faisabilité de la simulation

Afin de valider la possibilité de transfert du modèle géométrique reconstruit au code de calcul, une simulation a été effectuée sur la base de la géométrie déformée. Celle-ci met en évidence des différences avec le modèle moyen qui sont donc dues à la variation globale de morphologie entre ces deux modèles.

5.3.4 Adaptation du modèle

Deux points sont à prendre en compte pour cette adaptation :

- L'adaptation des caractéristiques mécaniques ligamentaires; Les fichiers Excel créés suite à l'étude du chapitre III (Cf. Annexes) permettent l'adaptation des courbes de comportement en Effort/Allongement utilisées sous Radioss aux nouvelles longueurs initiales des fibres ligamentaires du modèle.
- L'adaptation des données de masse et d'inertie de la tête

Guccione [35] a montré l'influence de la variabilité de paramètres géométriques et mécaniques de la tête sur les résultats cinématiques et dynamiques d'un modèle simple de choc frontal, fitté sur les résultats expérimentaux du NBDL. Une solution consiste à utiliser les équations de régression proposées par quelques auteurs comme McConville [61], permettant de personnaliser ces données en fonctions de mesures morphométriques extérieures de la tête.

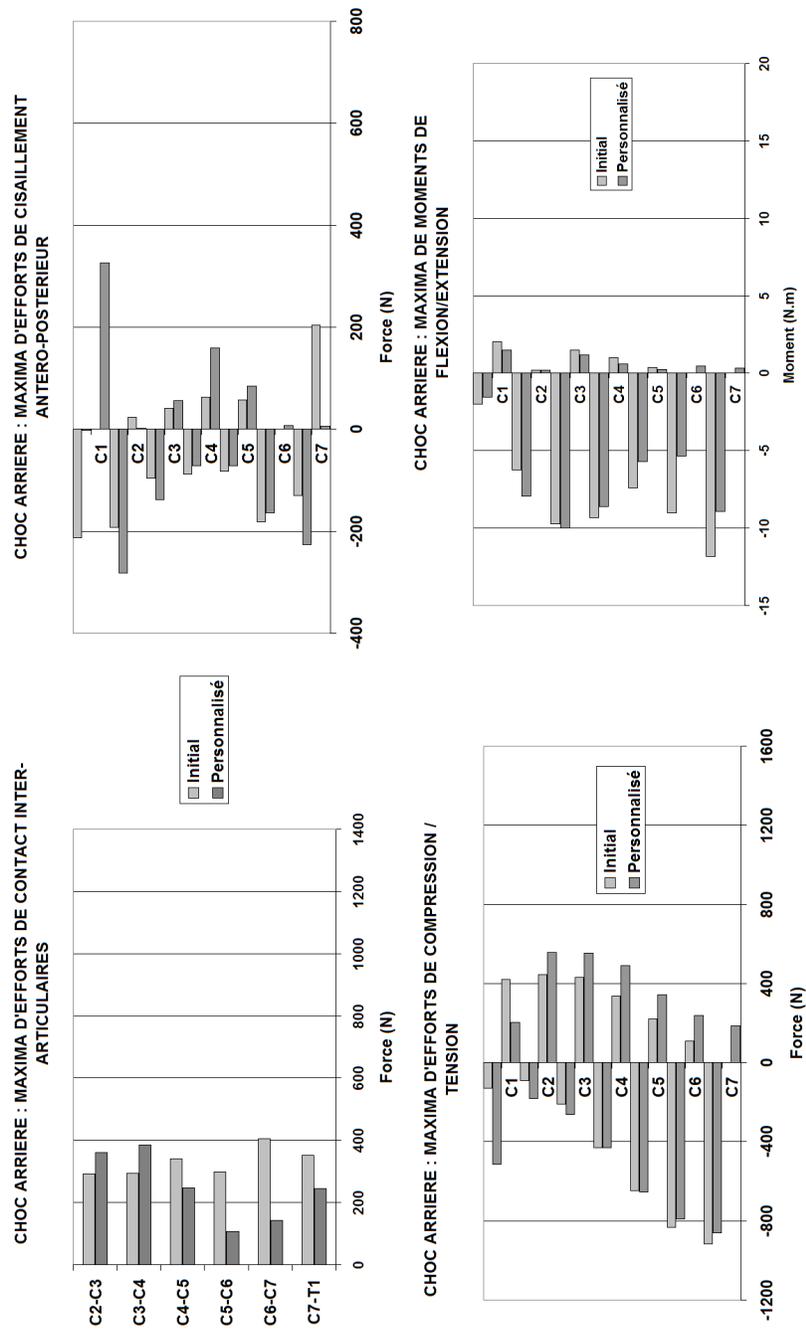


FIG. 5.13 – Comparaison des résultats entre modèle initial et modèle personnalisé

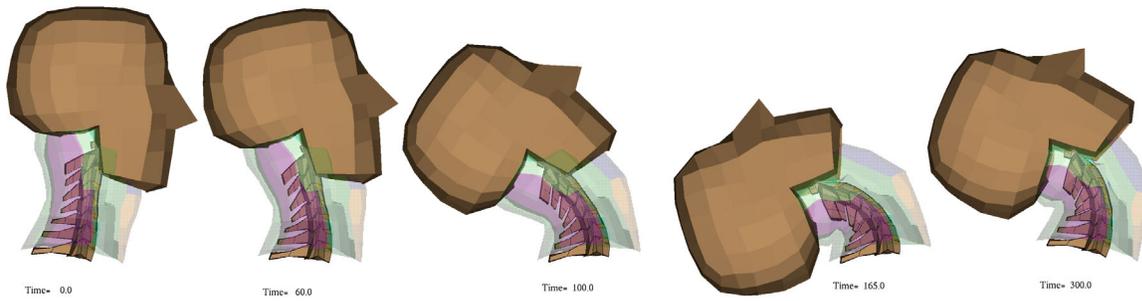


FIG. 5.14 – Simulation de choc arrière sur le modèle personnalisé

TAB. 5.2 – Géométrie et paramètres dynamiques de la tête (22 sujets)

Paramètre	Unité	Valeur moyenne	Ecart type	Coef. variationnel
m	kg	4.307	0.4	10 %
$x_c^{(1)}$	cm	-0.996	0.526	53 %
$z_c^{(1)}$	cm	3.083	0.474	15 %

⁽¹⁾ Position dans le repère anatomique de la tête

$$V = 216.18 * C_t - 121.84 * L_{ap} - 5593.6$$

$$I_{xx} = 11.639 * C_t + 10.605 * L_t - 625.049$$

$$I_{yy} = 17.924 * C_t - 794.181$$

$$I_{zz} = 11.857 * C_t - 7.32 * L_{ap} - 382.935$$

avec $V = \text{Volume en cm}^3$
Moments d' inertie en kg.cm^2

La position des condyles occipitaux (correspondant à la position du ressort généralisé C0/C1 du modèle) dans le repère anatomique de la tête donnée par Ewing [26] permet de recalculer le repère anatomique.

TAB. 5.3 – Position des condyles ($n=12$)

Paramètre	Unité	Valeur moyenne	Ecart type	Coef. variationnel
x_{co}	cm	-1.1	0.34	31 %
z_{co}	cm	-2.63	0.31	12 %

5.4 Discussion

Ce chapitre nous a permis de mettre en avant le potentiel important de la modélisation par éléments-finis en termes de paramétrage et de personnalisation des structures considérées. S' il est important de souligner que la comparaison de nombre de ces résultats avec la littérature est problématique en raison du manque de données locales disponibles, la validation extensive du modèle qui avait déjà été menée et que nous

avons poursuivie nous a paru autoriser l' utilisation de celui-ci à des fins prédictives. Pour autant, un résultat frappant réside justement dans le fait que certains paramètres comme la courbure influencent peu la cinématique globale de la tête alors que la cinématique locale et, à fortiori les déformations et efforts locaux peuvent subir des variations importantes. Ces constatations, cohérentes avec la localisation de mécanismes lésionnels particuliers liés à un type de choc (comme les allongements ligamentaires postérieurs lors d' un choc frontal ou les lésions discales décrites en choc latéral), nous semblent aller dans le sens d' une quantification locale du risque lésionnel à corrélérer avec les critères globaux utilisés systématiquement. Au vu de ces conclusions, l' apport d' une personnalisation de la morphologie du sujet nous a paru pertinente et nécessaire dans le cadre d' une évaluation du risque lésionnel lors de certaines situations spécifiques, comme lors d' une simulation d' éjection de pilote d' avion où la présence de personnel féminin de petit percentile doit être prise en compte. Le choix d' une reconstruction géométrique par stéréo-radiographie, s' appuyant sur le système d' imagerie basse-dose EOS autorise actuellement un protocole de simulation suffisamment rapide et peu invasif pour être utilisé dans le cadre d' un laboratoire de recherche.

6

Première approche dans l'exploration des mécanismes lésionnels

Sommaire

6.1	Introduction	103
6.2	Prise en compte de facteurs intrinsèques	104
6.2.1	Sujets hyperlaxes	104
6.2.2	Contraction musculaire avant le choc	104
6.3	Prise en compte de facteurs extrinsèques	109
6.3.1	Violence du choc	110
6.3.2	Cas du sujet hors-position	111
6.4	Discussion	114

6.1 Introduction

Dans l'optique d'étudier les mécanismes lésionnels du rachis cervical en choc, nous nous sommes focalisés au chapitre précédent sur les aspects géométriques de la modélisation. Mais nous avons également pu relever, notamment durant l'étude bibliographique, l'influence de nombreux paramètres sur le risque et plus généralement sur le comportement du cou. Parmi ceux-ci, et en concertation avec notre partenaire clinique, l'étude de certains facteurs nous a paru plus pertinente dans le cadre d'une modélisation par éléments-finis. Nous avons donc mené une étude transversale qui, bien que constituant une première approche, ouvre des pistes certaines dans la compréhension de ces mécanismes.

6.2 Prise en compte de facteurs intrinsèques

Ces facteurs intrinsèques concernent la morphologie du sujet, mais également les caractéristiques de comportement mécanique propres à un individu. Parmi celles-ci, nous avons retenu le cas des sujets hyperlaxes et le cas d'un individu se contractant en prévision de l'impact.

6.2.1 Sujets hyperlaxes

6.2.1.1 Modélisation du phénomène d'hyperlaxité

Afin d'étudier l'influence de l'hyperlaxité ligamentaire sur le risque lésionnel, des simulations ont été effectuées en choc arrière et frontal avec 20% puis 100% de la zone A-C à rigidité nulle pour chaque ligament, ainsi qu'avec une raideur ligamentaire diminuée de moitié.

6.2.1.2 Résultats

Dans les deux cas suivants, raideur nulle sur 20% de la zone A-C et raideur ligamentaire diminuée de moitié il est frappant de voir que les résultats ne présentent pas de différences significatives, que ce soit pour la cinématique ou les données en allongement, efforts et moments. Les résultats de simulations avec 100% de zone A-C à raideur nulle sont présentés Fig.6.1 et Fig.6.2 et présentent quant à eux une différence plus importante en choc frontal, pour ce qui concerne le moment d'extension/flexion. Nous n'avons pas effectué ces simulations avec le modèle maillé finement, il serait donc peut-être intéressant de voir si les disques sont plus sollicités pour ces deux cas.

6.2.2 Contraction musculaire avant le choc

L'influence de cette contraction sur le risque lésionnel se pose dans le cas où le sujet est prévenu de l'imminence du choc et se contracte en prévision de l'impact. Siegmund [102] a en particulier mis en évidence l'influence de cette contraction musculaire sur la cinématique de la tête lors d'un whiplash et on peut se demander, comme dans le cas de la traction, dans quelle mesure les tissus mous contribuent à décharger ou au contraire à mettre en charge le rachis cervical. Ainsi Van Ee [115], dans son modèle musculaire en tension, trouve un résultat primordial : Une grande part (64 à 108% suivant les conditions aux limites en tension) de l'effort est prise en compte par les muscles quand ils sont activés au niveau du RCI, les critères lésionnels n'étant alors pas dépassés au niveau du rachis comme ils l'étaient sur un modèle ostéo-ligamentaire seul. Les muscles auraient donc un rôle protecteur important du RCI pour ce cas de charge.

