
Objet de la recherche : Critère de blessure de la colonne cervicale sous choc arrière CCAR (Critère choc arrière)

Responsable(s) scientifique(s) : coordinateur : Rémy WILLINGER

Organisme : Université de Strasbourg

Equipe : Biomécanique

Partenaires : -

Date de début des travaux : 4 Février 2009

Coût de la recherche: 157 194,96 € TTC

Problématique et objet de la recherche

En cas de choc arrière à vitesse modérée la protection de la colonne cervicale reste un problème aigu avec des conséquences humaines et financières lourdes. De nombreux projets se sont intéressés à ce problème de « whiplash », terme anglo-saxon pour « coup du lapin », et force est de constater que de nombreuses blessures de ce type subsistent et qu'il n'y a pas de consensus à ce jour ni sur le mannequin de test à utiliser en choc arrière ni sur le critère de lésion à retenir lors de l'optimisation de l'ensemble siège appui-tête. Ainsi, les normes dans ce domaine ont beaucoup de mal à se stabiliser et l'évaluation de siège automobiles vis-à-vis de ce type de chargement sont largement discutés.

Méthodologie

La méthode proposée repose sur l'utilisation intensive d'un Modèle Eléments Finis (MEF) détaillé de la colonne cervicale disponible à l'Université de Strasbourg (Unistra). Du point de vue de son organisation, le projet s'articule autour de trois tâches : La première s'intéresse à la validation in vitro et in vivo du MEF du cou en situation d'impulsion arrière sur la base de la cinématique de la tête. La seconde tâche consiste en la reconstruction de 86 accidents réels, particulièrement bien documentés, de chocs arrière avec le MEF du cou. L'ensemble des paramètres intra cervicaux et intra cérébraux ont été calculés afin de préparer la dernière tâche qui consiste à extraire les paramètres les plus pertinents en lien avec l'apparition des lésions. Ainsi chaque paramètre calculé lors de la simulation numérique des accidents a été considéré comme un candidat potentiel pour l'établissement du critère de lésion. Chaque paramètre a finalement été corrélé à la survenue des blessures afin de tenter d'établir la courbe de risque et de chiffrer la qualité de la régression

Principaux résultats

La validation in vivo du MEF de la colonne cervicale repose d'abord sur des essais réalisés sur le sujet modélisé à l'Université de Strasbourg. Les essais de choc arrière ont été conduits en collaboration avec l'Université de Munich (LMU) et il a été montré que la cinématique théorique de la tête se superpose convenablement aux résultats expérimentaux. La deuxième validation qui est proposée s'intéresse au mouvement relatif des vertèbres cervicales et repose sur des essais de choc arrière impliquant un volontaire et réalisés par d'Ono et *al.* (1997). Les déplacements relatifs entre C3-C4 (3^{ème} et 4^{ème} vertèbre cervicale), C4-C5, C5-C6 et C6-C7 ont été calculés et comparés aux résultats des enregistrements Rx expérimentaux. Une troisième validation repose sur une approche fréquentiel multidirectionnelle. Une attention toute particulière a été portée à la validation dans le plan sagittal. Les essais vibratoire sur volontaires ont démontré que le système tête-cou réalise systématiquement une flexion-extension à 1.7 Hz et une rétraction de la tête en opposition avec la colonne cervicale (communément nommé S-Shape) à 8.8 Hz. Ce comportement modal est reproduit fidèlement par le MEF du système tête-cou proposé avec un mode de flexion-extension à 2.8 Hz et un mode de rétraction à 11 Hz pour le S-Shape.

Le deuxième volet de cette recherche consiste en la reconstruction numérique de 86 cas d'accident réels de choc arrière. Cette base de données mise à notre disposition par le Groupe d'Assurance suédois FOLKSAM inclue l'enregistrement du pulse d'impact en terme d'accélération, le sexe, l'âge, le type de voiture et le niveau de lésion des passagers. A l'aide d'un modèle multi-corps de l'ensemble siège-thorax, les champs cinématiques de la première vertèbre thoracique (T1) et de l'appui tête ont été calculés pour chaque cas étudié. Ces champs cinématiques sont ensuite appliqués au MEF de la colonne cervicale en intégrant aussi le modèle de l'appui tête pour respecter les conditions aux limites. Après calcul d'un grand nombre de paramètres intra-cervicaux et

intracrâniens pour chacune des victimes une évaluation des critères couramment utilisés dans le monde automobile a été faite (NIC, Moment, Nkm, Force) au moyen d'une régression logistique. Il est apparu que seul le moment au niveau des condyles occipitaux était corrélé avec le niveau de lésion observé chez les accidentés. Le NIC, récemment introduit dans le cadre des essais consommateurs EURONCAP présente des scores très faibles, que ce soit pour les lésions bénignes ou plus sévères. Enfin cette étude a permis d'extraire un critère basé sur le cisaillement intra-cervical en terme de somme des déplacements entre chaque étage vertébral. Ce critère présente un niveau de corrélation élevé que ce soit pour les lésions modérées ou sévères.

Equipe Biomécanique

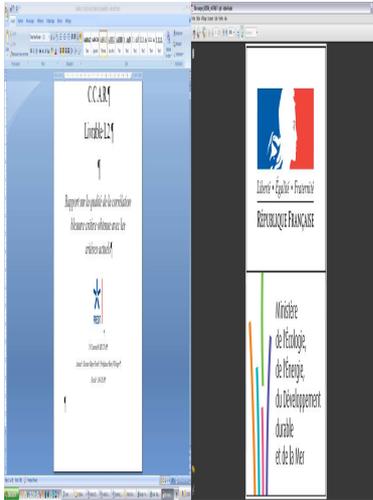
Université de Strasbourg

Institut de Mécanique des Fluides
et des Solides

2 rue Boussingault 67000

Strasbourg

E-mail : willi@imfs.u-strasbg.fr



C.C.A.R.

Livrable L1.

N° Contrat 09 MT CV

05



Rapport sur la validation in vivo in vitro du MEF de la colonne cervicale

Auteurs : Docteur Meyer Frank ; Professeur Rémy Willinger

Fait le : 08/07/2011

Sommaire

1 Introduction.....	3
2 Description du MEF du système tête-cou.....	4
2.1 MEF de la tête	4
2.2 MEF du cou.....	5
3. Validation du MEF du système tête cou.....	10
3.1 Validation fréquentielle.....	10
3.2. Validation temporelle.....	12
3.3 Validation in vivo en choc arrière.....	16
4. Modèle élément finis du système tête-cou en situation de choc arrière.....	17
6. Conclusion.....	19
7. Références.....	20

1 Introduction

Le projet CCAR est couplé avec le projet Européen ADSEAT « ADaptive SEAT to reduce neck injuries for female and male occupants » afin d'obtenir une validation intra-cervicale c'est-à-dire une validation vis-à-vis du mouvement relatif de chacune des vertèbres cervicales durant un choc arrière. Les résultats de ces essais ne seront disponibles qu'en janvier-février 2011, en conséquence ce livrable propose un état de l'art sur le Modèle Eléments Finis (MEF) du système tête-cou et sera complété ultérieurement.

Ce modèle du système tête-cou est l'union de deux modèles à l'origine distincts ; un MEF de la tête et un MEF du cou. Les premiers travaux concernant le MEF de la tête ont commencé en 1994 (Willinger et al. 1994) et continue aujourd'hui avec la proposition de nouvelles limites de tolérance spécifiques à des mécanismes de lésion de la tête humaine en situation de choc extrême. Concernant le cou les premiers travaux ont été réalisés par Meyer et al. en 2004 avec la création du MEF et une validation dans le domaine fréquentiel conformément aux travaux réalisés par Bourdet et al. 2005.

Ce rapport rapporte dans un premier temps les diverses parties anatomiques qui sont prises en compte dans cette modélisation ainsi que les propriétés mécaniques qui leurs sont attribuées.

Le second volet explicite les différentes validations qui ont été réalisées c'est-à-dire une validation multidirectionnelle dans le domaine temporel ainsi que dans le domaine fréquentiel, une validation en choc arrière sur le sujet modélisé et enfin par rapport aux essais de Ono et al. 1997 pour le mouvement relatif des vertèbres cervicales.

2 Description du MEF du système tête-cou

Ce paragraphe propose une description du MEF du système tête cou qui est le résultat d'un couplage entre deux modèles existants, un MEF de la tête et un MEF du cou, développés à l'Université de Strasbourg (UdS).

2.1 MEF de la tête

Cette section présente le modèle par éléments finis tri-dimensionnel de la tête humaine développé à l'Université de Strasbourg.

