



Defence Research and
Development Canada

Recherche et développement
pour la défense Canada



Modélisation numérique du cou

Mécanisme de lésions lors de l'explosion d'une mine anti-véhicule

*Hugo Bastien ing. Jr, M.Sc.A.
Denis Rancourt ing. PhD*

*PERSEUS – Performance et Sécurité Humaine, Université de Sherbrooke
Faculté de Génie – Département de Génie Mécanique
2500, boulevard de l'Université
Sherbrooke, Québec J1K 2R1*

Numéro de contrat: W7701-072045/001/QCV

ASC: Amal Bouamoul, 418-844-4000 Ext. 4588

L'entrepreneur est seul responsable de la validité scientifique ou technique de ce rapport de contrat et son contenu n'a pas nécessairement reçu l'approbation ou l'appui de R & D pour la défense Canada.

R&D pour la Defense Canada – Valcartier

Rapport de contrat

DRDC Valcartier CR 2010-016

Février 2010

Canada

Modélisation numérique du cou

Mécanisme de lésions lors de l'explosion d'une mine anti-véhicule

Hugo Bastien ing. Jr, M.Sc.A.

Denis Rancourt ing. PhD

Prepared by :

PERSEUS – Performance et Sécurité Humaine, Université de Sherbrooke

Faculté de Génie – Département de Génie Mécanique

2500, boulevard de l'Université

Sherbrooke, Québec

J1K 2R1

Contract number: W7701-072045/001/QCV

ASC: Amal Bouamoul, 418-844-4000 Ext. 4588

L'entrepreneur est le seul responsable de la validité scientifique ou technique de ce rapport de contrat et son contenu n'a pas nécessairement reçu l'approbation ou l'appui de R&D pour la défense Canada

Defence R&D Canada – Valcartier

Contract Report

DRDC Valcartier CR 2010-016

Février 2010

Author

Hugo Bastien, ing. Jr., M.Sc.A.

Approved for release by

Amal Bouamoul, PhD.
Defence Scientist, DRDC - Valcartier

© Her Majesty the Queen as represented by the Minister of National Defence, 2010

© Sa majesté la reine, représentée par le ministre de la Défense nationale, 2010

Abstract

Injuries induced in high impact events such as anti-vehicle mine blast are an important concern for army forces. This report presents an anatomical finite element model of the neck of a human body in a Light Armoured Vehicle. Importance of neck region has been illustrated in a previous study comparing behaviour of two Hybrid III finite element models with experimental data. The model built here was used to identify which anatomical structures may undergo damages and in what order following a mine blast event. Velocity profile of the torso was simulated based upon results obtained from study mentioned previously with a vertical drop tower. Head and vertebrae were modelled as well as nuchal and anterior longitudinal ligaments. Seven muscles groups were modelled: the trapezius, the levator scapulae, the longissimus, the longus, the scalenus, the splenius capitis and the sternocleidomastoid. Simulation results showed that the anterior longitudinal ligament strain reaches a maximum of 20% in the C7-T1 portion and up to 100 % at the C0-C1 level. Simulation results showed also that soft connective tissues experienced important strain rates, as high as 20 000 %/s in the higher portion (C0-C1) of the anterior longitudinal ligament.

Résumé

Les blessures lors d'impacts à haute énergie telle l'explosion d'une mine anti-véhicule sont préoccupantes pour les forces armées. Ce rapport présente un modèle anatomique par éléments finis du cou de l'occupant d'un Véhicule Blindé Léger. L'importance de la région du cou a été soulignée lors d'une précédente étude comparant les comportements de deux modèles par éléments finis du mannequin anthropomorphique Hybrid III avec des données expérimentales. Le modèle construit ici est utilisé pour identifier quelles structures anatomiques sont susceptibles de subir des dommages et dans quelle séquence suivant l'explosion d'une mine. Le profil de vitesse imposé au torse lors des simulations est basé sur les résultats obtenus lors de l'étude mentionnée ci-avant avec la tour de chute verticale. La tête, les vertèbres, le ligament nuchal, le ligament antérieur longitudinal, ainsi que sept groupes musculaires (trapezius, levator scapulae, longissimus, longus, scalenus, splenius capitis et sternocleidomastoid) ont été inclus dans le modèle. Les simulations démontrent que le ligament antérieur longitudinal déforme jusqu'à 20% dans la région intervertébrale C7-T1 et jusqu'à 100% à C0-C1. Les simulations démontrent aussi que les tissus conjonctifs mous subissent des taux de déformation importants, jusqu'à 20 000%/s dans la portion supérieure (C0-C1) du ligament antérieur longitudinal.

This page intentionally left blank.

Executive summary

Modélisation numérique du cou, *Mécanisme de lésions lors de l'explosion d'une mine anti-véhicule*

Hugo Bastien, Denis Rancourt; DRDC Valcartier CR 2010-016; Defence R&D Canada – Valcartier;

The goal of this project was to create or suggest adoption of a dynamical model of a light armoured vehicle occupant submitted to accelerations induced by anti-vehicle mine blast. The objective of the model chosen was to predict injuries caused by such accelerations. This kind of predictions is useful to evaluate performance of protective devices.

First phase of the project shown that the use of a vertical drop tower to simulate global accelerations induced on vehicle during blast event was accurate. Simulation of drop tower testing with different numerical models shown that a simple model composed of rigid bodies was sufficient to obtain kinematic of body segments during mine blast. Use of a more complex model was then not justified.

Model types previously studied give apparently inaccurate results about intersegment intern forces, strongly related to injuries. In a second phase of the project, a more realistic anatomical representation has been developed. Given that the modelling of whole body is an enormous task, neck region, apparently susceptible to injuries, has been targeted. The model built here is based on Ls-Dyna, and has been executed on the Mammouth-serial (Réseau québécois de calcul de haute performance: Université de Sherbrooke) high performance computing facility to shorten computing time. Results show very high strains and strain rates in neck muscles, ligaments and fasciae (about 20000%/s). Also, the model allowed us to identify a particular injury mechanism. First damaged structure is nuchal ligament, followed by anterior longitudinal ligament. Damages are located more in the C0-C1 region.

Sommaire

Modélisation numérique du cou, *Mécanisme de lésions lors de l'explosion d'une mine anti-véhicule*

Hugo Bastien, Denis Rancourt; DRDC Valcartier CR 2010-016; Defence R&D Canada – Valcartier;

Ce projet avait pour but de créer ou suggérer l'adoption d'un modèle dynamique d'un occupant de véhicule blindé léger soumis aux accélérations provenant de l'explosion d'une mine AV. Le but du modèle retenu était de prédire les blessures issues de ces accélérations. Ces prédictions sont évidemment utiles pour tester la performance de différents systèmes de protection pour les occupants.

La première phase du projet a démontré que l'utilisation d'une tour de chute verticale était représentative des accélérations globales subies par le véhicule. L'utilisation de ces données d'accélérations comme entrée dans différents modèles dynamiques a démontré qu'un modèle à segments corporels rigides était suffisant pour représenter la cinématique de chacun des segments lors de l'explosion. L'utilisation d'un modèle plus complexe n'étant pas justifiée.

Cependant, les types de modèle étudiés précédemment fournissent des résultats apparemment erronés lorsqu'on s'intéresse aux efforts internes aux segments, ceux-ci étant nécessairement reliés aux blessures. Par conséquent, une deuxième phase du projet a consisté à développer une représentation anatomique plus réaliste. Étant donné l'ampleur d'un tel travail, les travaux se sont concentrés sur le cou, apparemment plus susceptible aux blessures. Le modèle construit ici est basé sur LS-Dyna mais a dû être exécuté sur le système de calcul sériel Mammoth (Réseau québécois de calcul de haute performance: Université de Sherbrooke) afin d'accélérer le temps de calcul. Les résultats démontrent des déformations et des taux de déformation très élevés pour les muscles, ligaments et fascias du cou (de l'ordre de 20000%/s). De plus, le modèle nous a permis d'identifier une séquence de blessure particulière. La première structure endommagée est le ligament nuchal, suivi du ligament antérieur. Les lésions pour ces deux ligaments arrivent plutôt au niveau C0-C1, à la base du crâne.