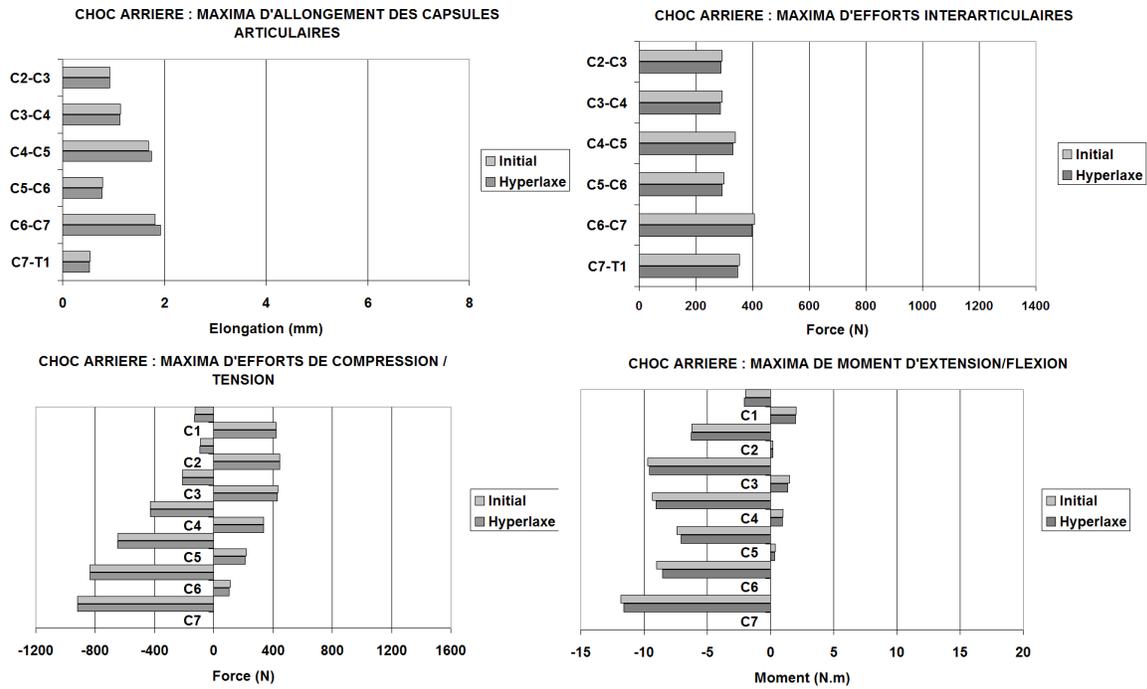


FIG. 6.1 – Résultats de simulations avec raideur ligamentaire nulle sur 100% de la zone A-C, en choc arrière

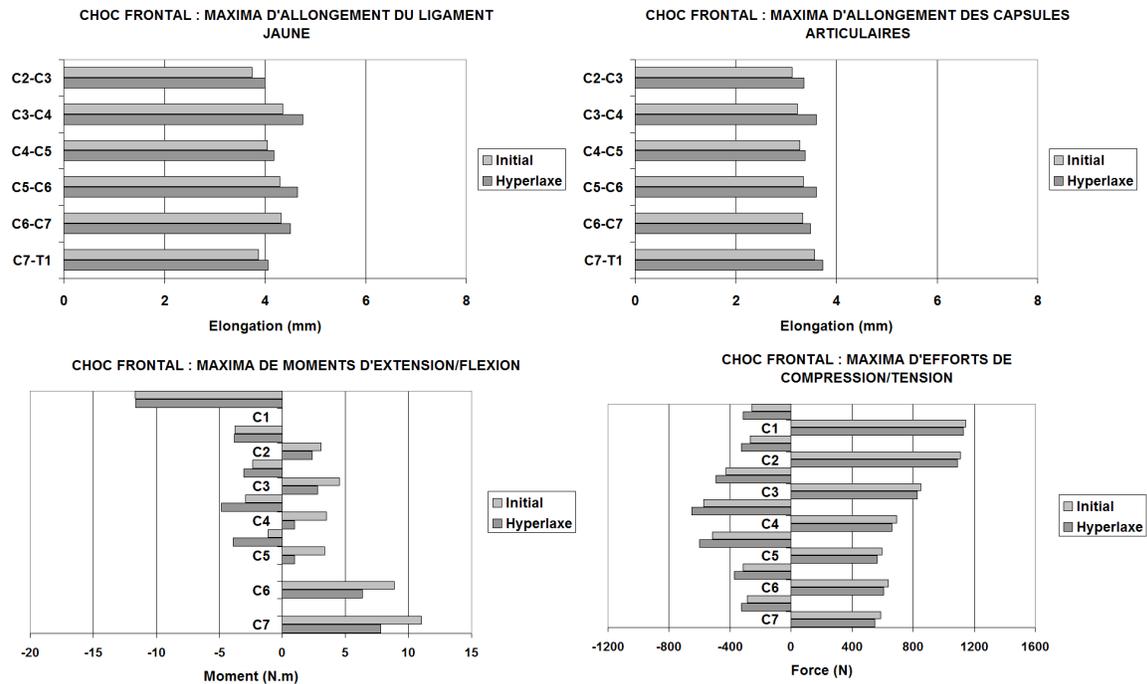


FIG. 6.2 – Résultats de simulations avec raideur ligamentaire nulle sur 100% de la zone A-C, en choc arrière

6.2.2.1 Simulation préliminaire de la contraction

La modélisation des muscles du rachis est complexe et constitue en soi un sujet de recherche potentiel. Les quelques auteurs qui ont tenté cette approche (nous avons cité Van Ee [115] ou Halldin [37]) ont modélisé ceux-ci par des câbles et ont utilisé une loi simple de comportement. Les résultats proposés ici représentent une première approche d'évolution du modèle dans ce sens. Nous avons simulé la contraction des muscles du cou en nous basant sur le comportement type donné par Myers [72] (Fig. 6.3)

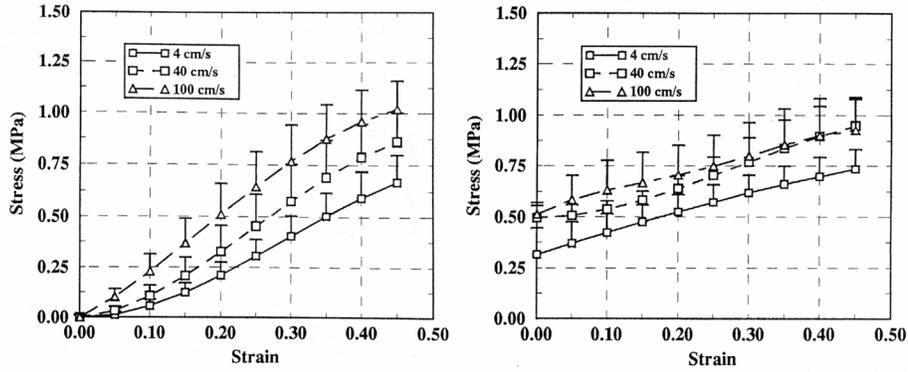


FIG. 6.3 – Comportement passif et actif des muscles, d'après Myers [72]

Le comportement passif sous Radioss est un comportement de matériau du type nid d'abeilles où les déformations sont totalement découplées :

$$\begin{aligned} \sigma_{11} &= E_{11} \cdot \varepsilon_{11} & \sigma_{12} &= G_{12} \cdot \varepsilon_{12} \\ \sigma_{22} &= E_{22} \cdot \varepsilon_{11} & \sigma_{13} &= G_{13} \cdot \varepsilon_{13} \\ \sigma_{33} &= E_{33} \cdot \varepsilon_{11} & \sigma_{23} &= G_{23} \cdot \varepsilon_{23} \end{aligned}$$

Ces déformations sont définies sous la forme suivante :

$$\begin{aligned} \mu &= \left(\frac{V_0}{V} - 1 \right), \text{ déformation volumique} \\ \varepsilon &= \ln \frac{l}{l_0}, \text{ déformation linéique} \end{aligned}$$

On a alors :

$$\frac{V}{V_0} = \frac{l_1 \cdot l_2 \cdot l_3}{l_{01} \cdot l_{02} \cdot l_{03}} = \frac{1}{1 + \mu}$$

En considérant les déformations comme découplées, pour une direction i on a :

$$\ln\left(\frac{l_i \cdot l_j \cdot l_k}{l_{0i} \cdot l_{0j} \cdot l_{0k}}\right) = \ln\left(\frac{l_i}{l_{0i}}\right) = \varepsilon_{ii} = \ln\left(\frac{1}{1 + \mu}\right)$$

et :

$$\sigma_{ii} = E_{ii} \cdot \ln\left(\frac{1}{1 + \mu}\right)$$

Pour les muscles, le comportement en compression est linéaire dans toutes les directions avec un module de charge de 0,3 MPa et un module de décharge de 20 MPa. En traction, le comportement est également linéaire dans toutes les directions sauf celle des fibres, avec les mêmes modules de charge et de décharge de respectivement 0,3 MPa et 20 MPa. Dans le sens des fibres le comportement est non-linéaire, le module de charge en zone linéaire étant approximativement de 2,5 MPa.

La loi de comportement de ces fibres est celle de Knudsen, proposée au chapitre II, en choisissant E_0 (module à l'origine) égal à 2,5 MPa et α égal à 1. L'activation est ensuite prise en compte en décalant la courbe de comportement (Cf. Fig. 6.4). Le comportement d'un muscle Sterno-cléido-mastoïdien est donné pour comparaison sur ce graphe, obtenu en additionnant la composante passive à la loi donnant l'effort de contraction citée par Van Ee [115] (Cf. Chapitre II), avec une longueur de sarcomère de $2,66 \mu\text{m}$, et une section (PCSA) égale à $4,92 \text{ cm}^2$.

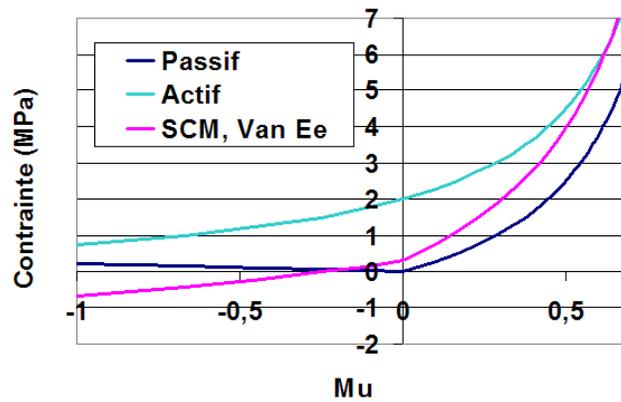


FIG. 6.4 – Modélisation du comportement des fibres musculaires en passif et actif sous Radioss ($Mu =$ déformation volumique)

Du fait de l'impossibilité d'introduire une fonction permettant un effort de traction lors d'un raccourcissement de la fibre sans changer la configuration du modèle, nous ne prenons pas en compte l'effort dû à la contraction des muscles pré-vertébraux lors de la flexion. Notre simulation est donc plus proche du cas où le sujet ne contracterait que

les muscles postérieurs. Bien que Szabo [110] n'ait pas trouvé de schéma particulier de recrutement lors d'un choc arrière, (mesures EMG sur trapèze, extenseur cervical suboccipital, SCM), l'étude de cette contraction postérieure, en accord avec notre partenaire clinique nous a paru pertinente. Une modélisation de la composante active par des câbles à plusieurs noeuds, existant sous Radioss, nous paraît constituer la prochaine étape de cette approche.

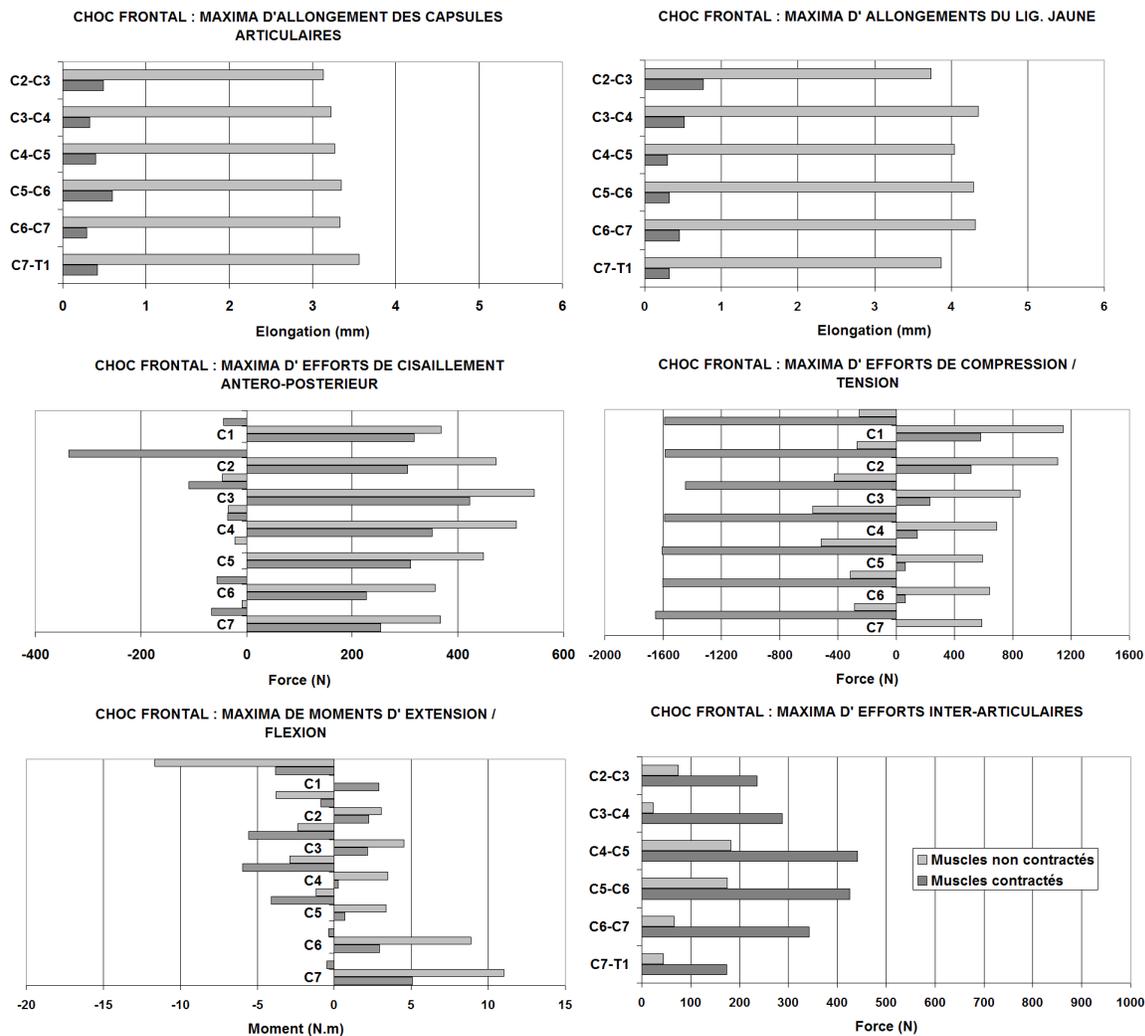


FIG. 6.5 – Comparaison des résultats locaux en allongements, efforts et moments lors d'une simulation en choc frontal, muscles passifs ou contractés.