Le modèle est construit à partir d'un crâne humain sec dont les surfaces externe et interne sont digitalisées avec un dispositif de mesure tridimensionnelle. La mise en place des membranes intracrâniennes est faite avec l'aide d'atlas d'anatomie, et le cerveau remplit l'espace intracrânien jusqu'à 2 mm de la boîte crânienne. Le maillage est continu entre toutes les parties du modèle. L'espace subarachnoïdien est représenté entre le cerveau et le crâne pour simuler le liquide céphalo-rachidien. Cet espace est maillé avec une couche d'éléments brique et entoure intégralement le cerveau. La tente sépare le cervelet du cerveau et la faux s'intercale entre les deux hémisphères cérébraux dans le plan sagittal. Le scalp est modélisé par des éléments brique et recouvre entièrement le crâne et l'os facial. Globalement le présent modèle est constitué de 11939 nœuds, 13208 éléments divisés en 10395 éléments briques et 2813 éléments coques (figure 1)

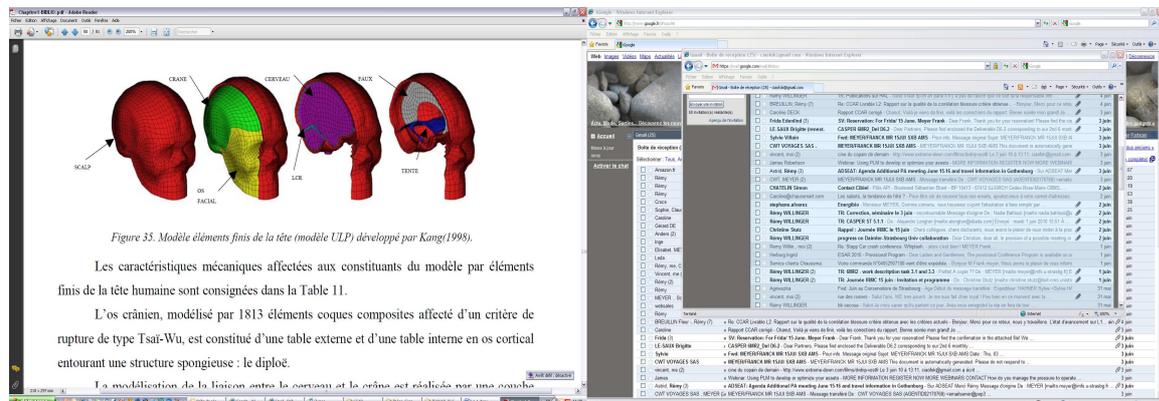


Figure 1 : Modèle éléments finis de la tête développé par Kang (1997).

Les caractéristiques mécaniques affectées aux constituants du modèle par éléments finis de la tête humaine sont consignées dans le tableau 1. L'os crânien, modélisé par 1813 éléments coques composites affecté d'un critère de rupture de type Tsai-Wu, est constitué d'une table externe et d'une table interne en os cortical entourant une structure spongieuse : le diploë.

La modélisation de la liaison entre le cerveau et le crâne est réalisée par une couche d'éléments briques à bas module d'élasticité pour simuler la compliance de l'espace subarachnoïdien, déterminée dans une étude antérieure par Willinger et al. (1995) au moyen d'une analyse modale de la tête in vivo. La structure supposée homogène et isotrope du cerveau est maillée en 5508 éléments brique affectés d'une loi de comportement viscoélastique. La viscoélasticité est assurée par un modèle rhéologique de Boltzman. Les paramètres mécaniques de ce modèle de Boltzman sont optimisés de façon à ce qu'il superpose sa réponse aux tests rhéologiques de Shuck et al. (1972).

Les 2296 éléments briques du scalp, tout comme les 471 éléments membranes de la faux et de la tente, sont considérés comme élastiques et affectés de caractéristiques mécaniques issues de l'étude de Zhou et al. (1996).

Ce modèle a été validé par Willinger et al. (1999) qui ont confronté la réponse dynamique du modèle aux essais expérimentaux réalisés par :

Nahum et al. (1977), en termes de :

- Force de contact entre l'os frontal de la tête et l'impacteur qui vient la heurter.
- Accélération du crâne
- Pressions intra-crâniennes en régions frontale, occipitales, pariétale et dans la fosse postérieure.

Trosseille et al. (1992), en termes de :

- Accélérations intra-cérébrales en régions frontale, occipitale et au niveau du noyau lenticulaire.

- Pressions intra-crâniennes en régions frontale, occipitale, temporale, et au niveau des ventricules latéraux et du troisième ventricule.

Yogonandan et al. (1994), en termes de :

- Force d'interaction entre la boule impactante et les os crâniens.
- Traits de fractures linéaires observés lors de la simulation.

Afin de déterminer les mécanismes de lésion et les limites de tolérance des tissus du segment crânio-encéphalique humain propre au modèle éléments finis de la tête, un ensemble de 68 reconstructions numériques d'accidents réels a été mené par Deck et al. (2008). Les accidents considérés sont issus des domaines du transport, du sport et des impacts balistiques.

Une corrélation entre certains paramètres mécaniques calculés et les lésions observées ont permis de quantifier un certain nombre de limites de tolérance rappelées ci-dessous correspondant à une probabilité d'apparition des lésions de 50 %.

Pour les hématomes sous-duraux ou subarachnoïdiens :

- Une pression minimale de l'espace subarachnoïdien de -135 kPa.

Pour les lésions neurologiques modérées

- Une contrainte de Von Mises intra-cérébrale de 25 kPa.

Pour les lésions neurologiques sévères

- Une contrainte de Von Mises intra-cérébrale de 35 kPa.

Pour les fractures des os du crâne

- Une énergie de déformation du crâne de 865 mJ.

The image shows a computer screen with a table on the left and a Gmail inbox on the right. The table lists mechanical properties for various parts of the head model. The Gmail inbox shows several messages, including one from 'BREULLIN PEAR...' dated 4/20/10.

Partie	Propriété du matériau	Paramètres du matériau	Valeur	Type d'élément	Épaisseur des coques [mm]
Face	Elastique	Densité	2500 Kg.m ⁻³	Coque	100
		Module d'Young	5.0E+03 MPa		
		Coeff. de Poisson	0.23		
Crâne cortical	Elasto-plastique orthotrope	Densité	1900 Kg.m ⁻³	Coque composite	2.0
		Module d'Young	1.5E+04 MPa		
		Coeff. de Poisson	0.21		
		Module de compressibilité	6.2E+03 MPa		
		UTS	90.0 MPa		
Crâne spongieux	Elasto-plastique orthotrope	Densité	1500 Kg.m ⁻³	Coque composite	3.0
		Module d'Young	4.6E+03 MPa		
		Coeff. de Poisson	0.05		
		Module de compressibilité	2.3E+03 MPa		
		UTS	35.0 MPa		
Scalp	Elastique	Densité	1.0E+03 Kg.m ⁻³	Étiquette	/
		Module d'Young	1.67E+01 MPa		
		Coeff. de Poisson	0.42		
Cerveau	Viscoélastique	Densité	1040 Kg.m ⁻³	Étiquette	/
		Module de compressibilité	1.12E+03 MPa		
		Module élastique	4.9E+02 MPa		
		Module de stockage	1.62E+02 MPa		
		Constante de temps	145 s ⁻¹		
LCR	Elastique	Densité	1040 Kg.m ⁻³	Étiquette	/
		Module d'Young	0.12E+01 MPa		
		Coeff. de Poisson	0.49		
Enne et tarte	Elastique	Densité	1140 Kg.m ⁻³	Membrane	1.0
		Module d'Young	3.15E+01 MPa		
		Coeff. de Poisson	0.45		

Tableau 1 : Propriétés mécaniques des différents segments du MEF de la tête.

2.2 MEF du cou

Le modèle du cou décrit dans ce paragraphe est issu des travaux de Meyer et al. 2004. Afin de coupler les deux modèles (tête et cou) quelques modifications ont été apportées aux modèles originaux de la tête et du cou. Elles portent sur le maillage (nombre d'éléments) des muscles qui a été significativement diminué (de 58 179 éléments briques à 2 691 éléments) afin d'optimiser le temps de calcul. Le maillage de la face, à l'origine modélisé par des éléments coques, a été remaillé en éléments briques afin d'assurer une continuité de maillage entre les muscles antérieurs du cou et la face. Enfin l'ajout de ressort modélisant le Longissimus capitis; Longissimus cervicis; Longus capitis; Longus colli C1-C5; Longus colli C5-T1; Scanelus anterior;

Scanelus medius; Scanelus posterior; Semispinalis capitis; Semispinalis cervicis; Splenius capitis; Splenius cervicis; Sternocleidomastoidien et le Trapezius, a été réalisé pour prendre en compte l'activation musculaire. Finalement un scalp recouvre l'ensemble du modèle. Ce MEF tête/cou ainsi couplé comprend 25 596 éléments pour une masse totale de 6.7 Kg. La figure 2 illustre le modèle du système tête cou.

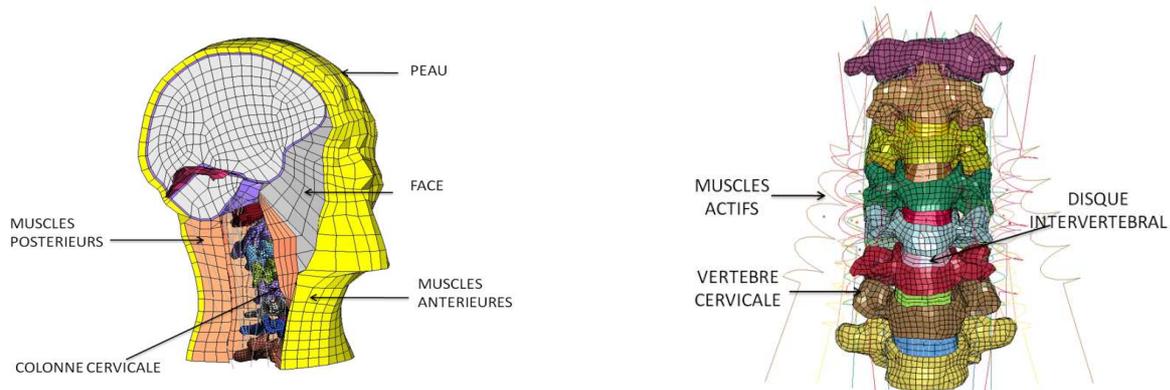


Figure 2: Coupe du MEF du système tête cou et colonne cervicale composé des 7 vertèbres cervicales et de la première vertèbre thoracique.