Table des matières

1.	Introduction	1
2.	Modèle du cou #1 : géométrie grossière.....	2
3.	Modèle du muscle utilisé pour le second modèle du cou	8
4.	Modèle du cou #2 : géométrie précise.....	9
5.	Discussion	20
6.	Conclusion du projet.....	21
7.	References	22

Liste des figures

Figure 1. Schéma des composantes du modèle du cou #1.....	2
Figure 2. Relation contrainte-élongation utilisée pour les éléments 1D représentant les muscles [6]	4
Figure 3. Module d'élasticité des ligaments de l'épaule [7].....	5
Figure 4. Profil de vitesse imposé au tronc.....	5
Figure 5. Trois types de simulations : a) disques et vertèbres, b) disques, vertèbres et muscles, c) disques, vertèbres, muscles et ligament nuchal.....	6
Figure 6. Recul de la tête après impact pour les trois types de simulations	6
Figure 7. Rebond de la tête après impact pour les trois types de simulation.....	7
Figure 8. Modèle tridimensionnel du muscle	8
Figure 9. Représentation géométrique des vertèbres (modèle du cou #2).....	10
Figure 10. Groupes musculaires inclus dans le second modèle du cou.....	13
Figure 11. Ligaments inclus dans le second modèle du cou.....	14
Figure 12. Zones critiques de déformations pour les ligaments à l'étude	15
Figure 13. Déformations maximales subies par les ligaments à l'étude.....	16
Figure 14. Influence du module d'Young (Ligament) sur la vitesse de la tête.....	17
Figure 15. Contraintes de cisaillement maximales pour les disques intervertébraux	18
Figure 16. Déformations maximales des fascias des différents groupes musculaires	19

Liste des tableaux

Tableau 1. Modélisation des différents groupes musculaires par des éléments câbles	3
Tableau 2. Dimensions des vertèbres [4].....	10
Tableau 3. Caractéristiques en flexion des joints intervertébraux [14]	11
Tableau 4. Masse individuelle de chacune des vertèbres [13].....	11

1. Introduction

Les études effectuées précédemment avec les modèles numériques du mannequin anthropomorphique Hybrid III ont démontré la pertinence de développer un modèle numérique détaillé du cou. Le but principal de la modélisation présentée ici est d'identifier les structures anatomiques endommagées et la séquence probable de lésions au niveau du cou lors de l'explosion d'une mine Anti-Véhicule (AV). Pour ce faire, il est important de sélectionner les composantes anatomiques susceptibles d'avoir une influence non-négligeable sur le mouvement de la tête. Ce rapport présente deux modèles par éléments finis du cou et les résultats obtenus avec ceux-ci lors de la simulation d'un essai de tour de chute verticale. Le premier modèle présente une géométrie plus grossière qui a servi à guider la construction du second. Les modèles sont basés sur LS-Dyna (v971, Livermore Software Technology Corporation, Livermore, CA, USA) et ont été exécutés sur le système de calcul sériel Mammoth du Réseau québécois de calcul de haute performance afin d'accélérer le temps de calcul.

La sélection des composantes à inclure est une étape préliminaire essentielle dans la construction des modèles. Les vertèbres et les disques intervertébraux (IV) sont inclus, car ceux-ci jouent un rôle primordial dans le mouvement de la tête. Même s'il a été suggéré par Linder [1] que les muscles n'altèrent pas le mouvement du cou et de la tête lors d'un impact à haute vitesse, ces derniers seront inclus dans le modèle. Des différences importantes existent entre les modèles présentés ici et celui présenté par Linder et justifient ce choix. Les principaux ligaments seront aussi inclus. Tous les éléments des systèmes circulatoire, respiratoire et nerveux ne sont pas représentés dans le modèle compte tenu de leur très faible rigidité. La géométrie des différentes composantes est détaillée pour chacun des modèles dans les sections suivantes.

2. Modèle du cou #1 : géométrie grossière

Un premier modèle du cou (Figure 1) est construit à partir des géométries du torse et de la tête d'un modèle par éléments finis simplifié du mannequin anthropomorphe Hybrid III disponible à même le logiciel Ls-Dyna (v971, Livermore Software Technology Corporation, Livermore, CA, USA). La géométrie du cou de ce dernier, originalement un cylindre rigide, a été remplacé par une géométrie plus complexe. Une série de cylindres rigides représente les vertèbres cervicales. Entre celles-ci sont intercalés des disques déformables représentant les disques IV. Les principaux groupes musculaires impliqués dans le mouvement de la tête ont été modélisés à l'aide d'éléments 1D (Tableau 1). Le ligament nucal a été modélisé à l'aide d'éléments surfaciques (2D). L'inclusion de ce ligament dans le modèle est justifiée par son rôle dans le mouvement de la tête et sa position qui le rend sujet à une importante sollicitation lors d'un coup de fouet cervical. Bien que très simple, ce modèle permet d'illustrer la dynamique au niveau des différentes structures lors de l'impact. Toutes les simulations sont exécutées avec le logiciel LS-Dyna (v971, Livermore Software Technology Corporation, Livermore, CA, USA) et analysées avec le logiciel Ls-Pre/Post (v2.1, Livermore Software Technology Corporation, Livermore, CA, USA), alors que les géométries sont construites et maillées à l'aide du logiciel Femap v9.3 (Siemens PLM Software, Plano, Texas, USA).

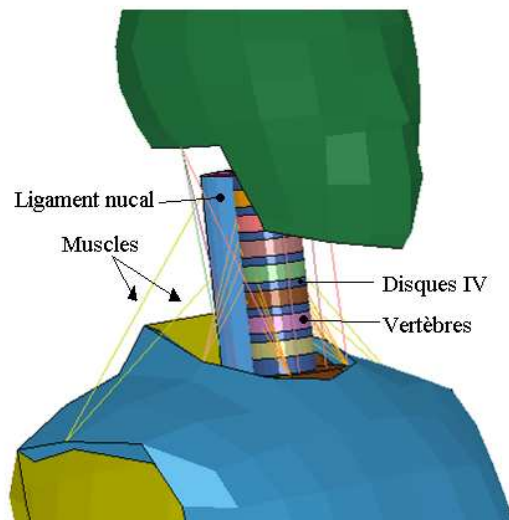


Figure 1. Schéma des composantes du modèle du cou #1

Les vertèbres sont ici représentées par 7 disques identiques et uniformément espacés sur la longueur du cou auparavant occupée par un cylindre rigide (modèle original disponible à même le logiciel). Entre ces cylindres sont intercalés des cylindres

déformables de même diamètre dont le module d'élasticité a été ajusté pour représenter au mieux le comportement en flexion du cou, soit 600 Nm/rad en flexion et 200 Nm/rad en extension, d'après Wittek [2]. Compte tenu de la géométrie, les propriétés ont été ajustées pour que le cou présente une rigidité de 400 Nm/rad autant en flexion qu'en extension, soit la moyenne des valeurs posées par Wittek.

Sept groupes musculaires sont prédominants dans l'influence du mouvement de la tête selon leur localisation et leur importance géométrique (Tableau 1). Le choix des différents groupes musculaires est celui proposé par Conley [3]. Des éléments câbles sont utilisés pour représenter chacun des muscles, permettant l'annulation de la contrainte en compression. Les muscles non pris en compte par le modèle sont ceux dont le rôle a été jugé mineur lors de l'impact (Stylohyoïde, Mylohyoïde, Thyrohyoïde, Digastrique, Omohyoïde, Sternohyoïde, Sternothyroïde...) L'aire transversale des différents muscles modélisés a été posée selon Conley [3]. Ces aires ont été mesurées par IRM (Imagerie par résonance magnétique) sur 20 étudiants considérés comme actifs. Les éléments câbles sont positionnés pour représenter le mieux possible les origines et insertions des différents groupes musculaires selon McMinn [4]. La densité musculaire a été posée à 1.112 g/cm³, tel que mesurée par Ward [5]. Pour ce qui est des propriétés mécaniques des muscles, la courbe de rigidité en fonction de l'élongation illustrée à la Figure 2 [6] a été utilisée. Le Tableau 1 résume les points d'origine et d'insertion, l'aire transversale (CSA) utilisée, ainsi que le nombre d'éléments utilisés pour chacun des groupes musculaires.

Tableau 1. Modélisation des différents groupes musculaires par des éléments câbles

GROUPE MUSCULAIRE	AIRE TRANSVERSALE (mm²)	ORIGINES	INSERTIONS	# ÉLÉMENTS UTILISÉS	
Trapezius 150	150	Os occipital Ligament nocal C7-T12	Épaule 4	8	
Levator Scapulae		C1-C4	Scapula		
Longissimus ¹ 130		Vertèbres thoraciques	Mastoid		2
Scalenus ¹ 180		C2-C3-C4-C5-C6	1 ^{ere} côte		10
Sternocleidomastoid 380		Clavicule	Mastoid		2
Longus ¹ 120		Os occipital	Vertèbres thoraciques		2
Splenius Capitis		C7-T6	Mastoid		2

1 : Afin de simplifier le modèle, plusieurs groupes musculaires (Longissimus capitis et cervicis, Scalenus medius et anterior, ainsi que Longus colli et capitis) ont été considérés comme un seul corps. Une attention particulière a été portée pour que ce corps respecte la géométrie et la fonction des muscles qu'il inclut.