Les résultats (Fig. 6.5) sont intéressants ne serait-ce que parce que le choc frontal induit une composante importante en tension, qui nous permet de comparer nos résultats à ceux de Van Ee [115]. On constate un blocage de la zone postérieure du cou avec des allongements très réduits des capsules articulaires et du ligament jaune. L'ensemble des efforts de compression augmente de manière importante, approchant des premières valeurs lésionnelles trouvées par certains auteurs, alors que les efforts de tension sont

également réduits, en particulier comme le souligne Van Ee au niveau du rachis cervical inférieur. La figure 6.6 présente la répartition des contraintes de Von Mises obtenues en réalisant la simulation avec le modèle modifié. Les maxima observés, toujours situés entre C2 et C4, sont néanmoins moins importants que lorsque les muscles ne sont pas sollicités (Fig. 5.7). Au regard de ces résultats et d' une résistance bien moindre des vertèbres et disques en traction qu' en compression (1,5 à plus de 3 fois moins suivant les auteurs), la stratégie de l' activation musculaire semble donc, pour les résultats considérés, aller dans le sens d' une réduction du risque associé à ces mécanismes.

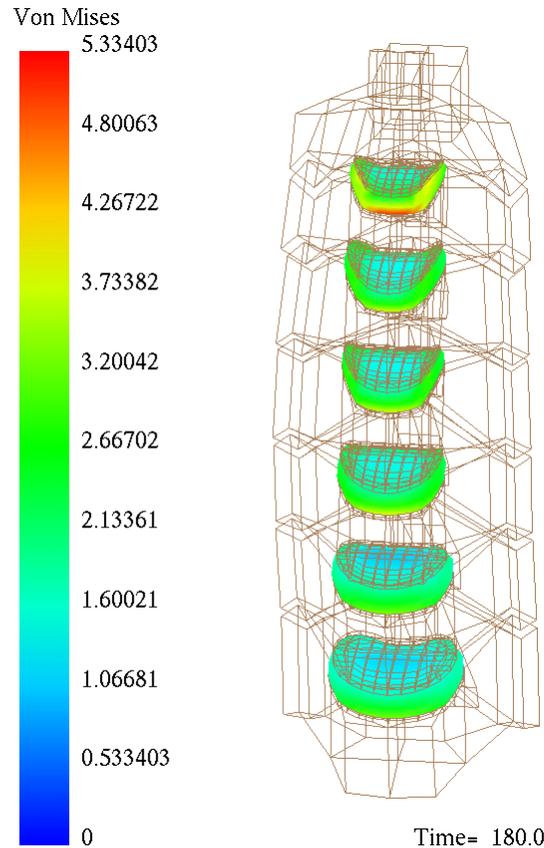


FIG. 6.6 – Répartition des contraintes de Von Mises au sein des disques en choc frontal, muscles contractés.

6.3 Prise en compte de facteurs extrinsèques

L' étude de deux cas précis à retenu notre attention : La violence de l' impact contribue d' une part de façon certaine à l' aggravation du risque lésionnel, mais il nous a paru intéressant de déterminer quels étaient les mécanismes lésionnels influencés par ce facteur. Les résultats qui suivent sont une première approche de cette étude.

D' autre part, le cas du sujet hors-position intéresse plus particulièrement les construc-

teurs automobiles (des critères spécifiques sont d'ailleurs définis pour ce cas particulier, Cf. Chapitre III, Critères lésionnels), mais également les cliniciens du fait du manque de données objectives concernant ce facteur dans la littérature.

6.3.1 Violence du choc

Nous n'avons pas mené d'étude spécifique concernant l'influence de l'accélération ou du ΔV subis sur le risque lésionnel. Néanmoins, en choc arrière, deux types de conditions aux limites ont servi de validation au modèle. Les pics d'accélération subis sont assez voisins (de l'ordre de 7g), mais leur durée est environ deux fois plus courte pour la simulation du choc du CEESAR que pour celle du NBDL. Pour ce qui concerne les résultats, on remarquera (Fig. 6.7) que les maxima de moments d'extension semblent peu influencés par cette différence (sauf pour ce qui concerne le comportement du rachis cervical supérieur) au contraire des maxima d'efforts de compression/tension. Les efforts de contact inter-articulaires paraissent également augmenter, uniquement dans la partie basse du rachis cervical, avec la violence du choc.

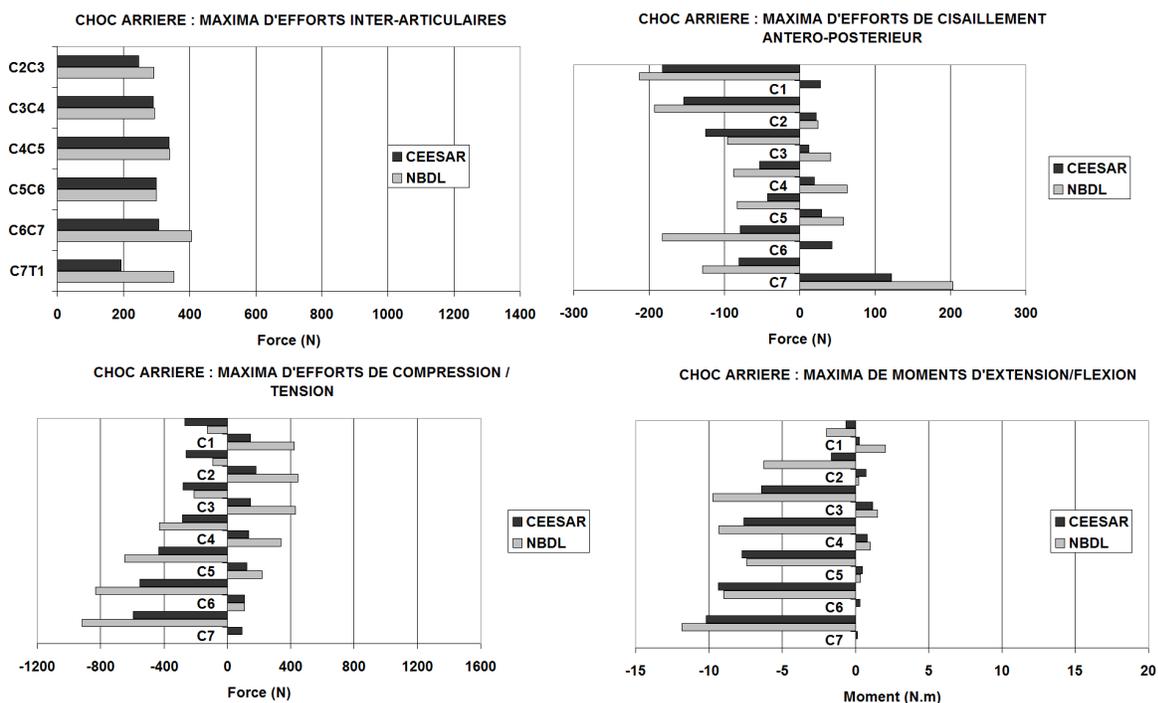


FIG. 6.7 – Comparaison des résultats en choc arrière à 25 km/h (NBDL) et à 10,8 km/h (CEESAR)

6.3.2 Cas du sujet hors-position

6.3.2.1 Prise en compte d' une pré-rotation de la tête

Des simulations en choc arrière et frontal ont été effectuées afin de prendre en compte le fait qu' un sujet ait la tête tournée au moment de l' impact. Dans un premier temps une rotation de 70° est imposée à la tête en laissant libres les autres degrés de liberté. Puis, les conditions d' impact du test de Kallieris [48] à 7g et du NBDL à 15g sont appliquées à la vertèbre T1.

6.3.2.2 Résultats

Une visualisation de la simulation en choc frontal est présentée Fig. 6.8.

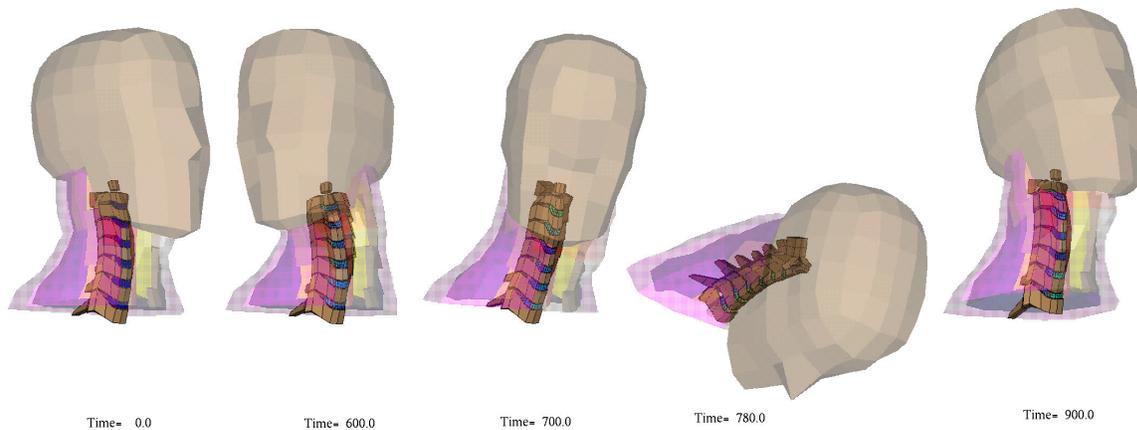


FIG. 6.8 – *Visualisation de la simulation en choc frontal, tête tournée.*

Alors que de nombreux auteurs ont émis l' hypothèse de l' influence d' une telle pré-rotation en particulier sur la durée de symptômes douloureux, il est difficile de conclure quant aux résultats (Fig. 6.9 et 6.10) des simulations. En effet, en choc arrière, les efforts inter-articulaires, de tension/compression et de moment d' extension/flexion demeurent inchangés, voire inférieurs pour le cas de la tête tournée. Par contre, les efforts de cisaillement, l' allongement des capsules articulaires ainsi que les moments d' inflexion latérale et de torsion axiale augmentent. En choc avant, on retrouve le résultat expérimental de Winkelstein [123], à savoir que les allongements maxima des capsules articulaires sont augmentés par un couple de torsion initial.

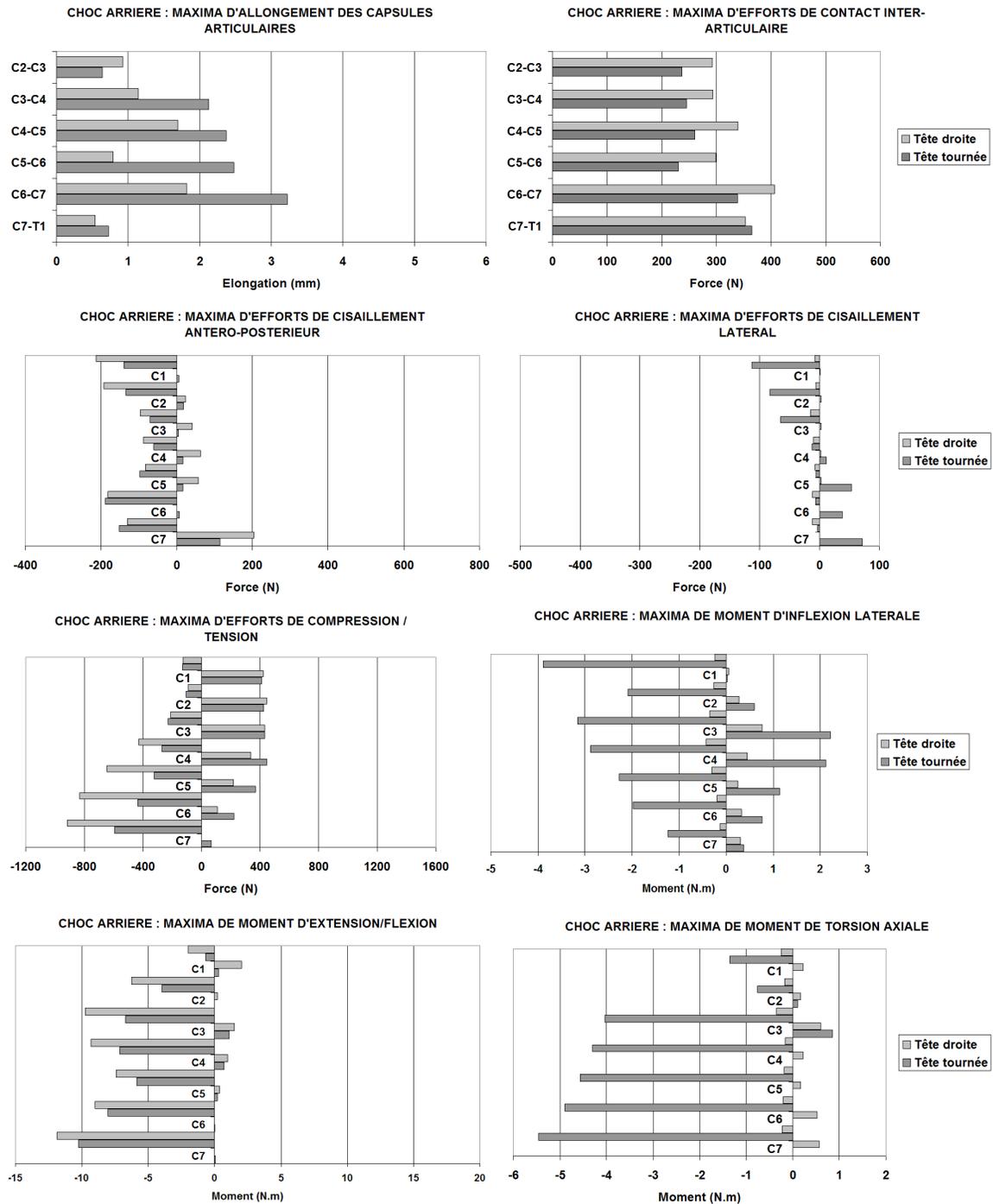


FIG. 6.9 – Comparaison des résultats de simulations en choc arrière, tête droite et tête tournée