En ce qui concerne les propriétés mécaniques du MEF du cou, les ligaments ont été modélisés par des éléments ressorts non linéaires avec un coefficient

d'amortissement de 900 N.m/s $\left(F = f(l - l_0) + c \frac{dl}{dt} \right)$. Pour définir les lois de comportement de chaque ligament, tant au niveau du rachis cervical inférieur que supérieur, nous nous sommes référés à deux études complémentaires, Chazal et al. (1985) et Yoganandan et al. (2001).

L'étude de Chazal et al. (1985) met en évidence le comportement viscoélastique non linéaire des ligaments, comportement pouvant être caractérisé par trois couples de coefficients $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$ déterminant respectivement la zone de faible rigidité ou zone neutre, la partie linéaire et enfin le comportement plastique. Les coefficients pris en compte pour notre modèle sont rapportés dans le tableau 2.

L'étude de Yoganandan et al. (2001) nous informe précisément sur les forces de rupture de chacun des ligaments. Le comportement typique des cinq ligaments du rachis cervical inférieur est illustré en figure 3.

Ligament	α_1	α_2	α_3					
	$\epsilon_1/\epsilon_{3max}$	F_1/F_{3max}	$\epsilon_2/\epsilon_{max}$	F_2/F_{3max}	ϵ_{3max} C2-C5	F_{3max} C2-C5	ϵ_{3max} C5-T1	F_{3max} C5-T1
ALL	0.21	0.11	0.78	0.87	0.308	92.8	0.354	145.2
PLL	0.25	0.12	0.77	0.89	0.182	71.1	0.341	188.2
FL	0.28	0.21	0.76	0.88	0.77	121.5	0.884	129.1
ISL	0.3	0.17	0.75	0.87	0.609	38.6	0.681	38.6
CL	0.26	0.15	0.76	0.88	1.41	119.7	1.16	181.1

Tableau 2 : Coefficients utilisés pour définir les lois de comportement des ligaments (Chazal et al. 1985). Les forces F_i max de rupture sont issues des travaux de Yoganadan et al. (2001).

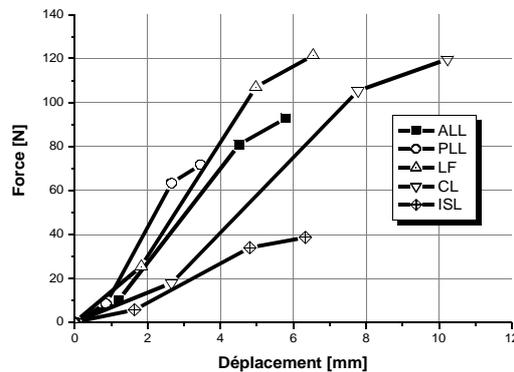


Figure 3 : Lois de comportement des ligaments antérieur longitudinal (ALL C2-C5), postérieur longitudinal ligament (PLL C2-C5), ligament jaunes (FL C2-C5), ligament interspinal (ISL C2-C5), ligament capsulaire (CL C2-C5). Yoganandan et al. (2001) et Chazal et al. (1985).

Afin de prendre en compte les longueurs initiales des ligaments du modèle ainsi que celles mesurées anatomiquement par Yoganandan et al. (2001) (sur le rachis

cervical inférieur uniquement), nous avons procédé au calcul des lois de la manière suivante :

$$\begin{cases} d_i = \alpha_i * L * \left(\frac{L_m}{L} \right) \\ F_i = \frac{F_3 * \alpha_i}{N_{spring}} * \left(\frac{L_m}{L} \right) \end{cases} \quad i = 1, 2, 3 \quad (1)$$

d_i : élongation
 F_i : Force
 N_{spring} : Nombre de ressorts
 L : Longueur mesurée expérimentalement
 L_m : longueur moyenne des ressorts du modèle

Les disques intervertébraux n'ont pas fait l'objet de nombreuses études. Moroney et al. (1988) ont déterminé un module d'Young de 500 Mpa sous une sollicitation en compression. Yoganandan et al. (2001) ont déterminé (en compression) un module de 3.4 - 4.7 Mpa pour l'annulus fibrosus et 450-500 Mpa pour le nucleus pulposus. D'après la littérature ce module se situe entre les valeurs extrêmes rapportées dans la littérature (Kleinberger E=3 Kpa et Dauvilliers 200 Mpa, Nitsche E=100 Mpa). Dans notre cas l'hypothèse d'un matériau homogène isotrope élastique linéaire modélisant l'ensemble annulus fibrosus et nucleus pulposus a été admise avec un module d'Young de 100 Mpa et un coefficient de poisson de 0.3.

Les vertèbres cervicales ont été déclarées en tant que corps rigides avec pour caractéristiques mécaniques les données issues des travaux expérimentaux de Deng (1984) et rappelées dans le tableau 3.

Nom	Mass [Kg]	Ixx [Kg.m ²]	Iyy [Kg.m ²]	Izz [Kg.m ²]
T1	-	-	-	-
C7	0.22	2.2	2.2	4.3
C6	0.24	2.4	2.4	4.7
C5	0.23	2.3	2.3	4.5
C4	0.23	2.3	2.3	4.4
C3	0.24	2.4	2.4	4.6
C2	0.25	2.5	2.5	4.8
C1	0.22	2.2	2.2	4.2

Tableau 3 Propriétés mécaniques des vertèbres cervicales, masses et inerties appliquées aux centres de gravité.

Concernant les muscles une loi viscoélastique a été attribuée aux muscles antérieurs et postérieurs d'après les travaux de Chawla et al. 2008. Les paramètres mécaniques sont résumés dans le tableau 4.

	Short shear modulus G0 (Mpa)	Long shear modulus G0 (Mpa)	Bulk Modulus β (Mpa)	Decay constant η (s ⁻¹)
Muscles Postérieurs	0.115	0.086	2500	0.0017
Muscles Antérieurs	0.03995	0.0029490	2500	0.0017

Tableau 4 : Propriétés mécaniques pour les muscles antérieurs et postérieurs.

En ce qui concerne la gestion des contacts entre l'atlas et la tête, les unités de vertèbres cervicales et enfin entre le rachis cervical et les muscles, ils ont été modélisé à l'aide d'interfaces sans coefficient de frottement.

En ce qui concerne les propriétés mécaniques des groupes de muscles modélisé par des éléments ressorts une loi active et passive a été modélisée. Les paramètres mécaniques ont été ajustés en s'appuyant les travaux de Winters 1990. La formulation est celle de Hill et s'exprime de la manière suivante.

F_{pe} : force passive

F_{ce} : force active

La force passive a pour formulation :

A_p : section du muscle

K et a : constante (K=3.35 N/cm² ; a=0.7)

ϵ : déformation

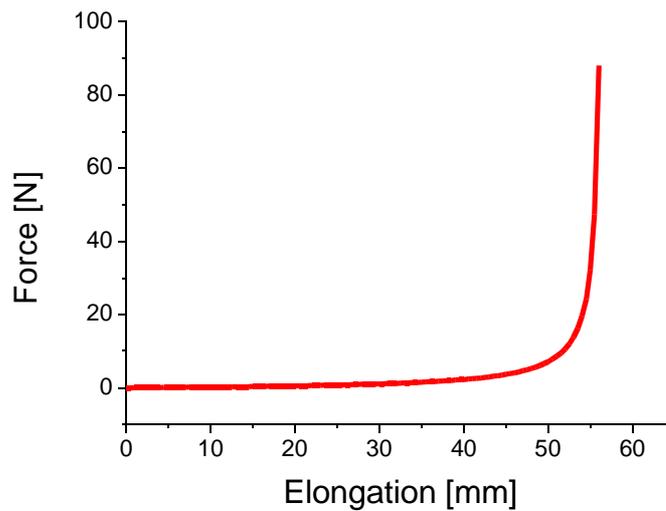


Figure 4: Force passive en fonction de l'élongation du muscle.

La force active des muscles est formulée de la manière suivante :

Où $A(t)$ est la fonction d'activation des muscles défini par l'équation différentielle suivante.

avec u paramètre d'activation du muscle (figure 5). Si $u=0$ le muscle est passif, si $u=1$ l'activation est maximal. l_r est la longueur de référence et donné par la relation $l_r=1.05 \cdot l_0$.

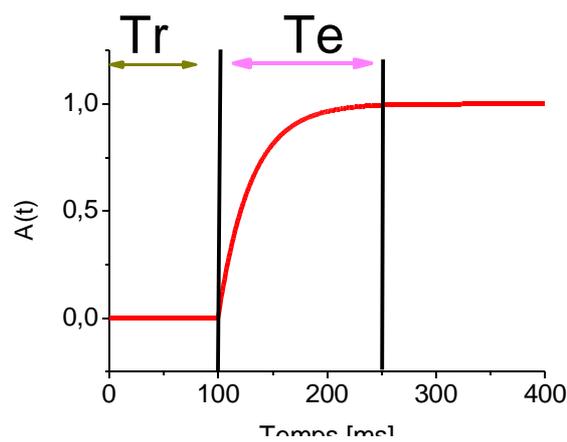


Figure 5: Fonction d'activation du muscle. T_r correspond au temps où seule la force passive est prise en compte et T_e le temps d'activation.