Contrainte induite en fonction de l'élongation

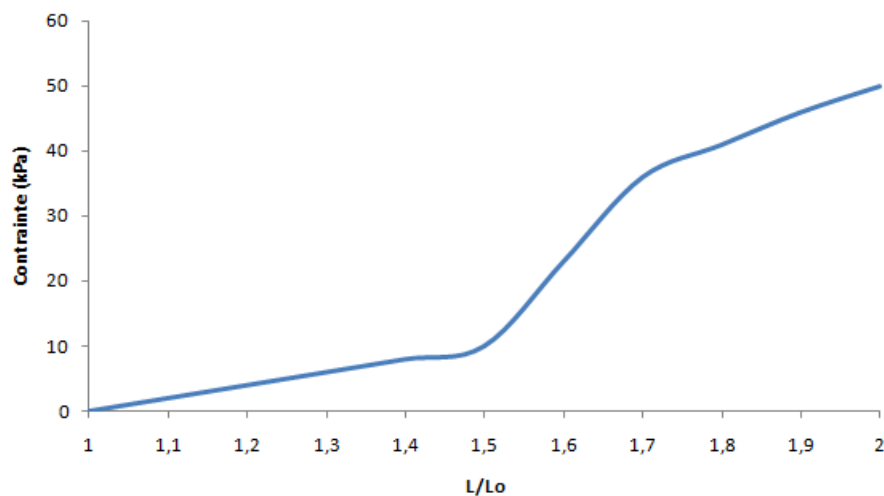


Figure 2. Relation contrainte-élongation utilisée pour les éléments 1D représentant les muscles [6]

Dans ce modèle, seul le ligament nucal est modélisé. Les ligaments non pris en compte par le modèle sont, principalement : les ligaments antérieur longitudinal, postérieur longitudinal, intertransverse, supraspinaux et interspinaux. Le ligament nucal s'étend de la protubérance occipitale et de la ligne nucale médiane aux processus spinaux des 7 vertèbres cervicales. Les muscles Trapezius et Splenius capitis s'attachent à ce dernier. Le ligament nucal est modélisé ici en utilisant des éléments quadrilatéraux surfaciques et le modèle de matériel FABRIC (permettant la suppression des contraintes en compression) dans Ls-Dyna. Le module d'élasticité a ici été ajusté à 9 MPa, ce qui est en accord avec les mesures de Koh [7]. Ce dernier a calculé le module d'élasticité des ligaments de l'épaule à différents taux de déformation (soit 0.1%/s, 15000 %/s et 40000%/s) (Figure 3).

Élasticité des ligaments de l'épaule

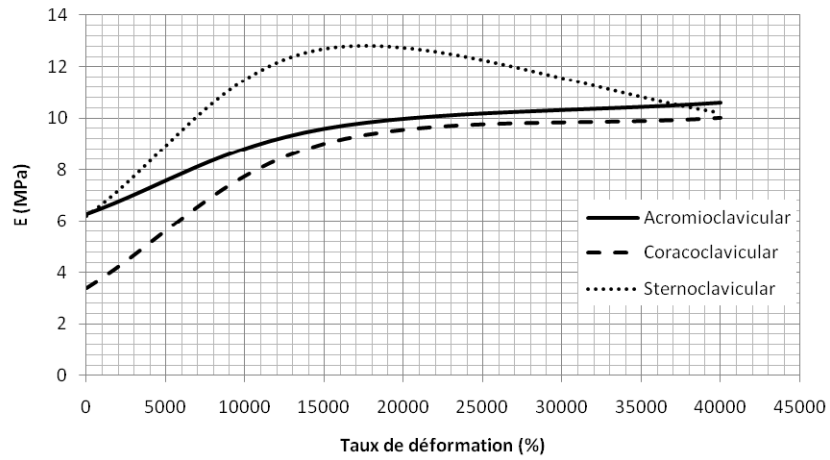


Figure 3. Module d'élasticité des ligaments de l'épaule [7]

En ce qui concerne les conditions aux frontières du modèle, la courbe de vitesse en fonction du temps illustrée à la Figure 4 a été imposée au tronc non-déformable du modèle. Cette courbe est issue de tests expérimentaux réalisés à l'aide d'une tour de chute verticale. Tous les autres degrés de liberté du tronc ont été bloqués.

Profil de vitesse du tronc

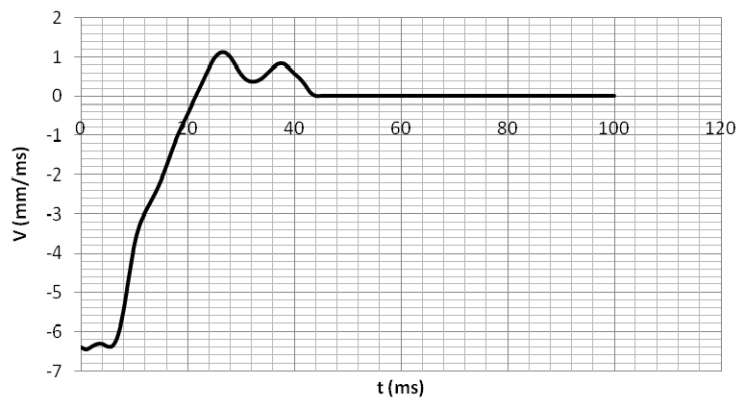


Figure 4. Profil de vitesse imposé au tronc

Trois types de simulation ont été réalisés ici (Figure 5). Le premier ne fait intervenir que les disques et les vertèbres. Ce type de simulation servira à titre de comparatif pour les deux autres types. Le second type considère en plus chacun des groupes musculaires décrits plus haut. Le dernier type prend tout en compte (ajout du ligament nuchal). Il s'agit enfin d'évaluer l'influence de ces différentes structures sur le mouvement de la tête lors de l'évènement à l'étude.

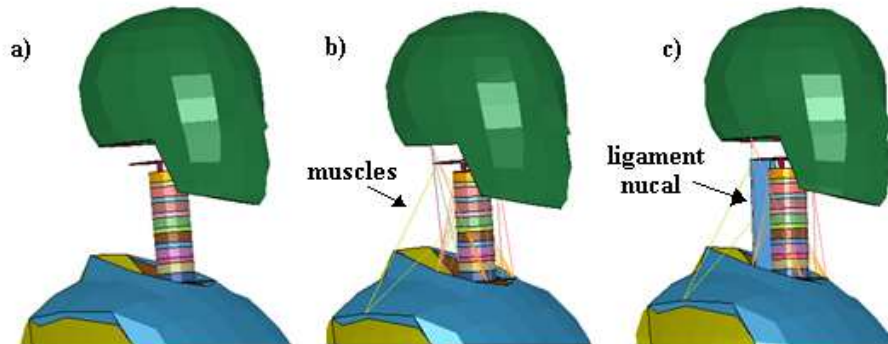


Figure 5. Trois types de simulations : a) disques et vertèbres, b) disques, vertèbres et muscles, c) disques, vertèbres, muscles et ligament nuchal

Avec les propriétés initiales, le mouvement de la tête est identique dans les trois cas, ce qui suggère que la déformation des disques IV contrôle la flexion du cou. En diminuant le module d'élasticité des disques intervertébraux d'un facteur 4, l'influence des muscles sur le mouvement de la tête devient perceptible. En effet, pour les simulations avec muscles (b et c), la position la plus reculée de la tête par rapport au tronc est atteinte plus tôt (à 31 ms au lieu de 38 ms) et son amplitude est moindre (Figure 6).

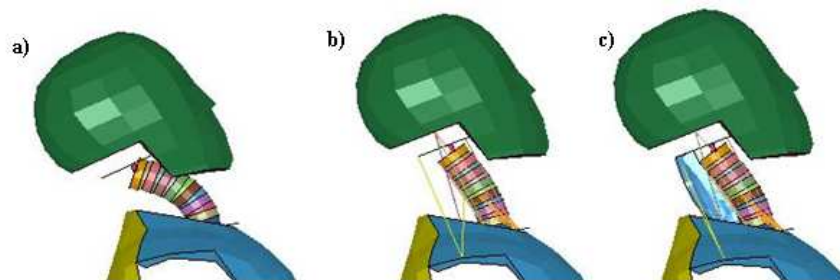


Figure 6. Recul de la tête après impact pour les trois types de simulations

Il est aisé de constater (même réduisant la rigidité des disques IV) que le ligament nucal n'influence en rien le recul de la tête. Pour ce qui est du retour, la tête atteint une position antérieure plus éloignée dans le cas où il n'y a ni muscle ni ligament, alors que pour les deux autres simulations, la différence de position est minime (Figure 7). Encore une fois, l'influence du ligament nucal est pratiquement nulle.