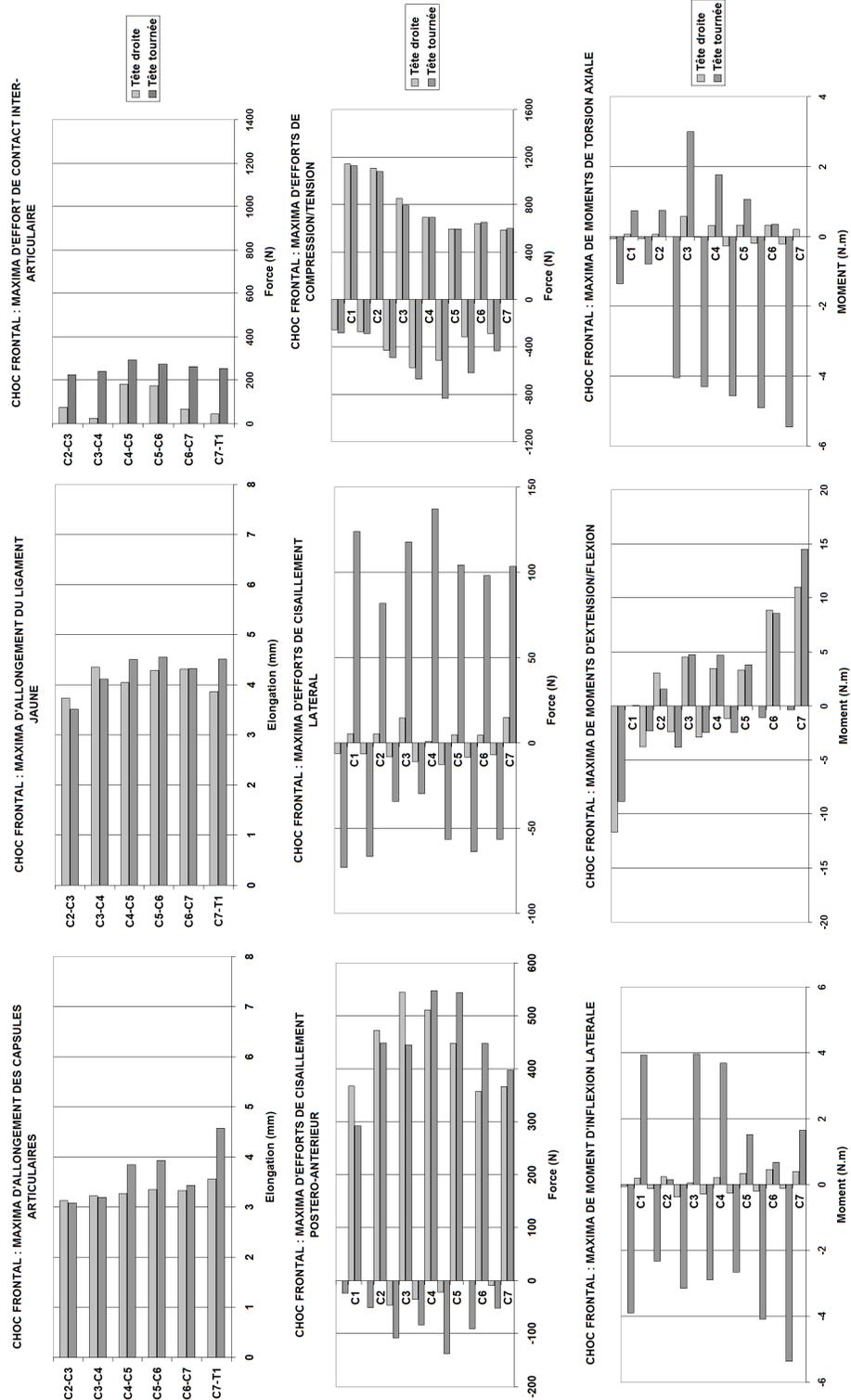


FIG. 6.10 – Comparaison des résultats de simulations en choc frontal, tête droite et tête tournée

6.4 Discussion

Ce chapitre nous a permis de mettre en avant les possibilités d'exploration des mécanismes lésionnels du cou lors d'un choc. Certains résultats sont frappants, comme par exemple celui de la prise en compte de l'hyperlaxité ligamentaire. Il semble en effet que les données en allongement, efforts et moments ne soient pas significativement modifiées par la modification des caractéristiques ligamentaires, ce qui avait déjà été souligné lors de l'affinage de ces propriétés dans le chapitre III. Nous savons par contre que la modification des caractéristiques musculaires entraîne des différences plus significatives, de par les essais réalisés avec un comportement de muscle frais ou cadavérique par Bertholon [8]. La modélisation, certes encore perfectible de la contraction musculaire modifie également de manière importante le comportement du modèle en choc frontal et semble aller dans le sens d'une réduction du risque lésionnel lié aux effets de tension du rachis lors de ce type de choc. L'étude de l'influence de la violence de l'impact montre que certaines sollicitations, comme par exemple la compression du rachis, sont plus particulièrement influencées par des conditions plus sévères. Le cas du sujet hors-position finalement, intéresse tout particulièrement les cliniciens mais aussi les constructeurs automobiles, dans leur tentative d'évaluation de critères lésionnels pour ce type de configuration. Il est plus difficile à évaluer, faisant intervenir des combinaisons de sollicitations aux différents étages du rachis cervical.

7

Conclusion

Il y a une grande beauté dans la simplicité du système ostéo-articulaire humain tel qu'il peut apparaître pour la première fois à un jeune mécanicien découvrant un ouvrage d'anatomie fonctionnelle. Ce n'est qu'avec l'expérience, et au gré des rencontres avec le monde médical, qu'il en vient à estimer que cette beauté tient plus à la complexité d'un monde qui ne se limite pas qu'à une structure macroscopique où les articulations, ligaments et autres muscles ne se traduiraient qu'en degrés de liberté, relation de comportement et loi d'activation. Pourtant, et bien que nous soyons conscients du travail de validation qu'il reste à accomplir, cette démarche de schématisation du réel qui avait été menée au LBM et que nous avons poursuivie a démontré qu'elle donnait accès à des informations par ailleurs difficilement accessibles. En particulier, les travaux de modélisation effectués précédemment au LBM avaient permis de mettre en avant le potentiel de la simulation par éléments-finis sur l'évaluation du risque lésionnel. Sur cette base, notre objectif était de développer et d'améliorer les modèles existants afin d'aboutir à une meilleure compréhension des mécanismes lésionnels du cou en situation de choc.

Dans ce contexte, l'analyse bibliographique que nous avons menée nous a permis de recenser les hypothèses avancées pour expliquer les traumatismes survenant dans le cas d'un whiplash. Elle a notamment permis de dégager des fréquences et des patterns de distribution de lésions le long du rachis cervical différents pour les divers types de chocs. Cette étude nous a également permis de détailler les facteurs intrinsèques et extrinsèques contribuant à augmenter le risque lésionnel.

Un premier travail nous a alors permis de prendre en main les modèles existants et d'améliorer le comportement du modèle dynamique. L'affinage du modèle nous a également permis d'avoir accès à des informations pouvant être comparées à des lésions décrites dans la littérature, comme les efforts de compression du corps vertébral ou les contraintes au sein des disques intervertébraux.

Les spécificités de chaque individu font que le comportement du cou est très dépendant de ces caractéristiques inter-individuelles. Une première étude approfondie prenant en compte la variabilité des courbures cervicales a permis de confirmer cette hypothèse et de mettre en relation les résultats en efforts, moments et allongements obtenus aux

différents niveaux du rachis cervical avec des mécanismes lésionnels probables. Il est apparu que la courbure cervicale influait de manière significative (en particulier pour les chocs latéral et oblique) sur le risque lésionnel. De plus, cette démarche nous a permis de préciser la cohérence du modèle au regard des évaluations lésionnelles cliniques disponibles dans la littérature pour différents chocs. Elle nous a également orienté vers le choix d' une évolution du modèle vers la personnalisation, dont la faisabilité a été validée, et qui constitue pour nous une évolution importante de la génération des modèles moyens dits génériques.

Finalement, et afin de mieux cerner les facteurs d' influence lésionnelle, une étude transversale de paramètres intrinsèques et extrinsèques a été menée, mettant en relief l' apport de ce modèle dans le cadre d' une démarche prédictive de diminution du risque lésionnel. Une première approche de modélisation de la contraction musculaire en choc frontal a en particulier permis de confirmer l' importance de celle-ci sur le comportement du cou au cours du choc et sur son effet possible sur la réduction du risque lésionnel.

Il nous apparaît donc que, de par l' apport des données locales se rapprochant peu à peu des mécanismes lésionnels réels qu' il offre, ce type de modèle pourrait constituer un lien vers l' estimation du risque par des critères globaux, telle qu' elle est pratiquée actuellement.

Les perspectives ouvertes concernent l' utilisation directe de la personnalisation, pendant le choc mais également après celui-ci, en autorisant par exemple la comparaison entre la simulation de mesures de mobilités d' un sujet pathologique et les mesures in-vivo effectives. En simulant diverses possibilités de lésions, cette démarche pourrait contribuer à préciser la prévalence d' un mécanisme lésionnel particulier associé à un type de choc donné.

De même, le travail mené au LBM sur la modélisation musculaire et la conception volumique initiale du modèle permettent d' envisager à court terme une prise en compte passive fine puis active des muscles du cou qui constituerait une avancée significative dans le domaine de la modélisation numérique du choc.

Dire que nous aurions aimé prendre part à cette aventure n' est pas un vain mot. La richesse des domaines rencontrés ainsi que ce que nous estimons être la chance de l' ouverture intellectuelle qui nous a été offerte ayant constitué une part importante de notre motivation au cours de ce projet.

Bibliographie

- [1] C. Aprill and N. Bogduk. The prevalence of cervical zygapophyseal joint : A first approximation. *Spine*, 17:744–747, 1992.
- [2] A. I. Avramov, J. M. Cavanaugh, C. A. Ozaktay, T. V. Getchell, and A. I. King. The effects of controlled mechanical loading on group-ii, iii, and iv afferent units from the lumbar facet joint and surrounding tissue. an in vitro study. *J Bone Joint Surg Am*, 74(10):1464–71, 1992. 0021-9355.
- [3] L. Barnsley, S. Lord, and N. Bogduk. Whiplash injury. *Pain*, 58:283–307, 1994.
- [4] L. Barnsley, S. M. Lord, B. J. Wallis, and N. Bogduk. The prevalence of chronic cervical zygapophysial joint pain after whiplash. *Spine*, 20(1):20–5; discussion 26, 1995. 0362-2436.
- [5] E. Becker. Measurement of mass distribution parameters of anatomical segments. *16th Stapp Car Crash Conf*, Paper 720964:160–173, 1972.
- [6] G. Beier, E. Schuller, M. Schuck, C. Ewing, E. Becker, and D. Thomas. Center of gravity and moments of inertia of human heads. *6th Ircobi Conf*, pages 218–228, 1980.
- [7] F. Bendjellal, C. Tarriere, D. Gillet, P. Mack, and F. Guillon. Head and neck responses under high g-level lateral deceleration. *31st Stapp Car Crash Conf*, Paper 872196:29–47, 1987.
- [8] N. Bertholon. Modélisation 3d du cou humain en situation de chocs omnidirectionnels. analyse cinématique et aspects lésionnels. *PhD Thesis*, ENSAM Paris, 1999.
- [9] K.M. Black, P. McClure, and M. Polansky. The influence of different sitting positions on cervical and lumbar posture. *Spine*, 21(65-70), 1996.
- [10] L.J. Blincoe. The economic cost of motor vehicle crashes, 1994. *US Department of transportation, NHTSA, DOT HS 808 425*, 1996.
- [11] D. Bonneau. Le rachis cervical - aide-mémoire d' anatomie à l'attention du laboratoire de biomécanique de l' ensam. *Document interne*, 2003.
- [12] O. Boström, M. Svensson, B. Aldman, H. Hansson, Y. Halan, P. Lövsund, T. Seeman, A. Suneson, A. Säljo, and T. Örtengren. A new neck injury criterion candidate-based on injury findings in the cervical spinal ganglia after experimental neck extension trauma. *Ircobi Conf*, pages 123–136, 1996.
- [13] S. Bourhis. Traumatismes du rachis cervical. *LAB - PSA Peugeot Citroën / RENAULT*, Note technique N° 81/96/LAB, 1996.