F_{max} est la force maximal donné par la relation avec $[N/cm^2]$.

est la fonction reliant la force développée par le muscle à la vitesse d'élongation du muscle (figure 6). Elle est définie de la manière suivante.

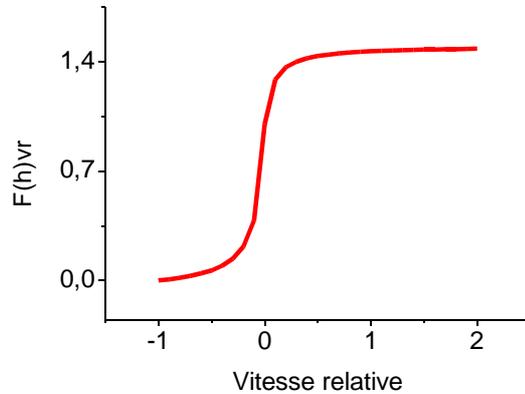


Figure 6: Fonction de Hill reliant la force à la vitesse relative d'élongation du muscle.

Enfin est la fonction reliant la force et la longueur du muscle (figure 7). Elle s'exprime de la manière suivante.

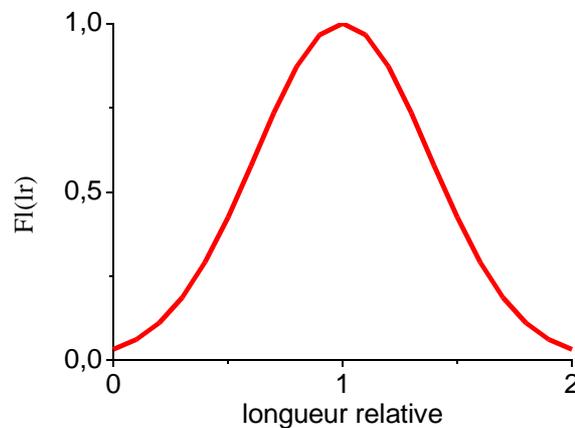


Figure 7: Fonction de Hill reliant la force à la longueur relative du muscle.

Les constantes S_k , C_{Eshl} et C_{Eml} sont des constantes égales à 0,54, 0,05, 1,5 respectivement.

Les paramètres mécaniques appliqués au MEF sont récapitulés dans le tableau 5

Nom du muscle	Section (cm ²)	Apcsa	Longueur initiale (mm)
Longus colli C1-C5	0.4		77
Longus colli C5-T1	0.4		66
Longus capitis	0.4		114

Scanelus anterior	0.9	104
Scanelus medius	1	118
Scanelus posterior	0.9	86
Trapezius	1.8	156
Sternocleidomastoidien	3.7	158
Splenius capitis	1.5	125
Splenius cervicis	0.4	110
Semispinalis capitis	3.1	124
Semispinalis cervicis	2.3	85
Longissimus capitis	0.3	106
Longissimus cervicis	0.3	96

Tableau 5 : Section et longueur initial des muscles modélisés.

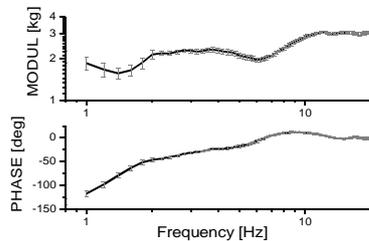
3. Validation du MEF du système tête cou

La validation du MEF du cou est basée sur trois types d'expériences complémentaires. La première est réalisée dans le domaine fréquentiel pour s'assurer du comportement linéaire du système tête-cou c'est-à-dire pour de faibles déplacements relatifs tête-cou. Cette caractérisation est en adéquation avec la problématique du choc arrière car la distance tête appui-tête est très souvent faible. Par ailleurs elle permet de s'affranchir d'une validation type corridor où plusieurs réponses dynamiques ne traduisant pas un même comportement mécanique peuvent être considérées comme valables. (Willinger et al. 2005, Bourdet et al. 2005, Meyer et al. 2004).

3.1 Validation fréquentielle

Cette section s'intéresse à la validation multidirectionnelle du système tête-cou dans le domaine fréquentiel. La validation du MEF s'appuie sur les travaux réalisés par Bourdet et al. 2005. (cf. Livrable L2 « Rapport sur la qualité de la corrélation blessure critère obtenue avec les critères actuels ») et sur ceux de Gunzel et al. 2009. La première étude à consister à caractériser le comportement dynamique du système tête cou dans le plan sagittal. Gunzel a étendu cette caractérisation dans le plan frontal et horizontal. Les dispositifs expérimentaux sont illustrés en figure 8. Les résultats correspondant à ces essais sont exprimés en termes de masse apparente et de phase et illustrés en figure 9.

Figure 8 : Dispositif expérimental utilisé pour la détermination des modes dans le plan sagittal (a) dans le plan frontal (b) et dans le plan horizontal (c).



(a)

(b)

(c)

Figure 9 : Représentations de la réponse en fréquence en termes de masse apparente avec un intervalle de confiance de 95 % calculée (a) dans le plan sagittal, (b) dans le plan frontal et (c) dans le plan horizontal).

En ce qui concerne les essais dans le plan sagittal deux fréquences de résonances associées à deux déformées modales ont été identifiées. La première fréquence correspond à une flexion-extension s'exprimant à 1.7 Hz et la seconde à 8.8 Hz correspondant à une rétraction de la tête en déphasage avec la colonne cervicale. Ce mouvement a-physiologique est communément appelé dans la littérature « S-Shape ».

Pour les essais dans le plan frontal deux fréquences ont été identifiées correspondant à une inclinaison latérale s'exprimant à 1.7 Hz et à une rétraction latérale s'exprimant à 9.5 Hz. Enfin les expériences dans le plan horizontal ont permis d'identifier la dernière déformée modale du système tête-cou correspondant à une rotation axiale s'exprimant à 3.2 Hz.

Ainsi ces divers tests ont permis d'avoir une caractérisation multidirectionnelle du système tête cou et constituent une base de validation pour le MEF.

Afin d'extraire les fréquences de résonance du modèle, les trois expériences ont été reproduites numériquement en respectant les mêmes conditions aux limites ainsi que les forces d'impact appliquées au niveau de la tête. Les figures 10, 11 et 12 illustrent les réponses du MEF en termes de masse apparente et de phase respectivement dans le sagittal, frontal et horizontal. L'ensemble des résultats est résumé dans le tableau 6.

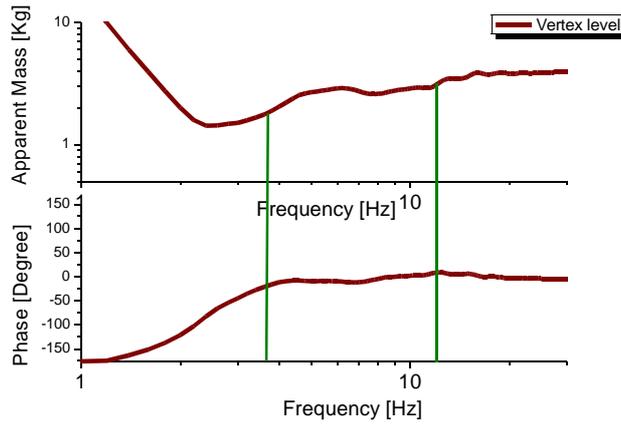


Figure 10 : Fonction de transfert en termes de masse apparent au niveau du vertex dans le plan sagittal.

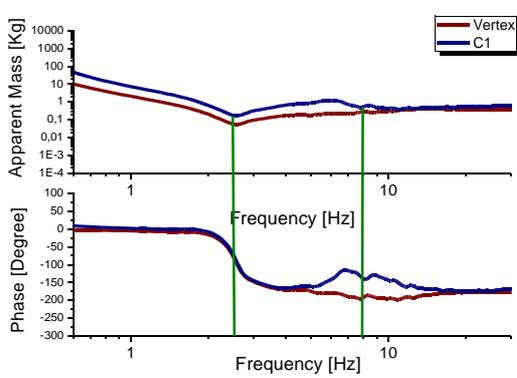


Figure 11: Fonction de transfert en termes de masse apparent au niveau du vertex et de la jonction atanto-occipital dans le plan frontal. (impact latéral).

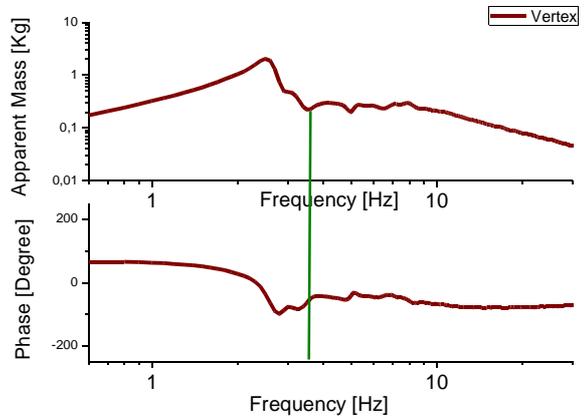


Figure 12 : Fonction de transfert en termes de masse apparent au niveau du vertex dans le plan horizontal. (impact rotationnel).