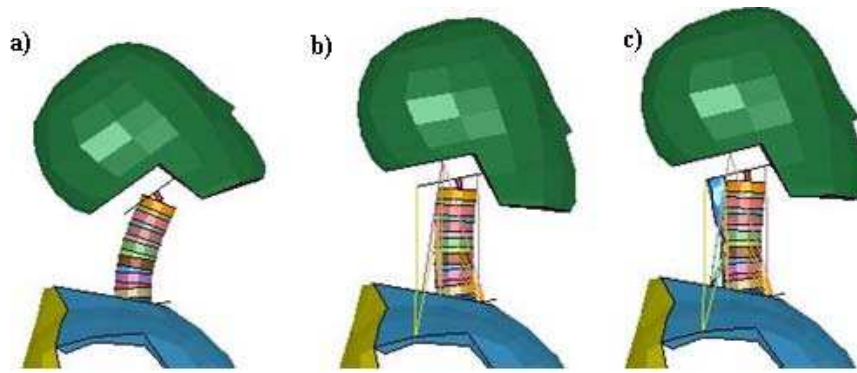


Figure 7. Rebond de la tête après impact pour les trois types de simulation

Les simulations réalisées avec le présent modèle permettent de tirer les conclusions suivantes :

- 1) Les muscles ne semblent pas avoir une grande influence sur le mouvement de la tête.
- 2) Le ligament nucal n'influence nullement le mouvement de la tête.
- 3) La représentation actuelle des différents groupes musculaires et du ligament nucal à cause de la géométrie grossière rend très difficile l'évaluation des dommages encourus.
- 4) La géométrie très simplifiée des différentes structures modélisées cause probablement un biais très important. Cette géométrie simple donne lieu à plusieurs approximations (ligne d'action des muscles, forces appliquées de manière ponctuelle...). De plus, cette géométrie empêche de considérer les interactions entre les structures dues au contact.

La représentation grossière des muscles par des éléments 1D mène possiblement à des conclusions erronées quant à leur influence. Un modèle plus représentatif au point de vue géométrie et niveau de détail doit être construit pour augmenter le réalisme des simulations et les informations acquises par celles-ci. La prochaine section présente un nouveau modèle du muscle qui sera utilisé dans le deuxième modèle du cou.

3. Modèle du muscle utilisé pour le second modèle du cou

Un modèle tridimensionnel du muscle a été développé. Ce dernier est décrit dans la présente section. La géométrie du modèle du muscle sera adaptée en fonction de l'anatomie et de la position du groupe musculaire modélisé dans le deuxième modèle du cou. Une géométrie générique est utilisée ici pour présenter le modèle (Figure 8).

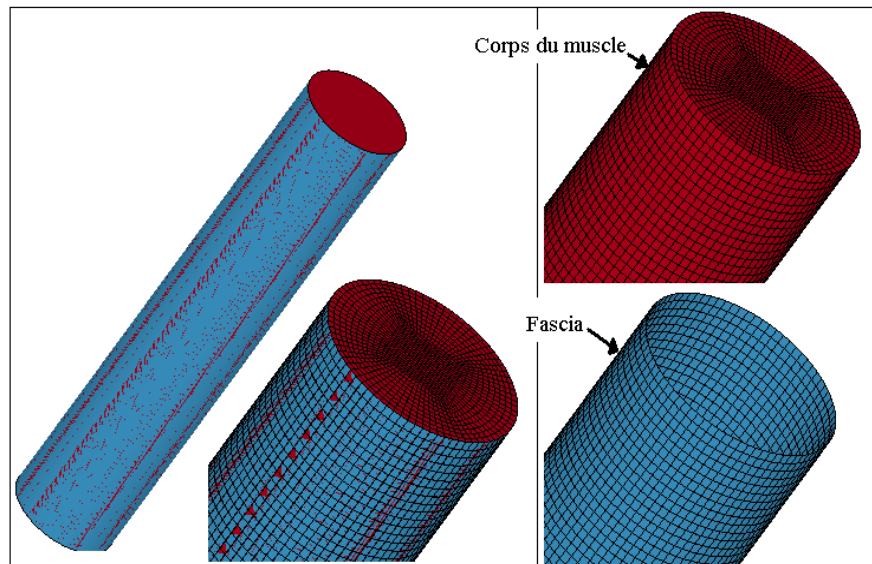


Figure 8. Modèle tridimensionnel du muscle

Le modèle musculaire utilisé ici fait intervenir deux types d'éléments (Figure 8). Des éléments solides définissent le corps du muscle et présentent un comportement purement élastique défini uniquement par leur module d'élasticité. Des éléments coques forment une membrane qui entoure le muscle et représente le fascia. Le comportement de ces éléments est défini par un module d'élasticité et la contrainte en compression a été supprimée avec l'utilisation dans Ls-Dyna de MAT_FABRIC.

4. Modèle du cou #2 : géométrie précise

Le modèle développé ici inclut les muscles et ligaments avec une géométrie détaillée. Les modèles construits jusqu'à maintenant ([1], [8], [9], [10], [11]), comme le modèle présenté dans la section 3, ne considèrent muscles et ligament qu'avec une géométrie simpliste, qui fausse potentiellement les informations qui peuvent en être tirées. De plus, ces modèles ne s'intéressent guère aux sollicitations que subissent ces structures qui peuvent être critiques et entraîner des lésions importantes. Le modèle développé ici permet une description détaillée des lésions potentielles. Toujours basé sur Ls-Dyna, ce dernier a été exécuté sur le super-ordinateur de calcul sériel Mammoth-Série-II. Le modèle comprend le ligament antérieur longitudinal qui est susceptible d'être atteint lors du « cou de fouet cervical » ou whiplash [12]. En fait, il a été démontré que lors d'un impact induisant une décélération de 8g, la déformation du ligament antérieur longitudinal atteint près de 30% à la hauteur de C6-C7 [12]. D'autres modèles, incluant le ligament antérieur longitudinal, ont démontré que le niveau maximal de déformation de ce dernier est de 56% lors de ce type d'évènement [13] (le modèle a été soumis à des variations de vitesse de 2.4, 3.0 et 3.6 m/s). Selon cette même étude, il apparaît que le modèle est relativement insensible aux modifications de rigidité pour le ligament antérieur longitudinal, ce dernier étant toutefois sujet aux blessures. Le modèle développé dans la présente étude cherche à amener plus de précisions sur ce genre d'observation et à investiguer sur le mécanisme causal des blessures lors de ce type d'évènements. De plus, le modèle construit ici sera soumis à une variation de vitesse supérieure à celles étudiées précédemment pour reproduire les vitesses atteintes lors de l'explosion d'une mine.

En ce qui concerne les vertèbres, la représentation géométrique de ces dernières respecte les hauteurs, largeurs et profondeurs de chacune de celles-ci [4] (Figure 9 et Tableau 2). Alors que les vertèbres sont non-déformables, le module d'élasticité de chacun des disques intervertébraux a été ajusté pour présenter la rigidité en flexion de chacun des joints intervertébraux [14] (Tableau 3). Dû à un module d'élasticité trop faible causant des problèmes de cisaillement, le joint C0-C1 a été remplacé par un joint de type penture (tous les autres espaces intervertébraux comprennent un disque déformable) auquel a été ajouté un ressort en torsion. La rigidité de C1-C2 a été légèrement augmentée (à 0.02Nm/deg, elle était originalement légèrement inférieure à 0.01 Nm/deg) pour éviter ce même problème.

Tableau 2. Dimensions des vertèbres [4]

VERTÈBRE	A (mm)	B (mm)	C (mm)	D (mm)
C1 14.0		18.2	47.6	-
C2 14.0		17.1	14.2	20.9
C3 13.5		16.9	14.2	18.8
C4 12.6		17.8	14.8	19.3
C5 12.2		19.0	15.2	22.4
C6 12.0		20.9	15.6	27.7
C7 13.0		24.6	15.5	34.9

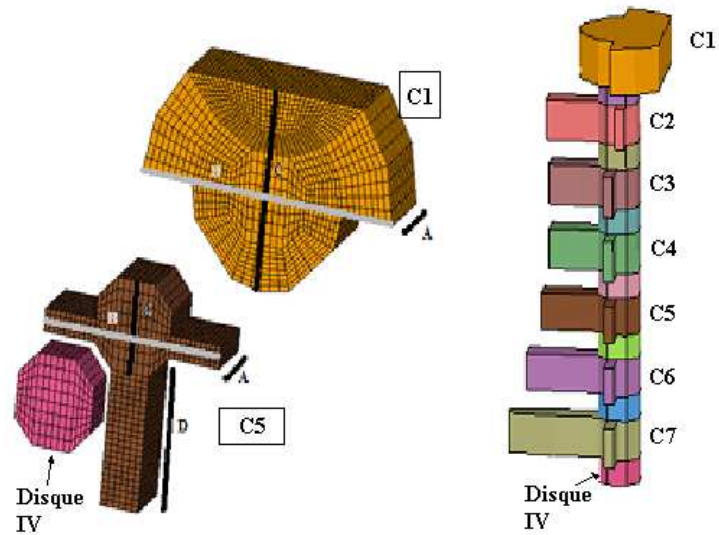


Figure 9. Représentation géométrique des vertèbres (modèle du cou #2)

Tableau 3. Caractéristiques en flexion des joints intervertébraux [14]

JOINT	CARACTÉRISTIQUE EN FLEXION (Nm/deg)
C0-C1 0.02	
C1-C2 0.06	
C2-C3 10.22	
C3-C4 11.92	
C4-C5 12.33	
C5-C6 13.37	
C6-C7 14.11	

Pour ce qui est de la densité des vertèbres, cette dernière a été ajustée indépendamment pour chaque vertèbre afin que la masse de chacune des vertèbres soit représentative de la réalité [13] (Tableau 4).