- [14] J. M. Cavanaugh, A. el Bohy, W. N. Hardy, T. V. Getchell, M. L. Getchell, and A. I. King. Sensory innervation of soft tissues of the lumbar spine in the rat. *J Orthop Res*, 7(3):378–88, 1989. 0736-0266.
- [15] J. M. Cavanaugh, A. C. Ozaktay, H. T. Yamashita, and A. I. King. Lumbar facet pain: biomechanics, neuroanatomy and neurophysiology. *J Biomech*, 29(9):1117–29, 1996. 0021-9290 Review Review, Tutorial.
- [16] H. Chang, L. Gilbertson, V. Goel, J. Winterbottom, C. Clark, and A. Patwardhan. Dynamic response of the occipito-atlanto-axial (c0-c1-c2) complex in right axial rotation. *J Orthop Res*, 10(3):446–453, 1992.
- [17] J. Chazal, A. Tanguy, M. Bourges, G. Gaurel, G. Escande, M. Guillot, and G. Vanneuville. Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *J Biomech*, 1985.
- [18] C. Clauser, J. McConville, and J. Young. Weight, volume, and center of mass of segments of the human body. *AMRL-TR-69-70*, 1969.
- [19] P. Côté, J.D. Cassidy, K. Yong-Hing, J. Sibley, and J. Loewy. Apophysial joint degeneration, disc degeneration, and sagittal curve of the cervical spine, can they be measured reliably on radiographs. *Spine*, 22:859–864, 1997.
- [20] F. Dauvilliers. Modélisation tridimensionnelle et dynamique du rachis cervical. *PhD Thesis*, ENSAM Paris, 1994.
- [21] B. Deng, P.C. Begeman, K.H. Yang, S. Tashman, and A.I. King. Kinematics of human cadaver cervical spine during low speed rear-end impacts. *44th Stapp Car Crash Conf*, Paper 2000-01-SC13:171–188, 2000.
- [22] A. Dwyer, C. Aprill, and N. Bogduk. Cervical zygapophyseal joint pain patterns. i: A study in normal volunteers. *Spine*, 15(6):453–7, 1990. 0362-2436.
- [23] J. C. Eck, S. D. Hodges, and S. C. Humphreys. Whiplash: a review of a commonly misunderstood injury. *Am J Med*, 110(8):651–6, 2001. 0002-9343 Review Review, Tutorial.
- [24] R. Eppinger, E. Sun, S. Kuppa, and R. Saul. Development of improved injury criteria for the assesement of advanced automotive restraint systems - ii. *US DOT NHTSA*, Supplement, 2000.
- [25] G. Escande, G. Gaurel, J. Chazal, M. Guillot, A. Tanguy, and G. Vanneuville. Eléments de biomécanique vertébrale; éléments de biomécanique du rachis. *63ème congrès de l'association des anatomistes*, pages 82–111, 1980.
- [26] C. Ewing, D. Thomas, G. Beeler, L. Patrick, and D. Gillis. Living human dynamic response to -gx impact acceleration ii - accelerations measured on the head and neck. *13th Stapp Car Crash Conf*, paper 690817:400–415, 1969.
- [27] C. Ewing, D. Thomas, L. Lustick, W. Muzzy III, G. Willems, and P. Majewski. The effect of duration, rate onset, and peak sled acceleration on the dynamic response of the human head and neck. *20th Stapp Car Crash Conf*, Paper 760800: 3–41, 1976.
- [28] D. Foust, D. Chaffin, R. Snyder, and J. Baum. Cervical range of motion and

- dynamic response and strength of cervical muscles. *17th Stapp Car Crash Conf*, Paper 730975 :285–308, 1973.
- [29] M. D. Freeman, A. C. Croft, and A. M. Rossignol. "whiplash associated disorders: redefining whiplash and its management" by the quebec task force. a critical evaluation. *Spine*, 23(9):1043–9, 1998. 0362-2436.
- [30] M. D. Freeman, A. C. Croft, A. M. Rossignol, D. S. Weaver, and M. Reiser. A review and methodologic critique of the literature refuting whiplash syndrome. *Spine*, 24(1):86–96, 1999. 0362-2436 Review Review, Academic.
- [31] Y. Fung. Biomechanics, mechanical properties of living tissues. *Springer-Verlag*, 1981.
- [32] Jr. Garrett, W. E. Muscle strain injuries. *Am J Sports Med*, 24(6 Suppl):S2–8, 1996. 0363-5465 Review Review, Tutorial.
- [33] R. E. Gay. The curve of the cervical spine: variations and significance. *J Manipulative Physiol Ther*, 16(9):591–4, 1993. 0161-4754 Review Review, Tutorial.
- [34] V. Goel, CR. Clark, K. Gallaes, and Y. King Liu. Moment-rotation relationships of the ligamentous occipito-atlanto-axial complex. *J Biomech*, 21(8):673–680, 1988.
- [35] S.J. Guccione and M. Weiss. The reliability of human head/neck force and torque estimation. *39th Stapp Car Crash Conf*, Paper 952720 :173–184, 1995.
- [36] M. N. Hadley, V. K. Sonntag, T. W. Grahm, R. Masferrer, and C. Browner. Axis fractures resulting from motor vehicle accidents. the need for occupant restraints. *Spine*, 11(9):861–4, 1986. 0362-2436.
- [37] P. Halldin, K. Brodin, S. Kleiven, H. Von Holst, L. Jakobsson, and C. Palmertz. Investigation of conditions that affect neck compression-flexion injuries using numerical techniques. *44th Stapp Car Crash Conf*, 2000-01-SC10, 2000.
- [38] T. Hansson, T. Keller, and M. Panjabi. A study of the compressive properties of lumbar vertebral trabeculae: Effects of tissue characteristics. *Spine*, 11(1):56–62, 1987.
- [39] D.D. Harrison. Evaluation of the assumptions used to derive an ideal normal cervical spine model. *J Manip Physiol Ther*, 20(4):246–256, 1997.
- [40] D.D. Harrison, S.O. Harrison, A.C. Croft, D.E. Harrison, and S.J. Troyanovich. Sitting biomechanics part i: review of the literature. *J Manip Physiol Ther*, 22(9):594–609, 1999.
- [41] D.E. Harrison, D.D. Harrison, T. J. Janik, B. Holland, and L. Siskin. Slight head extension: does it change the sagittal cervical curvature? *Eur Spine J*, 10:149–153, 2001.
- [42] C. T. Hasselman, T. M. Best, A. V. Seaber, and Jr. Garrett, W. E. A threshold and continuum of injury during active stretch of rabbit skeletal muscle. *Am J Sports Med*, 23(1):65–73, 1995. 0363-5465.
- [43] R. Haut. Biomechanics of soft tissues. In Springer-Verlag, editor, *Accidental Injury, Biomechanics and Prevention*, pages 224–246. 1993.

- [44] W. Hell, K. Langwieder, and F. Walz. Reported soft tissue neck injuries after rear-end car collisions. *Ircobi Conf*, pages 261–274, 1998.
- [45] D. F. Huelke, J. O’Day, and R. A. Mendelsohn. Cervical injuries suffered in automobile crashes. *J Neurosurg*, 54(3):316–22, 1981. 0022-3085.
- [46] W. Kahle, H. Leonhardt, and W. Platzer. *Anatomie*, volume Tome 1 : appareil locomoteur. Edition française ; Flammarion Médecine-Sciences, 1992.
- [47] D. Kallieris, R. Mattern, E. Miltner, G. Schmidt, and K. Stein. Considerations for a neck injury criterion. *35th Stapp Car Crash Conf*, paper 912916:401–417, 1991.
- [48] D. Kallieris, A. Rizzetti, R. Matten, J. Thunnissen, and M. Philippens. Cervical human spine loads during traumatomechanical investigations. *Ircobi Conf*, pages 89–106, 1996.
- [49] K. Kaneoka, K. Ono, S. Inami, and K. Hayashi. Motion analysis of cervical vertebrae during whiplash loading. *Spine*, 24(8):763–9; discussion 770, 1999. 0362-2436.
- [50] I. Kapandji. Physiologie articulaire. Tome 3: Tronc et rachis(Maloine S.A. éditeur), 1986.
- [51] B. Kelley, J. Lafferty, D. Bowman, and P. Clark. Rhesus monkey intervertebral disk viscoelastic response to shear stress. *J Biomech Eng*, 105:51–54, 1983.
- [52] M. Kleinberger. Application of finite element techniques to the study of cervical spine mechanics. *37th Stapp Car Crash Conf*, paper 933131:261–272, 1993.
- [53] S. Lord, L. Barnsley, B. Wallis, and N. Bogduk. Chronic cervical zygapophysial joint pain after whiplash. *Spine*, 21(15):1737–1745, 1996.
- [54] F. Luan, K. H. Yang, B. Deng, P. C. Begeman, S. Tashman, and A. I. King. Qualitative analysis of neck kinematics during low-speed rear-end impact. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 15(9):649–57, 2000. 0268-0033.
- [55] S. Lubin and J. Sehmer. Are automobile head restraints used effectively? *Can Fam Physician*, 39:1584–8, 1993. 0008-350x.
- [56] P. Lövsund. Neck injuries in rear-end collisions among front and rear seat occupants. *Ircobi Conf*, pages 319–325, 1988.
- [57] G.T. Marzan and H.M. Karara. A computer program for direct linear transformation solution of the colinearity condition, and some application of it. *Symp. on Close-Range Photogrammetric Systems.*, pages 420–476, 1975.
- [58] M. Matsumoto, Y. Fujimura, N. Suzuki, Y. Toyama, and H. Shiga. Cervical curvature in acute whiplash injuries : prospective comparative study with asymptomatic subjects. *Injury*, 29(10):775–8, 1998. 0020-1383.
- [59] N. Maurel. Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical inférieur. *PhD Thesis*, ENSAM, Paris, 1993.
- [60] M.A. Mayoux-Benhamou, M. Wybier, and M. Revel. Strength and cross-sectional area of the dorsal neck muscles. *Ergonomics*, 32(5):513–518, 1989.
- [61] J. McConville, C. Clauser, and J. Cuzzi. Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia. *AFAMRL-TR-80-119*, 1980.

- [62] J. McElhaney and B. Myers. Biomechanical aspects of cervical trauma. In Nahum editors and Melvin, editors, *Accidental injury. Biomechanics and prevention*, pages 331–361. Springer-Verlag, 1994.
- [63] J. McElhaney, J. Paver, H. McCrackin, and M. Maxwell. Cervical spine compression responses. *27th Stapp Car Crash Conf*, Paper 831615:163–177, 1983.
- [64] J. McElhaney, R. Stalnaker, M. Estes, and L. Rose. Strain rate sensitivity of certain biological materials. *NASA Final Report for project N° SC-NsG-553/49-01-001*, 1965.
- [65] H. Mertz, V. Hodgson, M. Thomas, and G. Nyquist. An assessment of compressive neck loads under injury-producing conditions. *The Physician and Sport Medicine*, pages 95–106, 1978.
- [66] H.J. Mertz and L.M Patrick. Strength and response of the human neck. *15th Stapp Car Crash Conf*, pages 207–255, 1971.
- [67] H.J. Mertz, P. Prasad, and A.L. Irwin. Injury risk for children and adults in frontal and rear collisions. *41st Stapp Car Crash Conf.*, 1997.
- [68] D. Mitton, C. Landry, S. Veron, W. Skalli, F. Lavaste, and J. A. De Guise. 3d reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Med Biol Eng Comput*, 38(2):133–9, 2000. 0140-0118.
- [69] S. Moroney. *Mechanical properties and muscle force analyses of the lower cervical spine*. Phd thesis, University of Illinois, 1984.
- [70] S. Moroney, A. Schultz, J. Miller, and Andersson G. Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments. *J Biomech*, 21(9):769–779, 1988.
- [71] B. Myers, J. McElhaney, B. Doherty, J. Paver, and L. Gray. The role of torsion in cervical spine trauma. *Spine*, 16(8):870–874, 1991.
- [72] B. Myers, C. Van Ee, D. Camacho, T. Woolley, and T. Best. On the structural and material properties of mammalian skeletal muscle and its relevance to human cervical impact dynamics. *39th Stapp Car Crash Conf*, Paper 952723:203–214, 1995.
- [73] J. B. Myklebust, F. Pintar, N. Yoganandan, J. F. Cusick, D. Maiman, T. J. Myers, and Jr. Sances, A. Tensile strength of spinal ligaments. *Spine*, 13(5):526–31, 1988. 0362-2436.
- [74] R. Nightingale, J. McElhaney, L. Camacho, M. Kleinberger, B. Winkelstein, and B. Myers. The dynamic responses of the cervical spine: Buckling, end condition, and tolerance in compressive impacts. *41st Stapp Car Crash Conf*, Paper 973344:451–471, 1997.
- [75] R. Nightingale, B. Myers, J. McElhaney, B. Doherty, and W. Richardson. The influence of end condition on human cervical spine injury mechanisms. *35th Stapp Car Crash Conf*, paper 912915:391–399, 1991.
- [76] T. J. Noonan, T. M. Best, A. V. Seaber, and Jr. Garrett, W. E. Identification of a threshold for skeletal muscle injury. *Am J Sports Med*, 22(2):257–61, 1994. 0363-5465.

- [77] G. Nusholtz, L. Di Domenico, Y. Shi, P.J. Eagle, and Z. Ben Aoun. Studies of neck injury criteria based on existing biomechanical test data. *29th Injury Biomechanics Research Workshop*, pages 39–62, 2001.
- [78] G. Nyquist, P. Begman, A. King, and H. Mertz. Correlation of field injuries and gm hybrid iii responses for lap-shoulder belt restraint. *J Biomech Eng*, 102: 109–109, 1980.
- [79] G. Nyquist and A. King. Review of biomechanical impact response and injury in the automotive environment. *Advanced Anthropomorphic Test Device Development Program, Phase 1 Reports: Concept Definition*, Chapter 2: Spine:45–92, 1986.
- [80] National Library of Medicine. Labeled visible human cd. *Research systems, version 2.0*, 1997.
- [81] K. Ono and K. Kaneoka. Motion analysis of human cervical vertebrae during low speed rear impacts by the simulated sled. *Ircobi Conf*, Hannover :223–237, 1997.
- [82] K. Ono, K. Kaneoka, and S. Inami. Influence of seat properties on human cervical vertebral motion and head/neck/torso kinematics during rear-end impacts. *Ircobi Conf*, (303-318), 1998.
- [83] K. Ono, K. Kaneoka, A. Wittek, and J. Kajzer. Cervical injury mechanism based on the analysis of human cervical vertebral motion and head-neck-torso kinematics during low speed rear impacts. *41st Stapp Car Crash Conf.*, Paper 973340 :339–356, 1997.
- [84] K. Ono and M. Kanno. Influences of the physical parameters on the risk to neck injuries in low impact speed rear-end collisions. *Ircobi Conf*, Eindhoven :201–212, 1993.
- [85] D. Otte, T. Pohlemann, and M. Blauth. Significance of soft tissue neck injuries ais 1 in the accident scene and deformation characteristics of cars with delta-v up to 10 km/h. *Ircobi Conf*, pages 265–283, 1997.
- [86] M. Panjabi. Capsular ligament stretches during in-vitro whiplash simulations. *J Spinal Disord*, 11(3) :227–232, 1998.
- [87] M. Panjabi, J. Dvorak, J. Duranceau, I. Yamamoto, M. Gerber, W. Rauschnig, and U. Bueff. Three-dimensional movements of the upper cervical spine. *Spine*, 13(7) :726–730, 1988.
- [88] M. Panjabi, T. Oda, J.J. 3rd Crisco, J. Dvorak, and D. Grob. Articular facets of the human spine quantitative three-dimensional anatomy. *Spine*, 18(10) :1298–1310, 1993.
- [89] M. M. Panjabi, J. J. Crisco, A. Vasavada, T. Oda, J. Cholewicki, K. Nibu, and E. Shin. Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *Spine*, 26(24) :2692–700, 2001. 0362-2436.
- [90] W. Parkhe and H. Sherk. Normal adult anatomy. In The Cervical Spine Research Society, editor, *The cervical Spine (Second Edition)*. Lippincott, 1983.