Mode	Mode -Illustration	Fréquence de résonance expérimentale	Fréquence de résonance calculée avec le MEF
Flexion-Extension		1.68±0.2 Hz	2.8 Hz
Inclination		1.7±0.2 Hz	2.6 Hz
Rotation axiale		3.2±0.3 Hz	3.4 Hz
S-Shape		8.8±0.5 Hz	11 Hz
Rétraction latérale		9.5±1.4 Hz	9.6 Hz

Tableau 6 : Résultats expérimentaux et numériques en termes de fréquence de résonance.

3.2. Validation temporelle

Cette analyse temporelle permettra de valider le modèle en conformité avec les procédures de validation classiques retenues systématiquement dans la littérature (Dauvilliers (1994), De Jager (1996), Kleinberger 1993), Yang (1998)).

Les essais du N.B.D.L ont pour avantage d'être des essais effectués sur volontaires, d'être assez violents (15g pendant 100 ms) et bien instrumentés. Ils constituent donc une source de validation intéressante pour s'assurer de la cinématique de la tête pour des chocs de forte intensité.

Les vitesses d'asservissement au niveau de la première vertèbre thoracique (T1) sont données en figures 13 à 15.

L'évaluation du modèle dans cette étape est alors obtenue en superposant les réponses en termes d'accélération et de déplacements du centre de gravité noté CG.

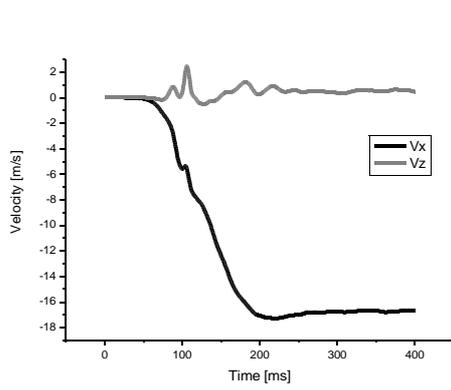


Figure 13 : Vitesse d'asservissement de T1 dans le cas du choc Frontal (15 G pendant 100ms).

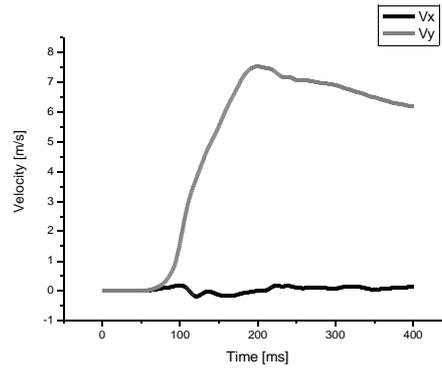


Figure 14 : Vitesse d'asservissement de T1 dans le cas du choc latéral (7G pendant 100ms).

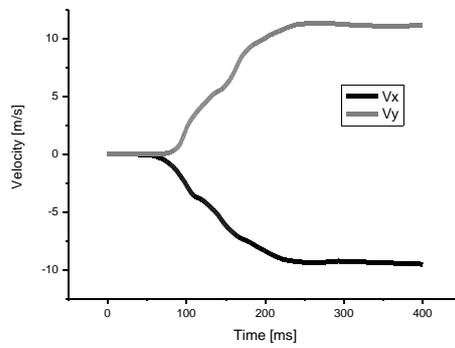
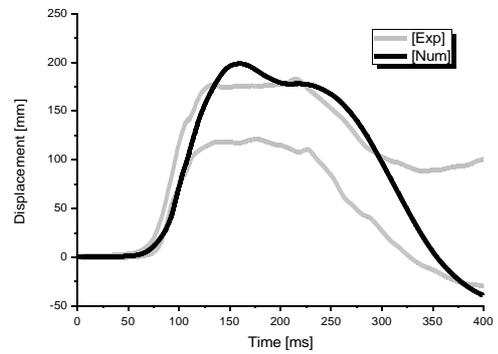
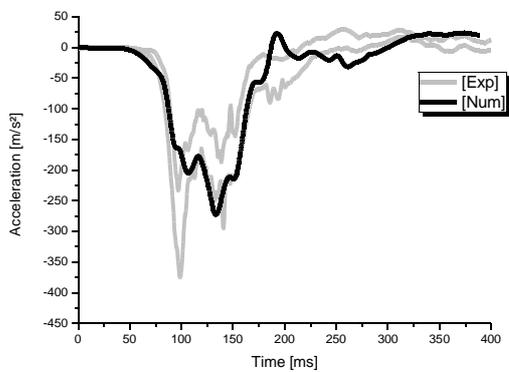
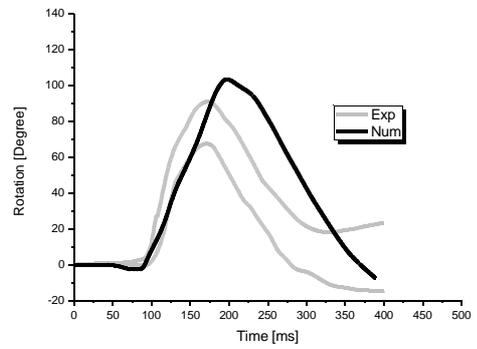
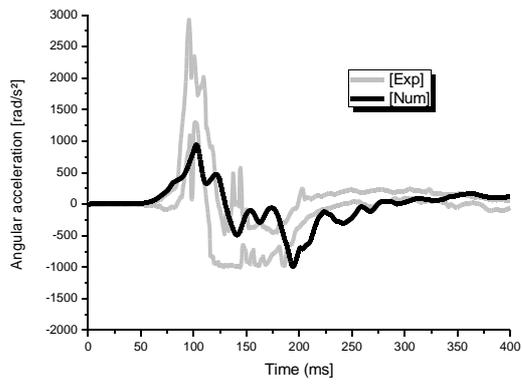


Figure 15 : Vitesse d'asservissement de T1 dans le cas du choc oblique (11g pendant 100 ms).

Choc Frontal

Les résultats obtenus avec le modèle en choc frontal sont superposés aux données expérimentales en figure 16. Une illustration de la cinématique du modèle pendant le choc est donnée en figure 17.





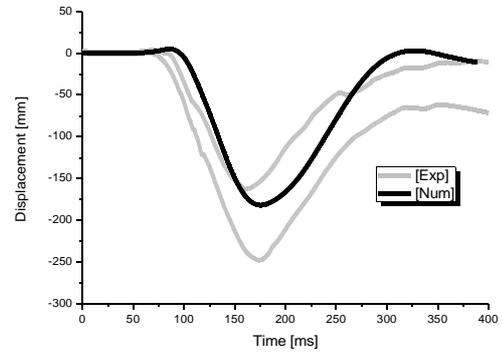
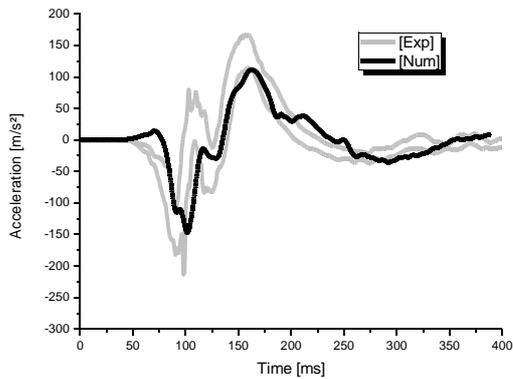


Figure 16 : Résultats du choc frontal : (a) accélération suivant x du CA de la tête, (b) accélération angulaire suivant y du CA de la tête, (c) accélération suivant z du CA de la tête, (d) Déplacement suivant X du CA de la tête, (e) Rotation du CG de la tête, (f) Déplacement suivant Z du CG de la tête (g).

Temps=0 ms

Temps =50 ms

Temps =100 ms

Temps =150 ms

Temps =200 ms

Temps =250 ms



Temps =300 ms

Temps =350 ms

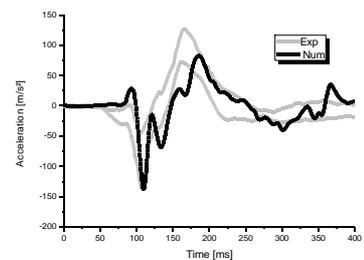
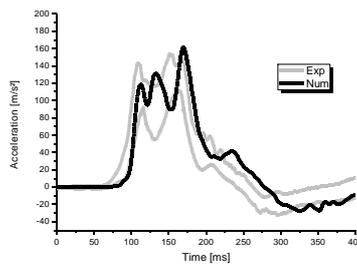
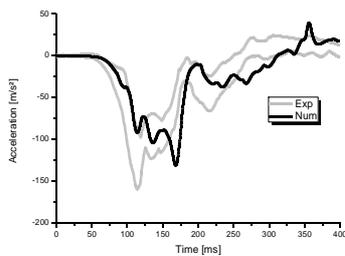
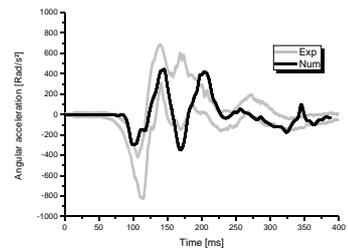
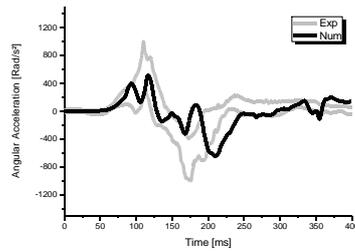
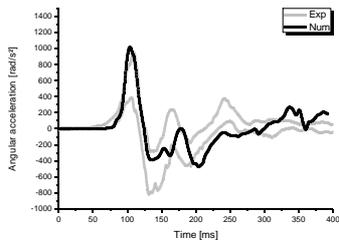
Temps =400 ms

Figure 7 : Illustration de la cinématique du modèle lors du choc frontal.