Tableau 4. Masse individuelle de chacune des vertèbres [13]

VERTÈBRE	MASSE (kg)
C1 0.22	
C2 0.25	
C3 0.24	
C4 0.23	
C5 0.23	
C6 0.24	
C7 0.22	

Les différents groupes musculaires sont modélisés ici en trois dimensions (Figure 10). Tel que décrit dans la section précédente, des éléments prismatiques élastiques sont utilisés pour modéliser le corps du muscle alors que des éléments de type surfaciques élastiques dont la contrainte en compression est supprimée pour simuler un tissu sont utilisés pour modéliser la présence du fascia enrobant le muscle. Initialement, un module d'Young de 22 MPa est utilisé pour le fascia, alors qu'un module d'Young de 11 Mpa est utilisé pour le corps du muscle [11]. Pour chaque groupe musculaire, la même aire transversale, ainsi que les mêmes points d'origine et d'insertion que pour le modèle précédent (voir Tableau 1) ont été utilisés.

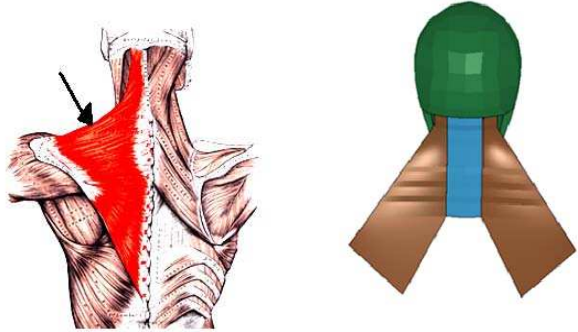
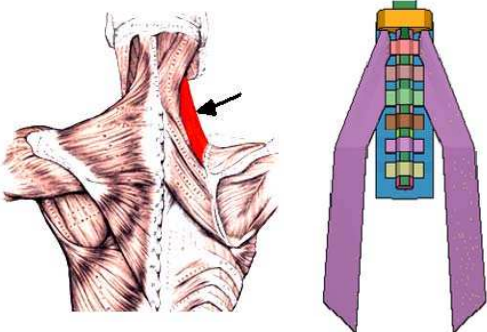
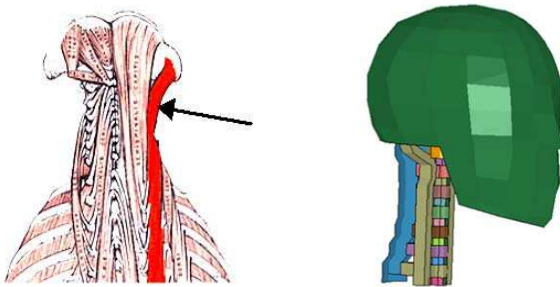
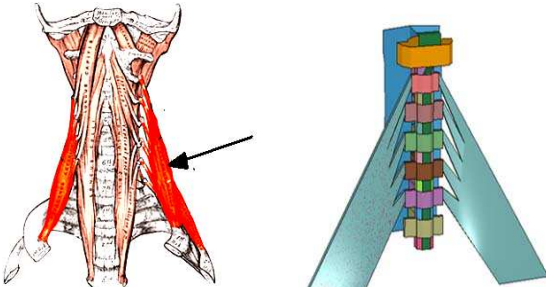
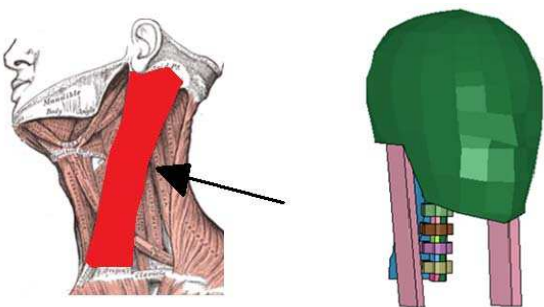
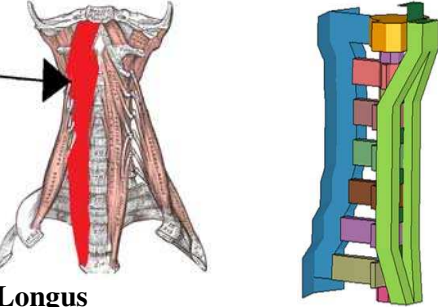
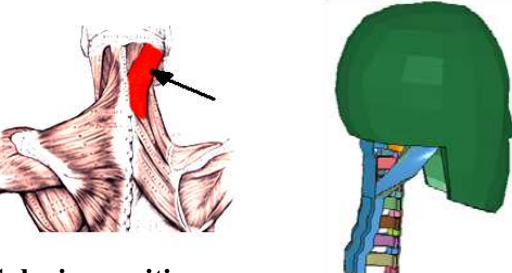
 <p>Trapezius</p>	 <p>Levator scapulae</p>
 <p>Longissimus</p>	 <p>Scalenus</p>
 <p>Sternocleidomastoid</p>	 <p>Longus</p>
 <p>Splenius capitis</p>	

Figure 10. *Groupes musculaires inclus dans le second modèle du cou*

La représentation géométrique des différents groupes musculaires respecte les origines, insertions et aires transversales (images : [15]).

Ce modèle inclut le ligament nuchal, ainsi que le ligament antérieur longitudinal (Figure 11). Les ligaments sont ici modélisés par des éléments quadrilatéraux surfaciques (2 mm d'épaisseur) dont la contrainte en compression est supprimée. Le module d'Young des ligaments est posé à 19 MPa [13].

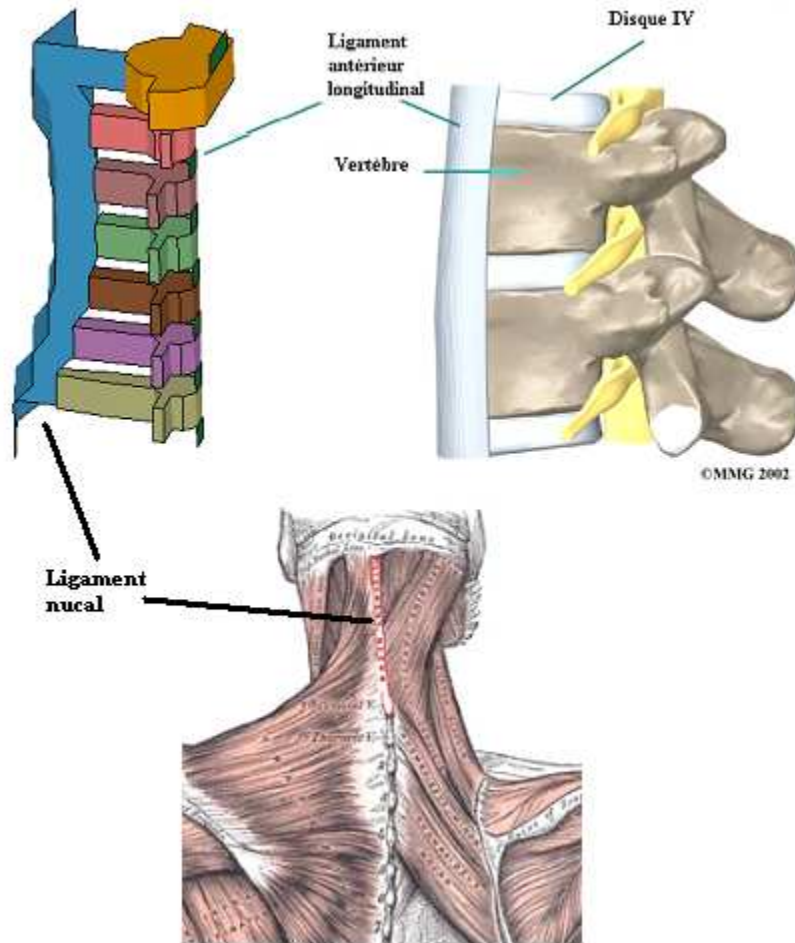


Figure 11. Ligaments inclus dans le second modèle du cou

Le même profil de vitesse que pour le modèle précédant (Figure 4) a été imposé à la base du disque intervertébral représentant le joint entre C7, la dernière vertèbre cervicale, et T1, la première vertèbre thoracique, ainsi qu'aux points d'ancrage inférieurs de chacun des groupes musculaires. Ce profil de vitesse a été préféré à ceux obtenus par les modèles présentés au chapitre 3 et celui obtenu à l'aide du mannequin expérimental, car un tel profil de vitesse suppose aucune atténuation de l'impact entre le dossier et la base du cou (par le torse), ce qui constitue la pire situation envisageable. Tous les autres degrés de libertés de ces points ont été bloqués.

Dans un premier temps, seul les ligaments (aucun muscle) ont été modélisés. La déformation, ainsi que le taux de déformation de chacun des deux ligaments impliqués (Ligament longitudinal antérieur et ligament nuchal) en fonction du temps ont été mesurés. Certaines régions plus sollicitées ont été identifiées (Figure 12 et Figure 13). Pour le ligament antérieur longitudinal, les portions entre C7 et T1 (i) et entre C1 et la base du crane (ii) (appelée C0-C1) sont les régions les plus sollicitées. Pour le ligament nuchal, seule la région à proximité du lobe occipital (iii) semble subir des sollicitations importantes.