- [91] R. Pelker, J. Duranceau, and M. Panjabi. Cervical spine stabilization. a three-dimensional, biomechanical evaluation of rotational stability, strength, and failure mechanisms. *Spine*, 16(2):117–122, 1991.
- [92] P. Prasad, A. Kim, and D.P.V. Weerappuli. Biofidelity of anthropomorphic test devices for rear impact. *41st Stapp Car Crash Conf*, Paper 973342:387–415, 1997.
- [93] B. P. Radanov, M. Sturzenegger, and G. Di Stefano. Long-term outcome after whiplash injury. a 2-year follow-up considering features of injury mechanism and somatic, radiologic, and psychosocial findings. *Medicine (Baltimore)*, 74(5):281–97, 1995. 0025-7974 Review Review, Tutorial.
- [94] H. Reynolds, C. Clauser, J. McConville, R. Chandler, and J. Young. Mass distribution properties of the male cadaver. *SAE paper N° 750424*, 1975.
- [95] R. Roaf. A study of the mechanics of spinal injuries. *J Bone Joint Surg Am*, 42B(2):810–823, 1960.
- [96] D. Robbins, L. Schneider, R. Snyder, M. Pflug, and M. Haffner. Seated posture of vehicle occupants. *27th Stapp Car Crash Conf*, Paper 831617:129–224, 1983.
- [97] H. Rouvière and A. Delmas. *Anatomie humaine*, volume 1: Tête et cou. Editions Masson, 1991.
- [98] A. Sances, J. Myklebust, J.F. Cusick, R. Weber, C. Houterman, S.J. Larson, P. Walsh, M. Chilbert, T. Prieto, M. Zyvolosky, C. Ewing, D. Thomas, and B. Saltzberg. Experimental studies of brain and neck injury. *Stapp Car Crash Journal*, Paper 811032:149–194, 1981.
- [99] J. Santini. *Ostéologie du rachis et du crâne*. Masson Editeur, 1981.
- [100] G. Schmidt, D. Kallieris, and A. McIntosh. Cervical spine trauma of restrained occupants in frontal collisions with and without head impact. *Proceedings of 12th world congress of the international association for accident and traffic medicine journal of traffic mdeicine*, Supplement, 20(2):238–242, 1992.
- [101] L. Schneider, D. Foust, B. Bowman, R. Snyder, D. Chaffin, T. Abdelnour, and J. Baum. Biomechanical properties of the human neck in lateral flexion. *19th Stapp Car Crash Conf*, Paper 751156:455–467, 1975.
- [102] G. Siegmund, D. Sanderson, B. Myers, and J.T. Inglis. Rapid neck muscle adaptation alters the head kinematics of aware and unaware subjects undergoing multiple whiplash-like perturbations. *J Biomech*, 36:473–483, 2003.
- [103] G.P. Siegmund and J.R. Brault. The role of cervical muscles in whiplash. In N. Yoganandan and F.A. Pintar, editors, *Frontiers in whiplash trauma: Clinical and biomechanical*, pages 323–348. IOS Press, Amsterdam, 2000.
- [104] G.P. Siegmund, D.J. King, J.M. Lawrence, J.B. Wheeler, J.R. Brault, and T.A. Smith. Head/neck kinematic response of human subjects in low-speed rear-end collisions. *SAE paper N° 973341*, pages 357–385, 1997.
- [105] G.P. Siegmund, B. Myers, M.B. Davis, H.F. Bohnet, and B.A. Winkelstein. Human cervical motion segment flexibility and facet capsular ligament strain under

- combined posterior shear, extension and axial compression. *Stapp Car Crash Journal*, 44(2000-01-SC12):159–170, 2000.
- [106] W. O. Spitzer, M. L. Skovron, L. R. Salmi, J. D. Cassidy, J. Duranceau, S. Suissa, and E. Zeiss. Scientific monograph of the quebec task force on whiplash-associated disorders: redefining "whiplash" and its management. *Spine*, 20(8 Suppl):1S–73S, 1995. 0362-2436 Review Review, Academic.
- [107] B. D. Stemper, N. Yoganandan, and F. A. Pintar. Intervertebral rotations as a function of rear impact loading. *Biomed Sci Instrum*, 38:227–31, 2002. 0067-8856.
- [108] M. Svensson, B. Aldman, H. Hansson, P. Lövsund, T. Seeman, A. Suneson, and T. Örtengren. Pressure effects in the spinal canal during whiplash extension motion: A possible cause of injury to the cervical spinal ganglia. *Ircobi Conf*, pages 189–200, 1993.
- [109] L. Swartzman, R. Teasell, A. Shapiro, and A. Mc Dermid. The effect of litigation status on adjustment to whiplash injury. *Spine*, 21(1):53–58, 1996.
- [110] T. Szabo and J. Whelcher. Human subject kinematics and electromyographic activity during low speed rear impacts. *40th Stapp Car Crash Conf*, Paper 962432:295–315, 1996.
- [111] T. Takeshima, S. Omokawa, T. Takaoka, M. Araki, Y. Ueda, and Y. Takakura. Sagittal alignment of cervical flexion and extension: lateral radiographic analysis. *Spine*, 27(15):E348–55, 2002. 1528-1159.
- [112] J. Taylor. Cervical spinal injuries in fatal motor vehicle trauma. *Proceedings of the Biomechanics of neck injury seminar, IEAust*, 1995.
- [113] F. Trochu. A contour program based on dual kriging interpolation. *Engineering with computers*, 9:160–177, 1993.
- [114] C. Van Ee, A. Chasse, and B. Myers. The effect of postmortem time and freezer storage on the mechanical properties of skeletal muscle. *42nd Stapp Car Crash Conf*, paper 983155:169–178, 1998.
- [115] C.A. Van Ee, R.W. Nightingale, D. Camacho, V.C. Chancey, K.E. Knaub, E.A. Sun, and B.S. Myers. Tensile properties of the human muscular and ligamentous cervical spine. *44th Stapp Car Crash Conf*, Paper 2000-01-SC07:85–102, 2000.
- [116] S. Véron. *Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical supérieur*. Thèse de mécanique, ENSAM, 1997.
- [117] L. Walker, E. Harris, and U. Pontius. Mass, volume, center of mass, and mass moment of inertia of head and head and neck of human body. *17th Stapp Car Crash Conf*, Paper 730985:525–537, 1973.
- [118] B. Watier. Etude expérimentale du rachis cervical: comportement mécanique in vitro et cinématique in vivo. *PhD Thesis*, ENSAM Paris, 1997.
- [119] N. Wen, F. Lavaste, J. Santin, and J. Lassau. Three-dimensional biomechanical properties of the human cervical spine in vitro. *Eur Spine J*, 2:2–11, 1993.
- [120] J. Wheeler, T. Smith, G. Siegmund, J. Brault, and D. King. Validation of

- the neck injury criterion (nic) using kinematic and clinical results from human subjects in rear-end collisions. *Ircobi Conf*, pages 335–348, 1998.
- [121] A. White and M. Panjabi. *Clinical biomechanics of the spine*. Lippincott, second edition edition, 1990.
- [122] B. A. Winkelstein, R. E. McLendon, A. Barbir, and B. S. Myers. An anatomical investigation of the human cervical facet capsule, quantifying muscle insertion area. *J Anat*, 198(Pt 4):455–61, 2001. 0021-8782.
- [123] B.A. Winkelstein, R.W. Nightingale, W.J. Richardson, and B.S. Myers. Cervical facet joint mechanics: its application to whiplash injury. *43rd Stapp Crash Conf*, Paper 99SC15:243–252, 1999.
- [124] J. Wismans, M. Philippens, E. Van Oorchot, D. Kallieris, and R. Matten. Comparison of human volunteer and cadaver head-neck response in frontal flexion. *31st Stapp Car Crash Conf*, Paper 872194:1–13, 1987.
- [125] G. Yamaguchi, A. Sawa, D. Moran, M. Fessler, and J. Winters. A survey of musculotendon actuator parameters. In J.M. Winters and S.L. Voo, editors, *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and movement Organization*. Springer-Verlag, New-York, 1990.
- [126] K.H. Yang, P.C. Begman, M. Muser, P. Niederer, and F. Walz. On the role of cervical facet joints in rear-end impact neck injury mechanisms. *SAE paper N° 970497*, pages 127–129, 1997.
- [127] N. Yoganandan, M. Haffner, D. Maiman, H. Nichols, F. Pintar, J. Jentzen, S. Weinshel, S. Larson, and A. Sances. Epidemiology and injury biomechanics of motor vehicle related trauma to the human spine. *33rd Stapp Car Crash Conf*, paper 892438:223–242, 1989.
- [128] N. Yoganandan, S. Kumaresan, and F. A. Pintar. Biomechanics of the cervical spine part 2. cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16(1):1–27, 2001. 0268-0033 Review Review, Tutorial.
- [129] N. Yoganandan, F. Pintar, J. Butler, J. Reinartz, Jr. Sances, A., and S. J. Larson. Dynamic response of human cervical spine ligaments. *Spine*, 14(10):1102–10, 1989. 0362-2436.
- [130] N. Yoganandan, F. Pintar, S. Kumaresan, and A. Elhagediab. Biomechanical assessment of human cervical spine ligaments. *42nd Stapp Car Crash Conf*, paper 983159:223–236, 1998.
- [131] N. Yoganandan, F. A. Pintar, and J. F. Cusick. Biomechanical analyses of whiplash injuries using an experimental model. *Accid Anal Prev*, 34(5):663–71, 2002. 0001-4575.
- [132] N. Yoganandan, F. A. Pintar, and M. Klienberger. Cervical spine vertebral and facet joint kinematics under whiplash. *J Biomech Eng*, 120(2):305–7, 1998. 0148-0731.
- [133] N. Yoganandan, F. A. Pintar, D. J. Maiman, J. F. Cusick, Jr. Sances, A., and

- P. R. Walsh. Human head-neck biomechanics under axial tension. *Med Eng Phys*, 18(4):289–94, 1996. 1350-4533.
- [134] N. Yoganandan, F.A. Pintar, B. D. Stemper, M.B. Schlick, M. Philippens, and J. Wismans. Biomechanics of human occupants in simulated rear crashes: documentation of neck injuries and comparison of injury criteria. *44th Stapp Car Crash Conf*, Paper 2000-01-SC14:189–204, 2000.
- [135] F. E. Zajac. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit Rev Biomed Eng*, 17(4):359–411, 1989.

**CONTRIBUTION A L' ETUDE DU COMPORTEMENT DU RACHIS
CERVICAL SOUMIS A UN CHOC**

ANNEXES

Table des matières

1 Tolérances lésionnelles	3
---------------------------	---

Les résultats suivants présentent une synthèse de notre étude bibliographique concernant les tolérances à la rupture pour différents segments ou tissus du cou.

1

Tolérances lésionnelles

Rupture (Point C) pour le RCS

Niveau	Ligament	Force (N)	Allongement (mm)	Energie (N.m)	Raideur (N/mm)
C0-C1	CA (les deux)	320 (129)	9,9 (8,4)	2,03 (1)	32,6 (28)
C0-C1	MAOAnt(1)	232 (23)	18,9 (2,7)	2,44 (0,63)	16,9 (3,2)
C0-C1	MAOPost(1)	83 (17)	18,1 (2,7)	0,87 (0,21)	5,7 (0,4)
C1-C2	LCA	263 (152)	11,8 (7)	2,07 (1,81)	24 (11,7)
C1-C2	CA (les deux)	314 (143)	9,3 (4,5)	2,55 (2,55)	32,3 (23,5)
C1-C2	LJ	111 (85)	9,6 (4,3)	0,58 (0,47)	11,6 (11)
C0-C2	MT(2)	76 (44)	11,9 (2,5)	0,53 (0,31)	7,1 (2,3)
C0-C2	L.Apical(3)	214 (115)	8 (5,3)	1,56 (1,53)	28,6 (29)
C0-C2	L.Alaire(3)	357 (220)	14,1 (7,2)	2,72 (1,77)	21,2 (15,7)
C0-C2	L.Croisé(3)	436 (69)	12,5 (4,9)	4,29 (2,98)	19 (0,2)
Niveau	Ligament	Contrainte (Mpa)	Déformation (mm)	Energie (N.m)	Raideur (N/mm)
C2-C5	LCA	8,36 (1,76)	30,8 (5)	0,61 (0,25)	16 (2,7)
	LCP	6,29 (2,28)	18,2 (3,2)	0,21 (0,1)	25,4 (7,2)
	LJ	2,64 (0,79)	77 (12,9)	0,49 (0,17)	25 (7)
	LIE	2,97 (0,76)	60,9 (11,2)	0,13 (0,03)	7,74 (1,6)
	CA (les deux)	5,67 (1,47)	148 (28,5)	1,49 (0,54)	33,6 (5,5)
C5-T1	LCA	12 (1,41)	35,4 (5,9)	0,54 (0,13)	17,9 (3,4)
	LCP	12,8 (3,38)	34,1 (8,8)	0,4 (0,11)	23 (2,4)
	LJ	2,64 (0,34)	88,4 (13,1)	0,91 (0,22)	21,6 (3,7)
	LIE	2,88 (0,74)	68,1 (13,8)	0,18 (0,06)	6,4 (0,7)
	CA (les deux)	7,36 (1,27)	116 (19,6)	1,5 (0,37)	36,9 (6,1)

(1)Membrane atlanto-occipitale, (2)Membrane tectoriale, (3)Portion verticale

FIG. 1.1 – Ligaments : Données à la rupture des ligaments du rachis cervical supérieur