Les réponses du modèle pour le choc frontal 15g sont similaires à celles de volontaires pendant pratiquement toute la durée du choc.

Choc Oblique

Les résultats obtenus avec le modèle en choc oblique sont superposés aux données expérimentales en figure 18. Une illustration de la cinématique du modèle pendant le choc est donnée en figure 19.



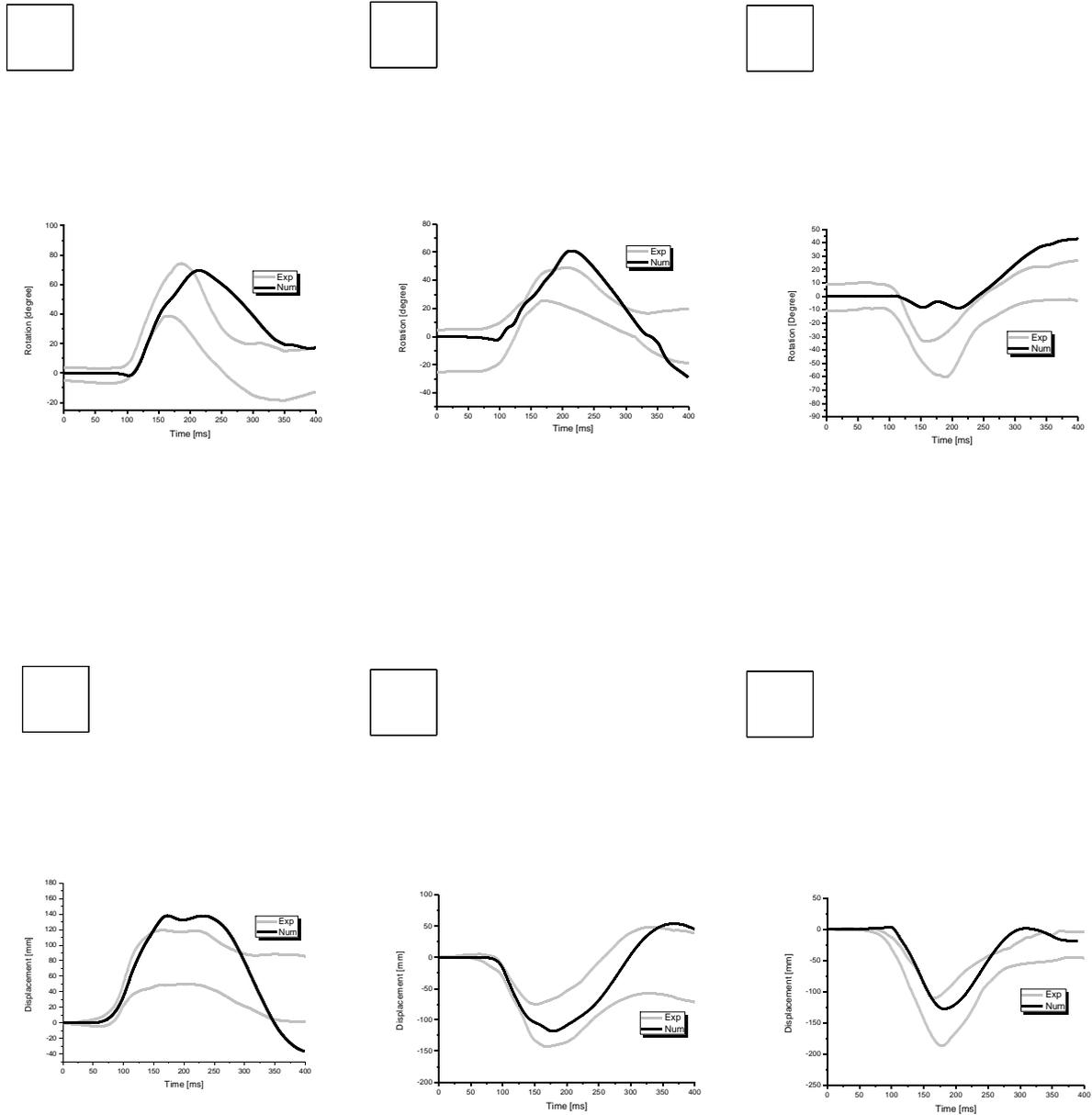


Figure 18 : Résultats lors du choc oblique : X (a), Y (b) et Z (c) accélérations angulaires du CGde la tête, X (d), Y (e) et Z (f) accélérations linéaires du CG de la tête, X (g), Y (h) et Z (i) rotation de la tête, X (j), Y (k) et Z (l) Déplacements du CG de la tête.

Les réponses du modèle pour le choc oblique sont très proches de celles des volontaires. Toutes les accélérations angulaires et linéaires de la tête du MEF se situent dans les corridors des volontaires tout au long des 400 ms de choc.

Temps =0 ms

Temps =50 ms

Temps =100 ms

Temps =150 ms

Temps =200 ms

Temps =250 ms

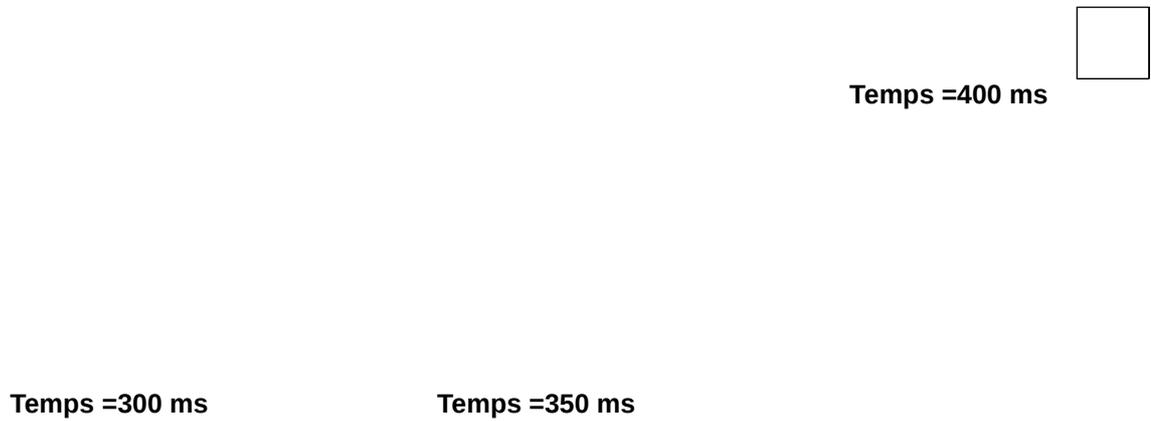
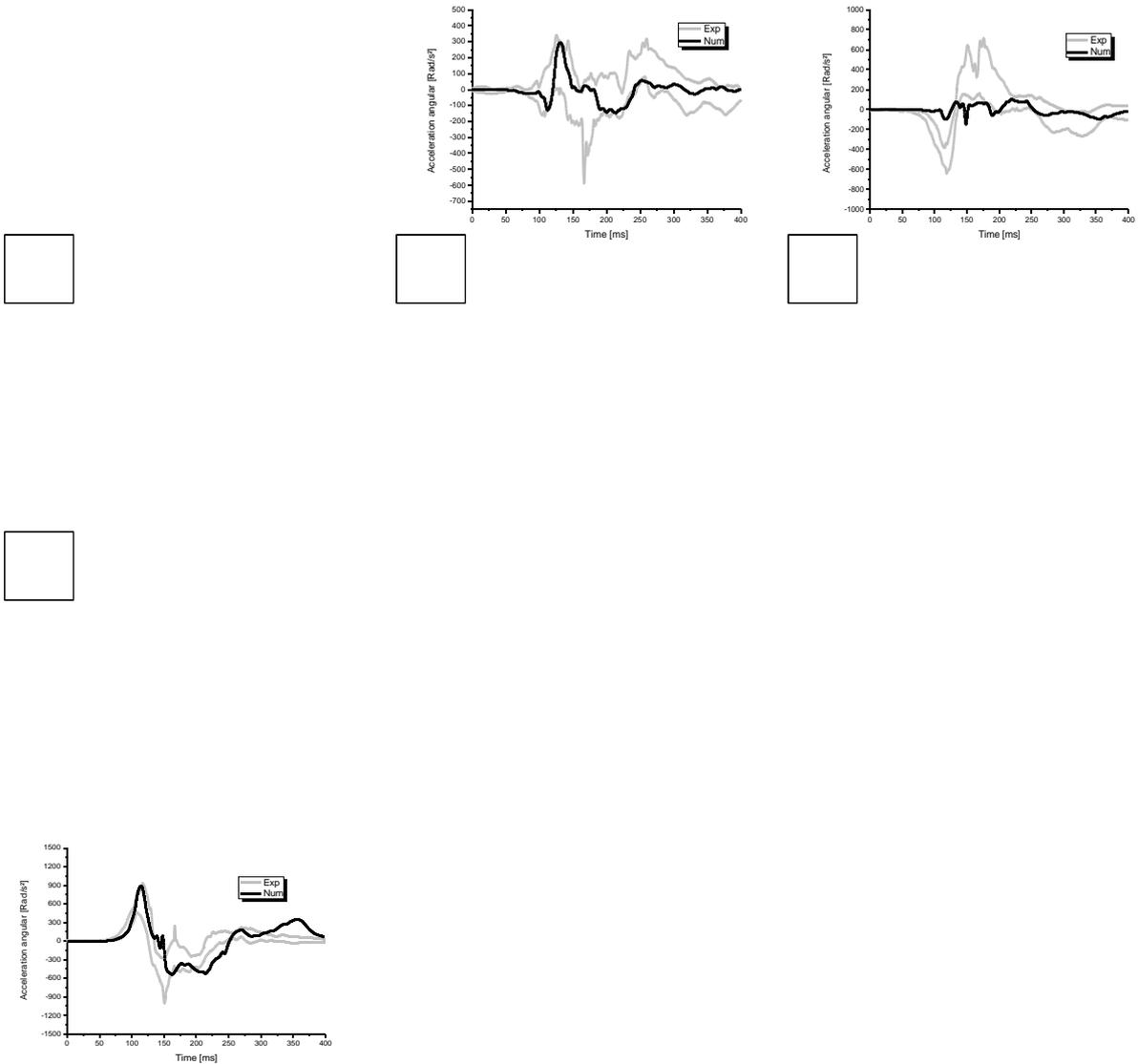
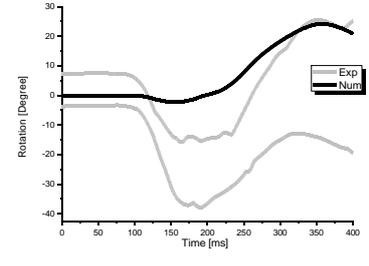
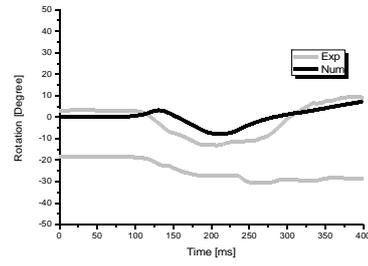
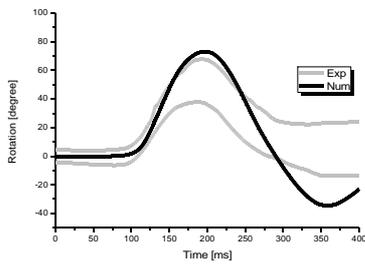
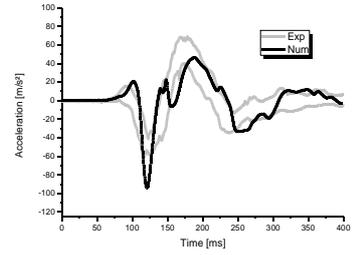
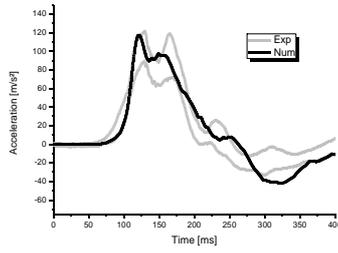
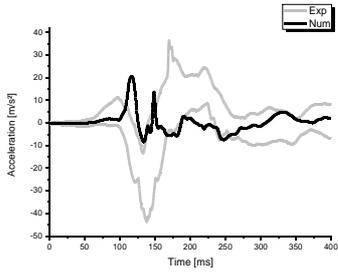