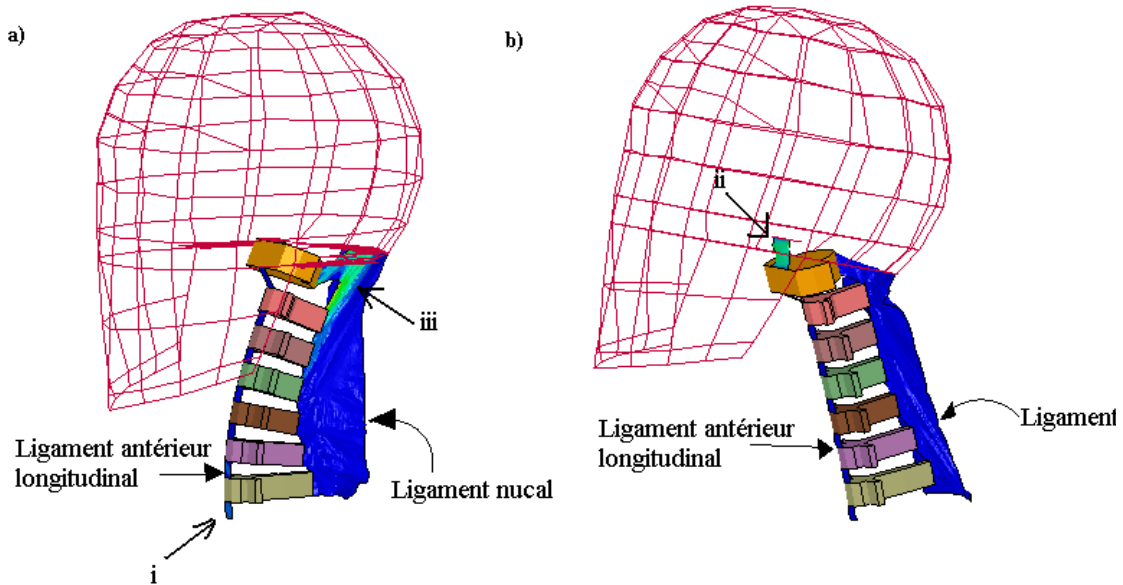


Figure 12. Zones critiques de déformations pour les ligaments à l'étude

Deux zones critiques ont été identifiées pour le ligament antérieur longitudinal, C7-T1 (i) lors du recul de la tête (a) et C0-C1 (ii) lors de retour de celle-ci (b). Pour le ligament nuchal, la zone à proximité du lobe occipital (iii) est identifiée comme critique lors du recul (a)

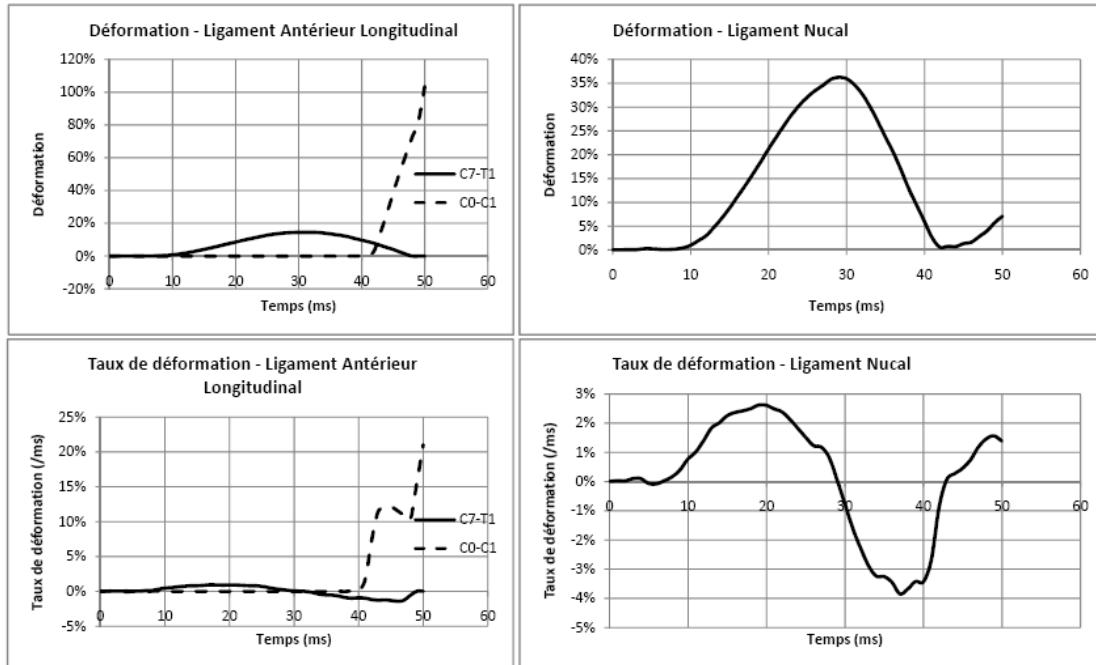


Figure 13. Déformations maximales subies par les ligaments à l'étude

La déformation du ligament nuchal à C0-C1 atteint son maximum (36%) près de 30 ms. La déformation du ligament antérieur longitudinal à C7-T1 atteint aussi son maximum (17%) aux environs de 30 ms. La déformation du ligament antérieur longitudinal à C0-C1 force l'arrêt de la simulation à 50 ms.

La déformation du ligament nuchal atteint son maximum (36%) à près de 30 ms et atteint des taux de déformation avoisinant les 4000%/s. La déformation du ligament antérieur longitudinal à C7-T1 atteint aussi son maximum (17%) aux environs de 30 ms avec des taux de déformation moindres (sous 3000%/s). La zone C0-C1 ne semble pas subir de déformation excessive durant le recul de la tête (de 0 à 30 ms). Lors du retour de la tête, la déformation de cette zone devient si importante qu'elle mène à l'instabilité du modèle. La simulation a été refaite en éliminant la portion du ligament à C0-C1, de toute évidence sujette à rupture. Le mouvement de la tête ne semble pas affecté par cette altération. Cette zone est donc susceptible de rompre vue la quantité d'énergie qu'elle emmagasine lors du retour de la tête. Deux facteurs combinés sont responsables du fait que le ligament longitudinal subisse un tel effort à cet endroit. Premièrement, la position du centre de masse de la tête qui, lors du recul de cette dernière par rapport au tronc, occasionne une flexion du cou au niveau supérieur. Deuxièmement, la tension subie par le ligament nuchal lors de cette flexion : le retour élastique de ce dernier a pour effet d'amplifier l'hyperextension au niveau de C1 lors du retour de la tête.

La déformation atteinte par la portion inférieure du ligament antérieur longitudinal semble se rapprocher des études précédentes [12]. Cependant, l'inclusion du ligament nucal (alors que les études précédentes utilisaient un limiteur de flexion), dont le retour élastique est responsable de l'amplification de l'hyperextension au niveau supérieur propose un nouvel emplacement sujet aux lésions.

Pour permettre d'évaluer l'influence des ligaments sur le mouvement de la tête, une étude de sensibilité a été réalisée sur le module d'élasticité des ligaments. Des simulations ont été effectuées à 22, 220 et 2200 MPa, la Figure 14 compare la vitesse horizontale (en x) de la tête dans chacun des cas.

Influence du module d'Young (Ligament) sur la vitesse de la tête

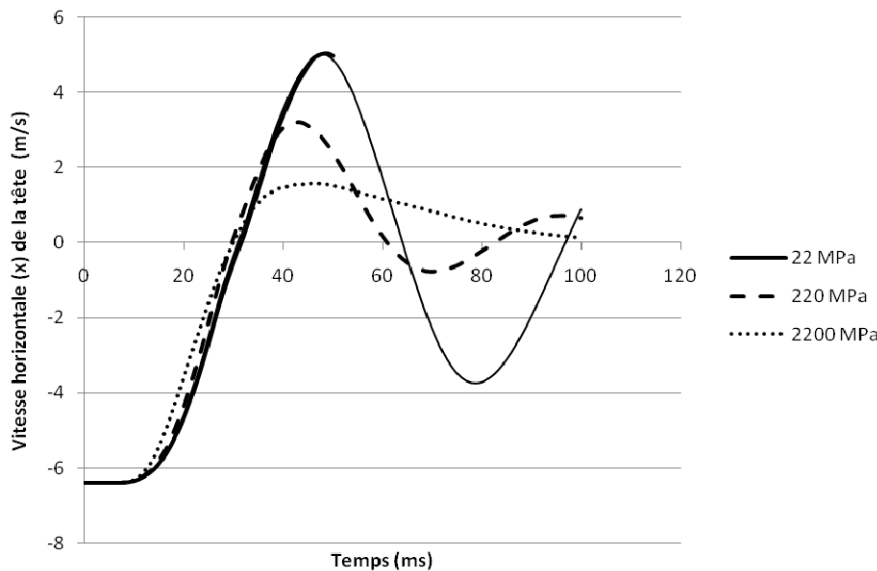


Figure 14. Influence du module d'Young (Ligament) sur la vitesse de la tête

Note : Le changement d'épaisseur de la courbe à 22MPa indique qu'il a été nécessaire d'enlever la portion C0-C1 du ligament antérieur longitudinal pour terminer la simulation. Les autres simulations n'ont nécessité aucune modification.