Ligaments : Synthèse des limites lésionnelles

Auteur	Intertrans	LCP®	LJ®	LJ	LCA®	LCA	Dynamique	Population	Commentaire
Chazal 85	51	20,8	15,2		10,6			NC	Mpa
	95	185	414		416			1 pour LCA®, 3 pour LCP®	Force (N)
	51	19	17	15	11			9 pour LCA, 11 pour LCP, 7 pour LJ	Contrainte (Mpa)
	1,5	2,4	3,8	2,9	2,4	5,3		14 pour LI/SE	Elongation (mm)
	0,17	0,5	0,45	0,21	0,4	0,58		2 pour Intertransversaire	Déformation (%)
Myklebust 88		84	86		207		10 mm/s	C2C3 (41 rachis)	Force (N) - Attention : pour deux capsules
		9,6	5,8		8,7				Elongation (mm)
		82	75		47		10 mm/s	C3C4	Force(N)
		7,4	3,7		4,2				Elongation (mm)
		47	56		47		10 mm/s	C4C5	Force(N)
		3,4	12,8		4,8				Elongation (mm)
		85	89		89		10 mm/s	C5C6	Force(N)
		4,8	8		5				Elongation (mm)
		102	160		176		10 mm/s	C6C7	Force(N)
		5	7,7		13,7				Elongation (mm)
Yoganandan 89		95	221		97		10 mm/s	C7T1	Force(N)
		6,4	9,9		7,6				Elongation (mm)
			130,6 (7,5)			120,6 (7,5)	8,89 mm/s		Force(N)\(elongation(mm))
			118,2 (5,6)			122,4 (5,5)	25 mm/s		
			181,5 (6,3)			166,4 (6,4)	250 mm/s		
Yoganandan 98			335,1 (7,9)			349,5 (6,3)	2500 mm/s		
		27,7	101,7		32,1			4 de chaque en moyenne	Déformation (%), de C2 à C5 (pour deux capsules)
	28,1	88,2		36,9			4 de chaque en moyenne	Déformation (%), de C5 à T1(pour deux capsules)	

FIG. 1.2 – Ligaments : Synthèse des tolérances lésionnelles de la littérature

Ligaments : Synthèse des limites lésionnelles

Auteur	LIE©	LIE	LES	CA©	CA	Dynamique	Population	Commentaire
Chazal 85		8,71	8,71				NC	Mpa
		183	183				1 pour LCA©, 3 pour LCP©	Force (N)
		9	9				9 pour LCA, 11 pour LCP, 7 pour LJ	Contrainte (Mpa)
		4,2	4,2				14 pour LI/SE	Elongation (mm)
Myklebust 88		0,38	0,38				2 pour Intertransversaire	Déformation (%)
	37			211		10 mm/s	C2C3 (41 rachis)	Force (N) - Attention : pour deux capsules
	7			8,9				Elongation (mm)
	33			224		10 mm/s	C3C4	Force(N)
	6,6			8,7				Elongation (mm)
	26			170		10 mm/s	C4C5	Force(N)
	6,9			9,1				Elongation (mm)
	33			144		10 mm/s	C5C6	Force(N)
	5,5			8,7				Elongation (mm)
	31			277		10 mm/s	C6C7	Force(N)
Pintar 92	9,2			10				Elongation (mm)
	45			264		10 mm/s	C7T1	Force(N)
	8,7			6,8				Elongation (mm)
				47,9 (90,4)			Lombaire	Déformation min(max) à la rupture

Ligaments : Synthèse des limites lésionnelles

Auteur	LIE©	CA©	Dynamique	Population	Commentaire
Siegmund 00		94 (31)	0.01 mm/s	7 UF C3C4 et 6 C5C6	Sollicitation en cisaillement post. Jusqu'à rupture : Effort (N)
		8,1 (1,5)	0.01 mm/s	7 UF C3C4 et 6 C5C6	Déplacement (mm)
		94 (85)	0.01 mm/s	7 UF C3C4 et 6 C5C6	Déformation principale critique (%)
		45 (21)	0.01 mm/s	7 UF C3C4 et 6 C5C6	Cisaillement subcritique (N)
		4,8 (2,2)	0.01 mm/s	7 UF C3C4 et 6 C5C6	Déplacement subcritique (mm)
Yoganandan 98	65,3	142,1	0.01 mm/s	7 UF C3C4 et 6 C5C6	Déformation principale subcritique
	67,9	143,6		4 de chaque en moyenne	Déformation (%), de C2 à C5 (pour deux capsules)
Winkelstein 99		66,8 (77)	0,0083 mm/s	12 capsules C3C4 et C5C6	Déformation (%), de C5 à T1 (pour deux capsules)
		67,03 (26)	100 mm/s	8 capsules C3C4 et C5C6	Déformation subcritique
		108,8 (82,8)	0,0083 mm/s	12 capsules C3C4 et C5C6	Déformation critique
		118,1 (103)	100 mm/s	8 capsules C3C4 et C5C6	Déformation critique
		84,2 (36,6)	0,0083 mm/s	12 capsules C3C4 et C5C6	Force subcritique (N)
		136,3 (60,3)	100 mm/s	8 capsules C3C4 et C5C6	Force critique
		5,81 (0,98)	0,0083 mm/s	12 capsules C3C4 et C5C6	Déplacement (mm)
		5,76 (1,45)	100 mm/s	8 capsules C3C4 et C5C6	Déplacement
		0,22 (0,01)	0,0083 mm/s	12 capsules C3C4 et C5C6	Energie (J)
		0,36 (0,04)	100 mm/s	8 capsules C3C4 et C5C6	Energie (J)
		19,6 (11,9)	0,0083 mm/s	12 capsules C3C4 et C5C6	Raideur (N/mm)
Yoganandan 01		35,4 (14,8)	100 mm/s	8 capsules C3C4 et C5C6	Raideur (N/mm)
		5,67 (1,47)			C2C5 : Contrainte (Mpa)
		148 (28,5)			C2C5 : Déformation (%)
		7,36 (1,27)			C5T1 : Contrainte
		116 (19,6)			C5T1 : Déformation (%)

FIG. 1.4 – Ligaments : Synthèse des tolérances lésionnelles de la littérature (suite)

McElhaney 1983						
Segment	Vitesse (cm/s)	Effort à rupture (N)	Deflection max (cm)	Energie de déformation (N.cm)	Mode de rupture	Commentaire
C0-T2	50	3560	3	7470	Jefferson	Fracture de l'arc post
C0-T1	50	5340	3	12800	Compression C5	Rupture en flambement (extension) quand le disque cède
C0-T2	50	4860	3	10300	Compression C4/C5	
C0-T1	50	4190	3	7920	Jefferson	
C0-T1	50	4720	3	9340	Fracture avant C5	Fracture à l'avant du corps
C0-C7	54	5010	2,9	7950	Fracture C2	
C3-C7	57	6040	2,7	10900	Fracture avant C6	
C0-T1	84	1930	4	4480	Rupture en extension	
C0-C6	55	3120	3	5740	Jefferson	
C0-C6	56	960	2,9	1800	Jefferson	
C0-C6	45	5270	2,5	8550	Fracture C1/C2	
C0-C7	92	4060	4,5	12300	Fracture C2	
C3-C7	77	6840	3,5	15500	Burst C4 et Fracture avant C4/C5	Le corps vertébral éclate en plusieurs gros fragments
C2-T2	88	5470	4,4	15600	Burst C3/C4/C5	
C0-C6	87	3000	2,8	5550	Burst C3/C6	

Conclusion : Mode de rupture dépendant de la vitesse de déformation

FIG. 1.5 – Tolérances lésionnelles du rachis cervical en compression

Nightingale 1991						
Spécimen	CL	Compression maxi (N)	Déflexion axiale (cm)	Energie à la rupture (N.m)	Lésion	
A	Libre	365	5.8	4.2	Aucune	
B		367	10.2	5	Aucune	
C		240	10.8	6.1	Aucune	
D		343	8.2	21	Aucune	
E		169	8.6	9.9	Aucune	
F		250	8.2	17.8	Aucune	
Moyenne		289	8,633333333	10,66666667		
G	Rot. Constraint	3590	3.6	14.6	BFD C5C6	
H		2950	3.3	46.9	BFD C6C7	
I		1130	2.9	20.7	BFD C7T1	
J		1110	2.3	11.7	BFD C7T1	
K		600	1.5	4.8	BFD C7T1	
L		930	3.9	11.9	BFD C7T1	
Moyenne		1718,333333	2,916666667	18,43333333		
M	Full constraint	5340	2.5	85.5	comp C2	
N		4060	1.2	21.3	comp C3	
O		6840	1.2	42	wedge C4 & C5	
P		4700	1.2	32.9	comp C4 & C5	
Q		3000	1.7	26.1	comp C3 & C6	
R		4940	1.1	21.5	wedge C4	
Moyenne		4813,333333	1,483333333	38,21666667		

FIG. 1.6 – Tolérances lésionnelles du rachis cervical en compression (suite)

Pintar(a) 1995						
Spécimen	Raideur (N/mm)	Effort (N)	Déplacement (mm)	Mécanisme lésionnel	Gravité	Lésion
Flexion initiale-excentration (cm)	0.5	6431	19.6	E	modéré	LCA en C3C4 déchiré et fracture en avulsion du corps de C3
	0.5	3445	19.7	F	grave	Dislocation C2C3 et rupture ligamentaire
	0.5	4580	17.7	C	modéré	Fracture antérieure du corps de C4
	0.5	2691	21.5	F	mineur	Compression légère du corps de C7
	0.5	3699	16.5	C	grave	burst de C4 et rupture des ligaments postérieurs en C3C4
	1	251	24.8	C	grave	burst de C5 et rupture des ligaments postérieurs en C5C6
	2	2707	14.8	F	modéré	Ligaments postérieurs déchirés en C7T1
	2.5	2884	13.9	F	mineur	Déchirure lu LI en C6C7
	3	282	20.9	F	modéré	Ligaments postérieurs déchirés en C6C7
Droit						
	0	957	12.6	C	mineur	Fracture verticale du corps de C3
	0	168	15	C	grave	Fracture wedge de C4, en compression de C2 et C3
	0	619	18.8	C	modéré	Fracture wedge de C6
	0	897	22.3	C	modéré	Fracture verticale du corps de C3 et des lames
	0	1222	17.5	C	mineur	Chip fracture du corps de C3
	0	735	16.5	C	modéré	Fracture en compression de C4 et C7
	0	515	17.4	C	grave	burst de C5
	0	453	14.5	C	modéré	Fracture en compression de C5
Extension initiale-excentration (cm)						
	-0.5	1183	16.4	C	mineur	Fracture vertical du corps de C3
	-0.5	4799	19	E	modéré	Déchirure LCA en C3C4 ; Fracture des épineuses en C4C5
	-0.5	1341	19.6	E	modéré	Déchirure LCA en C6C7 ; Fracture des lames en C6C7

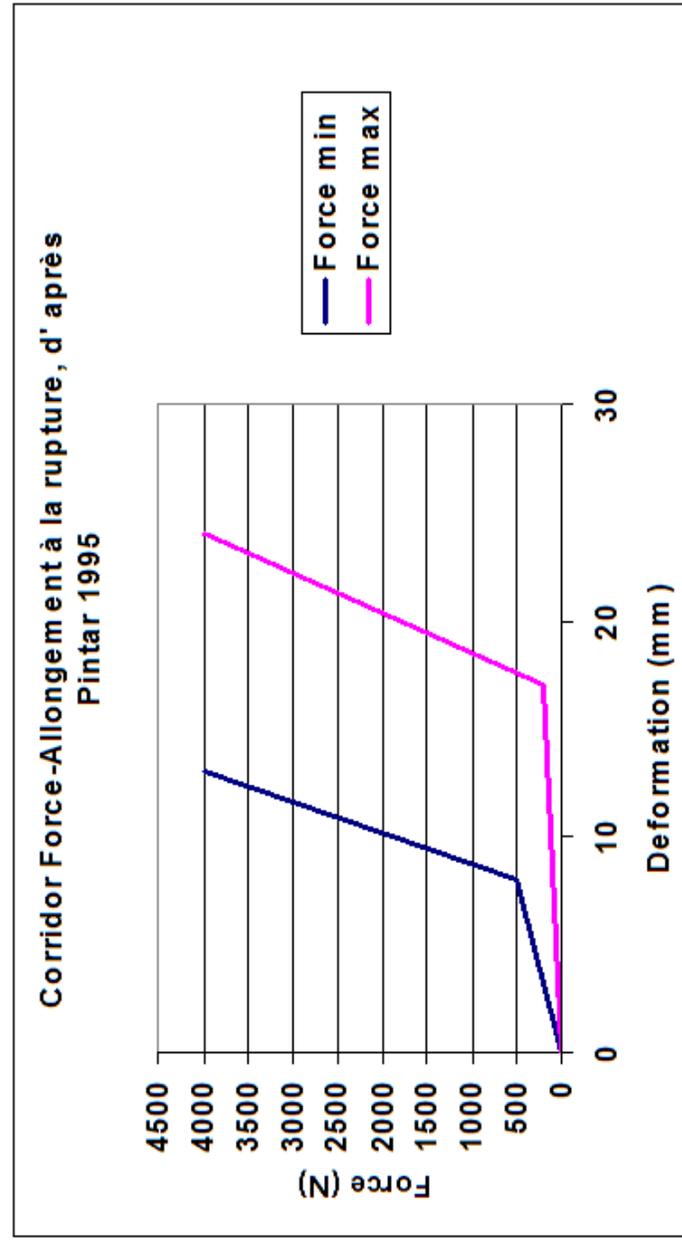


FIG. 1.8 – Corridors lésionnels du rachis cervical en compression, d'après (Pintar 1995)