Figure 19 : Illustration de la cinématique du modèle lors du choc oblique.

Choc Latéral

Les résultats obtenus avec le modèle en choc latéral sont superposés aux données expérimentales (figure 20). Une illustration de la cinématique du modèle pendant le choc est donnée en figure 21.





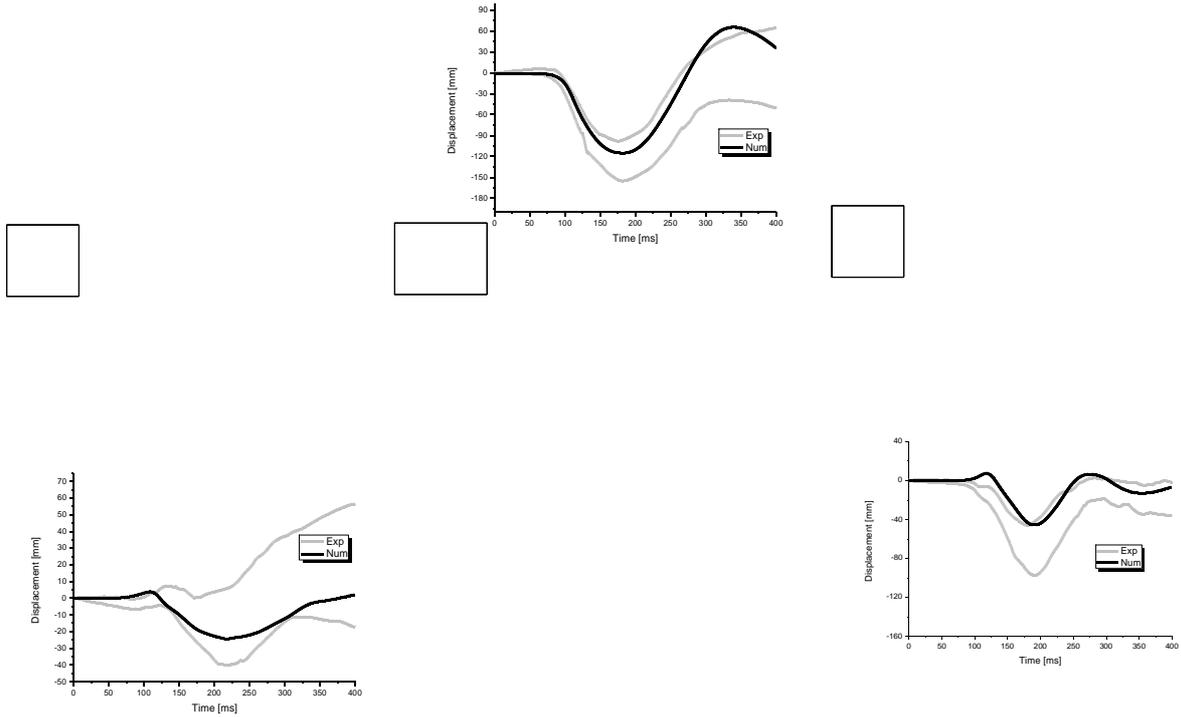


Figure 20 : Résultat lors du Latéral : X (a), Y (b) et Z-(c) accélérations angulaires du CG de la tête, X (d), Y (e) et Z (f) accélérations linéaires du CG de la tête, X (g), Y (h) et Z (i) rotation de la tête, X (j), Y (k) et Z (l) Déplacements du CG de la tête.

De la même manière que pour la configuration en choc oblique, il existe une bonne corrélation entre le MEF et les volontaires pendant toute la durée du choc. Les accélérations linéaires et angulaires de la tête obtenues avec le modèle sont encadrées par les corridors expérimentaux, dans toutes les directions.

Temps =0 ms

Temps =50 ms

Temps =100 ms

Temps =150 ms

Temps =200 ms

Temps =250 ms



3.3 Validation in vivo en choc arrière

La validation in vivo (validation du mouvement relatif des vertèbres cervicales sur volontaires lors d'un choc arrière) prévu initialement dans ce projet n'a pu être réalisée pour la raison suivante : la commission d'éthique n'a pas donné son aval pour utiliser les rayons x rapide afin de suivre le mouvement des vertèbres, tests devant ce réaliser dans le cadre du projet Européen FP7 ADSEAT en partenariat avec l'Université de Graz. Ces tests n'auront lieu que sur cadavre et dans un délai dépassant celui du présent projet.

En réponse à cette annulation deux validations complémentaires ont été réalisées. La première consiste en une validation de la cinématique de la tête du sujet modélisé et la seconde repose sur des essais menés sur volontaires mesurant le mouvement relatif des vertèbres cervicales (Ono et *al.* 1997)

C'est dans le cadre du projet FP7 ADSEAT que des essais choc arrière classique (enregistrement de la cinématique de la tête et de la première vertèbre thoracique) sur volontaires ont été menés en partenariat avec l'Université de Munich (LMU) et l'assureur Allianz. Dans ce cadre deux essais sur le sujet modélisé ont été réalisés. Ces essais consistent en un chariot venant impacté (figure 22) un autre chariot à 7 Km/h sur lequel est positionné le volontaire (figure 23) induisant une accélération moyenne de 3G (figure 24).

Figure 22 : Impacteur pour les essais en choc arrière (Allianz & LMU)

Figure 23 : Positionnement du volontaire et dispositif expérimental (Allianz & LMU)

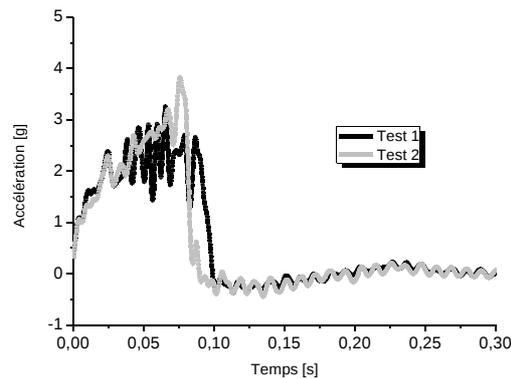


Figure 24 : Accélération du chariot où le sujet est assis, lors de l'impact.