Il apparaît qu'en augmentant la rigidité des ligaments (d'un facteur 10), la vitesse atteinte par la tête lors de son retour est réduite (de 40%). Il apparaît aussi que le profil de vitesse lors du recul de la tête demeure relativement inchangé.

La contrainte de cisaillement dans les disques intervertébraux est significativement plus élevée à la base du cou (Figure 15). Lors du recul de la tête, le cisaillement entre les vertèbres C7 et T1 est considérable (près de 400 MPa).

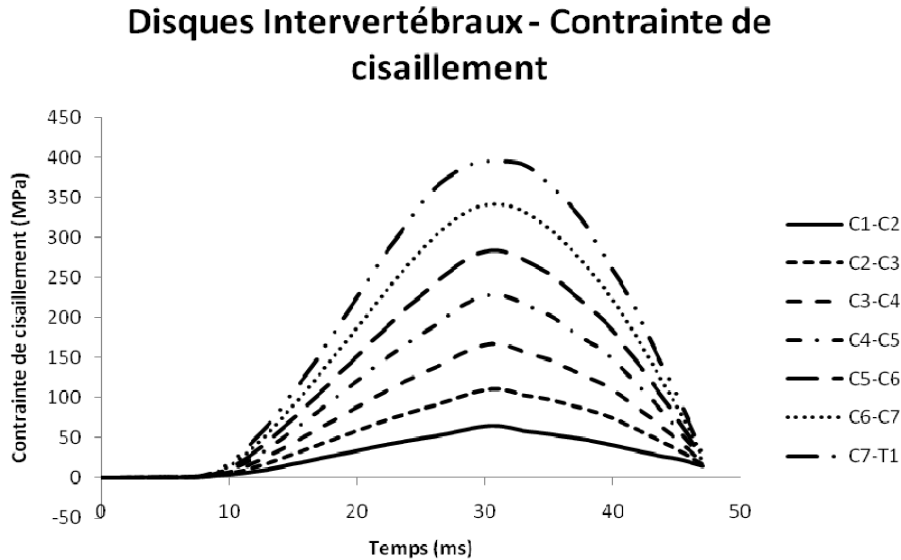


Figure 15. Contraintes de cisaillement maximales pour les disques intervertébraux
Simulation effectuée avec un module d'Young de 22MPa pour les ligaments.

L'ajout de chacun des groupes musculaires ($E_{\text{fascia}} = 22 \text{ MPa}$ et $E_{\text{muscle}} = 11 \text{ MPa}$) présentés plus haut ne semble pas affecter significativement le profil de vitesse de la tête. Une étude de sensibilité a été réalisée pour chacun des groupes musculaires variant le module d'élasticité du fascia de 22 à 220 MPa sans effet notable. Bien que n'ayant pas d'influence sur le modèle, il est important de considérer ces structures puisqu'elles sont susceptibles d'être endommagées lors de l'impact. Les déformations maximales atteintes par les différents fascias sont présentées à la Figure 16.

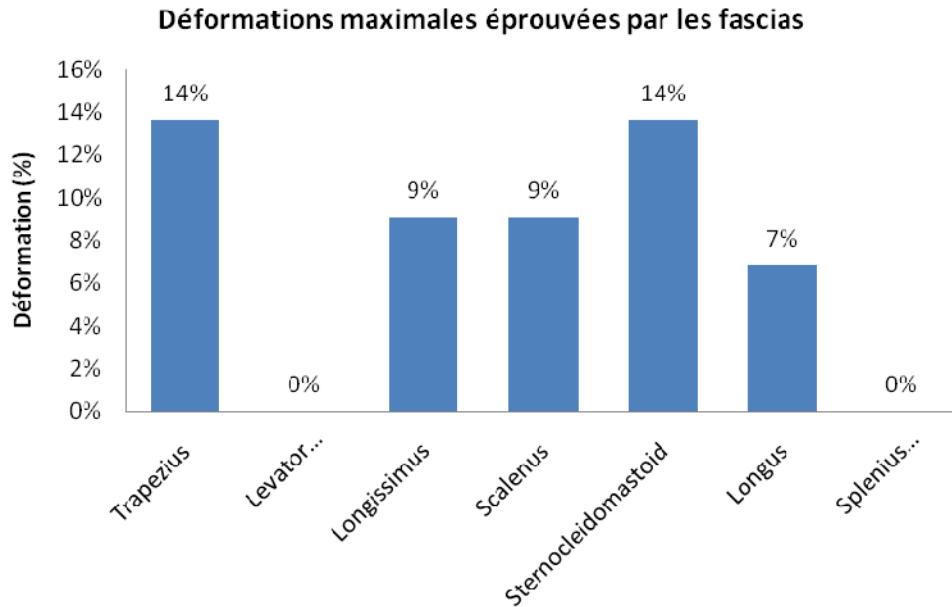


Figure 16. Déformations maximales des fascias des différents groupes musculaires

Les mesures réalisées ici permettent d'établir une séquence chronologique de lésions potentielles. Tout d'abord, lors du recul de la tête, le ligament nuchal subit localement (à la base du crâne) une déformation de 36% à un taux atteignant 2000%/s. Ce dernier sera probablement endommagé. Ensuite, lors du retour de la tête, le ligament antérieur longitudinal subit (aussi à la base du crâne) une déformation dépassant les 100% à un taux excédant 20000%/s. Ce dernier sera inévitablement endommagé. Aussi, les fascias entourant les muscles trapezius et sternocleidomastoid subissent durant une déformation de 14% durant le retour de la tête. De plus, alors que les taux de déformation des fascias de levator scapulae et splenius capitis sont négligeable, les autres fascias (trapezius, longissimus, scalenus, sternocleidomastoid et longus) atteignent des maximums entre 10 000 and 20 000 %/s. L'hyperextension du cou au niveau C0-C1 (base du crâne), visible par les déformations des ligaments à cet endroit, mènera probablement à une dislocation au niveau C0-C1.

5. Discussion

Connaître les effets de l'explosion d'une mine AV sur le corps humain est essentiel pour la conception de systèmes de protection contre ce type de menace. Un modèle détaillé du cou a ici permis d'établir la séquence de blessures critiques suivant un tel évènement. Un tel modèle a permis de récolter de l'information quant aux efforts auxquels sont soumises les différentes structures biologiques lors de l'impact et de mener à une évaluation plus réaliste des lésions potentielles.

Le présent modèle présente toutefois certaines limitations. Les propriétés mécaniques des différentes structures (muscles, tissus mous...), ainsi que l'évolution de celles-ci à de très hauts taux de déformation demeure peu connues. Aussi, la complexité du cou humain implique un choix des composantes à modéliser négligeant certaines composantes (les ligaments moins massifs et les structures anatomiques dont le rôle n'est pas structurel), ce qui affecte l'évaluation des blessures encourues. Finalement, le fait que les critères de rupture des tissus mous (i.e. ligament, fascia) sont peu élaborés rend l'interprétation des résultats difficile en regard des lésions qui pourraient survenir au niveau du cou.

Les résultats des simulations démontrent que la déformation de la portion inférieure du ligament longitudinal antérieur se rapproche des études précédentes [12]. Ces mêmes études négligent cependant les déformations du ligament longitudinal antérieur à C0-C1, déformations qui s'avèrent ici d'une importance potentiellement cruciale dans la séquence des lésions. En effet, les simulations ont démontré que la rupture du Ligament Longitudinal Antérieur à C0-C1 était inévitable. Il a été démontré que les propriétés mécaniques (module d'Young) des ligaments avaient une influence sur le mouvement de la tête. Les muscles, quant à eux, ne semblent pas avoir une influence marquée sur le mouvement de la tête lors de l'impact. De plus la sollicitation des muscles ne semble pas critique avant ou après la rupture du ligament antérieur longitudinal.

À partir des résultats des simulations, il est possible d'établir une séquence probable de lésions. En premier lieu, étant donné la tension subie par la portion supérieure du ligament antérieur longitudinal, la rupture de ce dernier est inévitable. S'ensuit une hyper-extension au niveau C0-C1. Les différents groupes musculaires n'étant pas en mesure de moduler cette hyper-extension, une dislocation du tronc cervical à ce niveau est l'évènement le plus probable.

6. Conclusion du projet

Ce projet avait pour but de créer un modèle dynamique d'un occupant de véhicule blindé léger soumis aux accélérations provenant de l'explosion d'une mine AV.

Le but du modèle était de prédire les blessures issues de ces accélérations et pouvant mener au décès. Ces prédictions sont évidemment utiles pour tester la performance de différents systèmes de protection pour les occupants.