Sances 81						
Essais de rupture en traction sur rachis cervical déchargé et moelles épinières						
Niveau	Effort à rupture (N)	Dpt. Machine (cm)	Vitesse de chargement	Age	Poids (kg)	Lésion
C0C7	1446	1,14	0,13 cm/min	50	77,1	Plateaux vertébraux C5-C6 en commençant par l'AV puis l'AR
C0C3	1312	1,1	0,13 cm/min	id	id	Plateaux vertébraux C1-C2 en commençant par l'AV puis l'AR
C0C7	1779	2,67	0,13 cm/min	36	52,2	Fracture circulaire du crâne
C0T1	1940	3	0,13 cm/min	61	70	Fracture de C7
C0C5	(2688)*		100 cm/sec	id	id	Dysfonctionnement de la machine : essai non lésionnel

Van Ee 2000			
Rupture en traction sur UF			
Niveau	Effort (N)	Lésion	
C6C7	1678	Désarticulation après déchirure du système ligamentaire	
C6C7	2127	Désarticulation après déchirure du système ligamentaire	
C6C7	1790	Désarticulation après déchirure du système ligamentaire	
C6C7	1884	Désarticulation après déchirure du système ligamentaire	
C6C7	1857	Désarticulation après déchirure du système ligamentaire	
C6C7	1341	Désarticulation après déchirure du système ligamentaire	
Moyenne C6C7	1780 (260)		
C4C5	1711	Désarticulation après déchirure du système ligamentaire	
C4C5	1527	Désarticulation après déchirure du système ligamentaire	
C4C5	1944	Désarticulation après déchirure du système ligamentaire	
C4C5	2038	Désarticulation après déchirure du système ligamentaire	
C4C5	1630	Désarticulation après déchirure du système ligamentaire	
Moyenne C4C5	1770 (210)		
C0C2	2545	Dent type II	
C0C2	2172	Dislocation C0C1	
C0C2	2338	Dislocation C0C1	
C0C2	2103	Point d'ancrage	
C0C2	2833	Dislocation C1C2	
C0C2	2384	Point d'ancrage	
Moyenne C0C2	2400 (270)		

FIG. 1.9 – Tolérances lésionnelles du rachis cervical en traction

Yoganandan 2001					
Traction					
Niveau	Force (N)	Allongement (mm)	Energie (J)	Raideur (N/mm)	
C2C3	636	11,4	3,7		63,5
C3C4	636	12,1	4,41		69,8
C4C5	571	9,3	5,5		66,8
C5C6	391	12,7	2,64		22
C6C7	505	10	3,32		69
C7T1	535	11,3	3,28		82,2
Moyenne	545,6666667	11,13333333	3,808333333		62,21666667
Compression					
C2C3	602	1,4	0,31		637,5
C3C4	683	1,5	0,33		765,3
C4C5	777	1,6	0,4		784,6
C5C6	664	1,6	0,33		800,2
C6C7	673	1,7	0,34		829,7
C7T1	910	1,6	0,48		973,6
Moyenne	718,1666667	1,566666667	0,365		798,4833333

FIG. 1.10 – Tolérances lésionnelles des UF en traction/compression

Yamada 1970				
	20 à 39 ans	40 à 59 ans	60 à 79 ans	Moyenne
Traction (N)				
Vertèbre cervicale	1120	890		967
Vertèbre thoracique	1690	1310		1437
Disque cervical	1030	780		863
Disque thoracique	1390	1040		1157
Compression (N)	20 à 39 ans	40 à 59 ans	60 à 79 ans	
Vertèbre cervicale	4090	3300	1860	3083
Vertèbre thoracique	3620	3130	2310	3020
Disque cervical		3130		3130
Disque thoracique		4400		4400
Torsion axiale (N)	20 à 39 ans	40 à 69 ans		
Vertèbre thoracique	5,9	4,7		5,18
Disque cervical	5,5	4,7		5,02
Disque thoracique	8,5	8		8,2

FIG. 1.11 – Tolérances lésionnelles en traction/compression (suite)

Rupture en Compression : Synthèse (Efforts en N)

Auteur	Rachis complet	RCS	C3-C5	C6-T1	Population	Age	Sexe	Commentaire
Bauze & Ardran 78	1320-1420							Dislocation en flexion
McElhaney 83	4200 6117				Moyenne 8 RC Moyenne 3 RCI			+Essais singe Rhesus pour validation de non-dégradation due à l'embaumement
Nightingale 97	2243 (572) 1593 et 3509				12	62	M	Effort lésionnel au niveau de T1 (N) et écart type - Homme Mini et maxi
	1061 (273) 793 et 1440				4	58	F	Effort lésionnel au niveau de T1 (N) et écart type - Homme Mini et maxi
Nuckley 02		5000	5500	4000				FSU babouins, 1m/s
Pintar 89	2484 et 1355 1719				2 1	66 66		Effort moy/min ; Mécanisme lésionnel : compression/flexion Compression pure
	2347 et 2232				4	66		Compression/extension
Pintar 95	2854 (351) 2545 et 3445				5 (2.5 à 8 m/s)	62 62		Compression flexion : Effort moyen (N) et écart type Compression flexion : Mini et maxi
	3329 (1385) 744 et 5179				12 (2.5 à 8 m/s)	62 62		Compression pure : Effort moyen (N) et écart type Compression pure : Mini et maxi
	4190 (2599) 1341 et 6431				3 (2.5 à 8 m/s)	62 62		Compression extension : Effort moyen (N) et écart type Compression extension : Mini et maxi
	3339 (1423) 744 et 6431					62 62		Compression : Moyenne et moyenne de l'écart type Moyenne des mini et maxi
Sances 82	645 1780-4450							Flexion/compression dynamique

Rupture en Compression : Synthèse (Efforts en N)

Auteur	Vertèbre	Vertèbre thoracique	Disque	Disque thoracique	Autre	Commentaire
Maurel 93					1,37-1,86 Mpa	Os spongieux
Messerer 1880	1470-2160					in McElhanev 83
Moroney 88			74			
Roaf 60	6230		7120			Vertèbre fraîche
White 90				1800	1,55-4,6 MPa	Os spongieux
Yamada 70 (in Nyquist 86)	4090					Thoracique et lombaire
	3300					20 à 39 ans
	1860					40 à 59 ans
			3130			60 à 79 ans
		3620				40 à 59 ans
		3130				20 à 39 ans
		2310				40 à 59 ans
				4400		60 à 79 ans
Yoganandan 01			720			40 à 59 ans
			1,57			Force (N)
						Allongement (mm)

FIG. 1.13 – Compression : Synthèse des tolérances lésionnelles de la littérature (suite)

Rupture en traction : Synthèse (Efforts en N)							
Auteur	Cou	Rachis complet	RCS	C3-C5	C6-T1	Population	Commentaire
Hilker 02			3396	2350	1414	UF caprines	
Mertz 67	1130					1 humain	Essai sans lésion
Mertz 00	1100						Muscles du cou complètement sollicités
Nyquist 80	3300						FMVSS208
Sances 81		1722	1312			3 rachis déchamés	C0C3 pour le RCS
Shea 92	499	(2688)*					Essai C0C5 à 100 cm/s : pas de lésion survenue à cette valeur
Van Ee 00			2400 (270)	1770 (210)*	1780 (260)*		Essai effectué avec 30 ° d'extension
Yoganandan 96	4160						C4C5* et C6C7*
						3	Modèle complet avec muscles activés : les lésions apparaissent au niveau du RCS
						20	Moëlle : Effort (N) et écart type
		1555 (459)				4	Effort (N) et écart type
	3373 (464)						Rachis déchamés : arrachement/fractures en C6-C7
Pintar 00			2642 (468,5)	1967 (267,4)	1299 (339,3)	UF caprines	Fractures en C0-C2
							C3C4 et C7T1, 4 et 3 respectivement

FIG. 1.14 – Traction : Synthèse des tolérances lésionnelles de la littérature

Rupture en traction : Synthèse (Efforts en N)							
Auteur	Vertèbre	Vertèbre thoracique	Disque	Disque thoracique	Autre	Population	Commentaire
Maurel 93					1, 18		Os spongieux (Mpa)
White 90				1800			Thoracique et lombaire
Yamada 70 (in Nyquist 86)	1120						20 à 39 ans
	890						40 à 79 ans
			1030				20 à 39 ans
			780				40 à 79 ans
		1690					20 à 39 ans
		1310					40 à 79 ans
				1390			20 à 39 ans
				1040			40 à 79 ans
Yoganandan 96					278 (90)	3	Moelle : Effort (N) et écart type
				569 (54)		20	Effort (N) et écart type
						4	Rachis déchamés : arrachement/fractures en C6-C7
							Fractures en C0-C2
Yoganandan 01							C2-C5 (N) (Min ; Max)
				614 (571 ; 636)			C5-T1 (N) (Min ; Max)
				477 (391 ; 535)			Idem en allongement (mm)
				10.9 (9.3 ; 12.1)			Idem en allongement (mm)
				11.3 (10 ; 12.7)			

FIG. 1.15 – Traction : Synthèse des tolérances lésionnelles de la littérature (suite)

Rupture en cisaillement : Synthèse (Effort en N)

Auteur	Rachis complet	RCS	Disque	Disque thoracique	Dynamique	Commentaire
Fielding 74		690-1770			X	Fracture odontoïde
		1120-1770			X	Rupture Ligament transverse
Nyquist 80	3000					FMVSS208
Moroney 88			20			
White 90				150		Thoracique et lombaire

Limites lésionnelles en flexion : Synthèse (Moment en N.m)

Auteur	C3-C5	C6-T1	Commentaire
Shea 91	7 (3,2)		Moment moy et écart type sur une flexion de 30° sur FSU
	4,2 et 11,6		Mini et maxi
		12,5 (0,5)	Moment moy et écart type sur une flexion de 30° sur FSU
		12,0 et 12,8	Mini et maxi

Limites lésionnelles en extension : Synthèse (Moment en N.m)

Auteur	Cou	Rachis complet	RCI	C3-C5	Population	Commentaire
Mertz 71	43,7					
Mertz 00	23,7					Muscles du cou complètement sollicités
Moroney 88			5,8 (3,9)		5 UF RCI	Valeur moyenne (N.m) et écart type
Shea 92		4				Extension + traction (500 N) --> lésion du LCA et disque en C5-T1
Siegmund 00				1,15 (0,12)		Calculé au niveau du disque sur un essai de cisaillement : pas de lésion

FIG. 1.16 – Synthèse des tolérances lésionnelles en Cisaillement, Flexion et Extension

Limites lésionnelles en rotation : Synthèse (Moment en N.m)

Auteur	Rachis complet	RCS	RCI	Vertèbre thoracique	Disque	Disque thoracique	Dynamique	Population	Commentaire
Goel 90		13,6 (4,5) 8,8 et 21,1					4°/s	10 déchamés	Luxations articulaires bilatérales en rotation de C1-C2 Moments mini et maxi à la rupture
Moroney 88		68,1 (13,1)			1,8				Rotation moyenne (°) et écart type à la rupture
Myers 91	17,7 (5,13) 12,46 et 25,65						500 °/s	6 déchamés	Luxations bilatérales des facettes de C1-C2 (tous les cas) Mini et maxi
Yamada 70 (in Nyquist 86)			21,03 (5,40) 16,86 et 29,72	5,9 4,7				Les mêmes, après Mini et maxi	Luxations unilatérales de C4-C6 et lésions ligamentaires Mini et maxi
									20 à 39 ans
						8,5			40 à 69 ans
						8			20 à 39 ans
					5,5				40 à 69 ans
					4,7				20 à 39 ans
Chang 92		14,3 (1,4) 67,8 (8,8) 27,8 (8,9) 77,7 (7,5) 23,2 (7,8) 64,7 (10,9)					50°/s	4	Moment moyen (N.m) et écart type
							100°/s	6	Rotation moyenne (°) et écart type à la rupture
							400°/s	5	

FIG. 1.17 – Synthèse des tolérances lésionnelles en Torsion axiale

Résumé

CONTRIBUTION A L'ETUDE DU COMPORTEMENT DU RACHIS CERVICAL SOU MIS A UN CHOC

Dans les accidents de la route, les lésions cervicales représentent 15% des lésions traumatiques graves et plus de 50% des demandes de remboursements. Les mécanismes lésionnels associés sont encore mal connus, et médecins et assureurs sont demandeurs de critères quantifiant les lésions de type whiplash. Le but de cette étude est de contribuer à l'amélioration de modèles Eléments-Finis permettant d'explorer les mécanismes lésionnels survenant lors de ces sollicitations. A cet effet des mécanismes lésionnels probables ont été identifiés et comparés aux résultats de simulations numériques. L'influence de paramètres extrinsèques et intrinsèques sur le risque lésionnel associé a été évaluée, permettant de mettre en relief l'intérêt d'une étude de critères locaux dans ce contexte. En particulier, l'étude de l'influence de la morphologie a été accompagnée d'une évolution des modèles vers la personnalisation, basée sur la reconstruction géométrique d'un sujet à partir de stéréoradiographies.

Mots-Clés : Cou, Rachis Cervical, Risque Lésionnel, Choc, Whiplash, Modèle, Méthode des Eléments-Finis.

Abstract

CONTRIBUTION TO THE STUDY OF THE BEHAVIOUR OF THE CERVICAL SPINE SUBMITTED TO IMPACT

Injuries at the cervical level are often related with motor accidents, where they represent 15% of severe injuries and more than 50% of compensation claims. The associated injury mechanisms are not yet fully understood, and clinicians as well as insurers are in need of criteria to allow a better assessment of impact injuries, in particular for which concerns whiplash. Our aim is to explore injury mechanisms that occur during this last kind of impact, in improving and developing Finite-Element models of the human head/neck complex. This was performed by identifying possible mechanisms of injury, which were compared to simulation results. Then, the influence of extrinsic and intrinsic parameters on injury risk was taken into account, allowing to emphasize the potential of defining local criteria in this context. In particular, the study of the influence of morphology led to an evolution of the models towards personalization, based on a geometric reconstruction from stereoradiography.

Keywords : Neck, Cervical Spine, Injury risk, Impact, Whiplash, Model, Finite Element Method.



2018 Institut National Supérieur des Arts et Métiers

Paris