La première phase du projet a démontré que l'utilisation d'une tour de chute verticale était représentative des accélérations globales subies par le véhicule. L'utilisation de ces données d'accélérations comme entrée dans différents modèles dynamiques a démontré qu'un modèle à segments corporels rigides était suffisant pour représenter la cinématique de chacun des segments lors de l'explosion.

Cependant, ce type de modèle simplifié fournit des résultats apparemment erronés lorsqu'on s'intéresse aux efforts internes aux segments, ceux-ci étant nécessairement reliés aux blessures. Par conséquent, une deuxième phase du projet a consisté à développer une représentation anatomique plus réaliste. Étant donné l'ampleur d'un tel travail, les travaux se sont concentrés sur le cou, apparemment plus susceptible aux blessures. Le modèle est toujours basé sur LS-Dyna mais a dû être exécuté sur le système de calcul sériel Mammoth afin d'accélérer le temps de calcul. Les résultats démontrent des déformations et des taux de déformation très élevés pour les muscles, ligaments et fascia du cou (de l'ordre de 20000%/s). De plus, le modèle nous a permis d'identifier une séquence de blessure particulière. La première structure endommagée est le ligament nuchal, suivi du ligament antérieur. Les lésions pour ces deux ligaments arrivent plutôt au niveau C0-C1, à la base du crâne.

7. References

1. LINDER, A. (2000), «A new mathematical neck model for a low-velocity rear-end impact dummy: evaluation of components influencing head kinematics», *Accident Analysis and Prevention*, n32, p.261-269
2. WITTEK, A., KAJZER, J., HAUG, E., ONO, K. (2001), «Finite Element Modeling of the Muscle Effects on Kinematic Responses of Head-Neck Complex in Frontal Impact at High Speed», *JSME International Journal*, vol.44, n2, p.379-388
3. CONLEY, M.S., STONE, M.H., NIMMONS, M., DUDLEY, G.A. (1997), «Specificity of resistance training responses in neck muscle size and strength», *European Journal of Applied Physiology*, n75, p.443-448
4. MCMINN, R.M.H, HUTCHINGS, R.T., PEGINGTON, J., ABRAHAM, P. (1993), «Color Atlas of Human Anatomy», Third Edition, Mosby, St-Louis, MO, USA, 359p.
5. WARD, S.R., LIEBER, R.L. (2005), «Density and hydration of fresh and fixed human skeletal muscle», *Journal of Biomechanics*, vol.38, n11, p.2317-2320
6. EINARSSON, F., RUNESSON, E., FRIDÉN, J. (2008), «Passive mechanical features of single fibers from human muscle biopsies – effects of storage», *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, vol,3, n22
7. KOH, S.W., CAVANAUGH, J.M., LEACH, J.P., ROUHANA, S.W. (2004), «Mechanical properties of the shoulder ligaments under quasi-static and dynamic loading», *Stapp Car Crash Journal*, n48
8. BOURDET, N., WILLINGER, R. (2008), «Coupled head-neck-torso and seat model for car seat optimization under rear-end impact», *Journal of Sound and Vibration*, n313, p.891-907
9. LOPIK, D.W., ACAR, M. (2004), «A computational model of the human head and neck system for the analysis of whiplash», *International Journal of Crashworthiness*, vol.9, n5, p.465-473
10. STEMPER, B.D., YOGANANDAN, N., PINTAR, F.A., RAO, R.D. (2006), «Anterior longitudinal ligament injuries in whiplash may lead to cervical instability», *Medical Engineering & Physics*, n28, p.515-524
11. TEO, E.C., ZHANG, Q.H., HUANG, R.C. (2007), «Finite element analysis of head–neck kinematics during motor vehicle accidents: Analysis in multiple planes», *Medical Engineering & Physics*, n29, p.54-60
12. IVANCIC, P.C., PEARSON, A.M., PANJABI, M.M., ITO, S. (2004), «Injury of the anterior longitudinal ligament during whiplash simulation», *European Spine Journal*, n13, p. 61-68.
13. STEMPER, B.D., YOGANANDAN, N., PINTAR, F.A., RAO, R.D. (2006), «Anterior longitudinal ligament injuries in whiplash may lead to cervical instability», *Medical Engineering & Physics*, n28, p.515-524

14. KÜÇÜK, H. (2007), «Biomechanical analysis of cervical spine sagittal stiffness characteristics», Computers in Biology and Medicine, n37, p.1283-1291
15. WIKIMEDIA FOUNDATION (décembre 2008), Wikipedia, The free Encyclopedia, <http://en.wikipedia.org>, page consultée le 5 février 2009.

DOCUMENT CONTROL DATA

1. ORIGINATOR (name and address) DRDC Valcartier 2459 Pie-XI Blvd. North Quebec, Qc G3J 1X8		2. SECURITY CLASSIFICATION (Including special warning terms if applicable) UNCLASSIFIED	
3. TITLE (Its classification should be indicated by the appropriate abbreviation (S, C, R or U) Modélisation numérique du cou, mécanisme de lésions lors de l'explosion d'une mine anti-véhicule (U)			
4. AUTHORS (Last name, first name, middle initial. If military, show rank, e.g. Doe, Maj. John E.) Hugo Bastien, Denis Rancourt			
5. DATE OF PUBLICATION (month and year) Février 2010		6a. NO. OF PAGES 38	6b. NO. OF REFERENCES 15
7. DESCRIPTIVE NOTES (the category of the document, e.g. technical report, technical note or memorandum. Give the inclusive dates when a specific reporting period is covered.) Contractor's report			
8. SPONSORING ACTIVITY (name and address) 12ro02			
9a. PROJECT OR GRANT NO. (Please specify whether project or grant)		9b. CONTRACT NO. W7701-072045/001/QCV	
10a. ORIGINATOR'S DOCUMENT NUMBER CR 2010-016		10b. OTHER DOCUMENT NOS N/A	
11. DOCUMENT AVAILABILITY (any limitations on further dissemination of the document, other than those imposed by security classification) <input checked="" type="checkbox"/> Unlimited distribution <input type="checkbox"/> Contractors in approved countries (specify) <input type="checkbox"/> Canadian contractors (with need-to-know) <input type="checkbox"/> Government (with need-to-know) <input type="checkbox"/> Defense departments <input type="checkbox"/> Other (please specify) CANADIAN DEPARTMENT OF NATIONAL DEFENCE			
12. DOCUMENT ANNOUNCEMENT (any limitation to the bibliographic announcement of this document. This will normally correspond to the Document Availability (11). However, where further distribution (beyond the audience specified in 11) is possible, a wider announcement audience may be selected.) all			

13. ABSTRACT (a brief and factual summary of the document. It may also appear elsewhere in the body of the document itself. It is highly desirable that the abstract of classified documents be unclassified. Each paragraph of the abstract shall begin with an indication of the security classification of the information in the paragraph (unless the document itself is unclassified) represented as (S), (C), (R), or (U). It is not necessary to include here abstracts in both official languages unless the text is bilingual).

Les blessures lors d'impacts à haute énergie telle l'explosion d'une mine anti-véhicule sont préoccupantes pour les forces armées. Ce rapport présente un modèle anatomique par éléments finis du cou de l'occupant d'un Véhicule Blindé Léger. L'importance de la région du cou a été soulignée lors d'une précédente étude comparant les comportements de deux modèles par éléments finis du mannequin anthropomorphe Hybrid III avec des données expérimentales. Le modèle construit ici est utilisé pour identifier quelles structures anatomiques sont susceptibles de subir des dommages et dans quelle séquence suivant l'explosion d'une mine. Le profil de vitesse imposé au torse lors des simulations est basé sur les résultats obtenus lors de l'étude mentionnée ci-avant avec la tour de chute verticale. La tête, les vertèbres, le ligament nuchal, le ligament antérieur longitudinal, ainsi que sept groupes musculaires (trapezius, levator scapulae, longissimus, longus, scalenus, splenius capitis et sternocleidomastoid) ont été inclus dans le modèle. Les simulations démontrent que le ligament antérieur longitudinal déforme jusqu'à 20% dans la région intervertébrale C7-T1 et jusqu'à 100% à C0-C1. Les simulations démontrent aussi que les tissus conjonctifs mous subissent des taux de déformation importants, jusqu'à 20 000%/s dans la portion supérieure (C0-C1) du ligament antérieur longitudinal.

14. KEYWORDS, DESCRIPTORS or IDENTIFIERS (technically meaningful terms or short phrases that characterize a document and could be helpful in cataloguing the document. They should be selected so that no security classification is required. Identifiers, such as equipment model designation, trade name, military project code name, geographic location may also be included. If possible keywords should be selected from a published thesaurus, e.g. Thesaurus of Engineering and Scientific Terms (TEST) and that thesaurus-identified. If it is not possible to select indexing terms which are Unclassified, the classification of each should be indicated as with the title.)

Cou, modelisation, mine

Defence R&D Canada

Canada's Leader in Defence
and National Security
Science and Technology

R & D pour la défense Canada

Chef de file au Canada en matière
de science et de technologie pour
la défense et la sécurité nationale



www.drdc-rddc.gc.ca