Les accélérations enregistrées au niveau de la première vertèbre thoracique ont été appliqué au MEF du système tête-cou et la validation s'opère en superposant l'accélération de la tête du MEF à celle enregistré sur le volontaire. L'ensemble des résultats est exposé en figure 25 - 30.

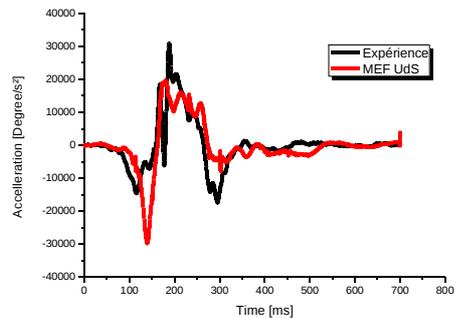
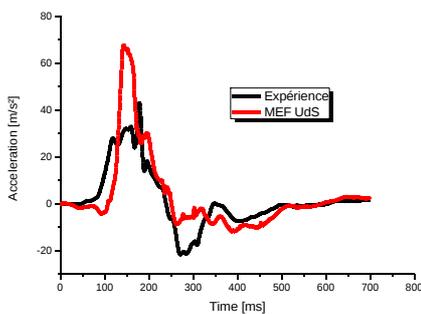


Figure 25: Accélération linéaire de la tête suivant x du MEF du système tête-cou en comparaison à l'essai numéro 1 effectuée sur le volontaire modélisé.

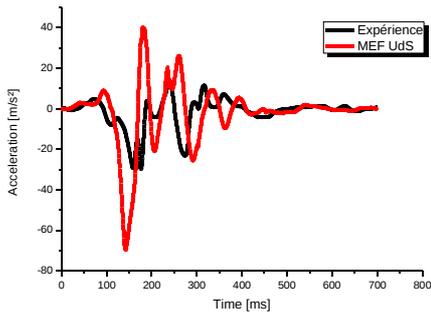


Figure 26: Accélération angulaire de la tête suivant y du MEF du système tête-cou en comparaison à l'essai numéro 1 effectuée sur le volontaire modélisé.

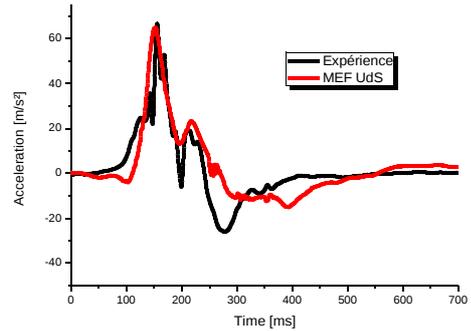


Figure 27: Accélération linéaire de la tête suivant z du MEF du système tête-cou en comparaison à l'essai numéro 1 effectuée sur le volontaire modélisé.

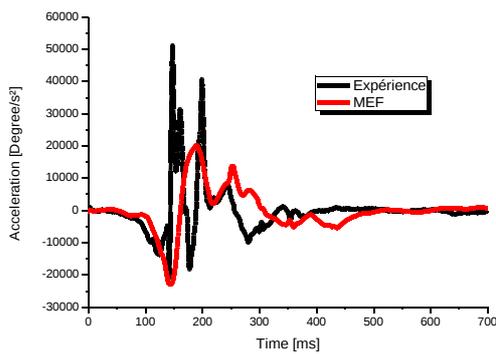


Figure 28: Accélération angulaire de la tête suivant x du MEF du système tête-cou en comparaison à l'essai numéro 2 effectuée sur le volontaire modélisé.

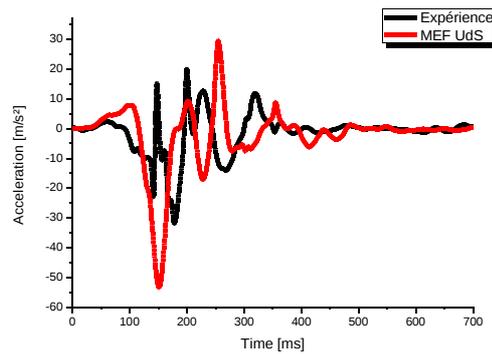


Figure 29: Accélération linéaire suivant x du MEF du système tête-cou en comparaison à l'essai numéro 2 effectuée sur le volontaire modélisé.

Figure 30: Accélération linéaire suivant x du MEF du système tête-cou en comparaison à l'essai numéro 2 effectuée sur le volontaire modélisé.

Le modèle reproduit correctement la cinématique de la tête lors de ces chocs arrières. Les amplitudes ainsi que les durée en termes d'accélération sont respectées sauf peut-être pour la l'accélération verticale mais qui cependant ne représente pas la composante principale lors de type de choc.

La dernière validation proposée repose sur les essais menée par Ono et *al.* 1997 afin de vérifier le mouvement relatif des vertèbres cervicales lors d'un choc arrière. L'expérience consiste en rail incliné, le sujet repose sur un chariot et soumis à la force de gravité vient impacté en fin de course une structure immobile où une caméra à rayon X rapide vient mesurer le mouvement relatif des vertèbres cervicales (figure 31).

Figure 31: Dispositif expérimental réalisé par Ono et al (1997) pour reproduire un choc arrière.

Figure 32: Accélération linéaire suivant x au niveau de la première vertèbre thoracique.

De la même manière qu'au préalable le modèle est asservi au niveau de T1 (figure 32). Les résultats sont exposés en figure 33-37.

Temps = 45ms Temps = 85 ms Temps = 110 ms Temps = 155 ms Temps = 200 ms

Figure 33: Comparaison qualitative du mouvement du rachis cervical entre un volontaire et le MEF du système tête-cou Uds.

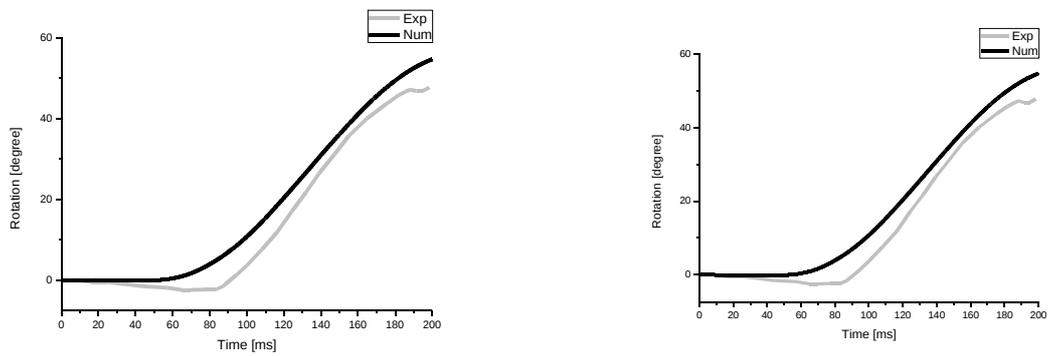


Figure 34 : Rotation relative entre C3 et C4 lors du choc arrière. Comparaison entre le MEF du système tête-cou en et les essais réalisés par Ono et al. 1997.

Figure 35 : Rotation relative entre C4 et C5 lors du choc arrière. Comparaison entre le MEF du système tête-cou en et les essais réalisés par Ono et al. 1997.

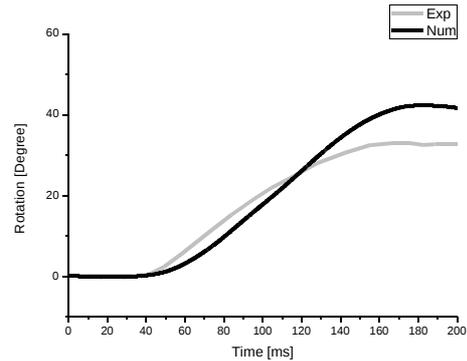


Figure 36 : Rotation relative entre C5 et C6 lors du choc arrière. Comparaison entre le MEF du système tête-cou en et les essais réalisés par Ono et al. 1997.

Figure 37 : Rotation relative entre C6 et C7 lors du choc arrière. Comparaison entre le MEF du système tête-cou en et les essais réalisés par Ono et al. 1997.

Sans changer les propriétés mécaniques établies pour les précédentes validations à savoir : validation multidirectionnelle dans le domaine fréquentiel ainsi que dans le domaine temporel, ce modèle propose de bon résultat en termes de mouvement local des vertèbres cervicales.

Cette dernière validation clôture cette étape d'évaluation du modèle pour la reproduction de chocs arrière.

4. Modèle élément finis du système tête-cou en situation de choc arrière

Dans ce paragraphe trois accidents fictifs sont simulés sur la base de résultats publiés par Bostrom et al en 2007. Il s'agit ici de considérer trois pulses de fauteuils

identifié comme étant typiquement non lésionnel, à risque non négligeable et très probablement lésionnel puis d'analyser de à travers la simulation numérique la réponse du système tête- cou à ces trois chargements typiques. Les accélérations appliquées au modèle MC-HNT/siège sont illustré en figure.

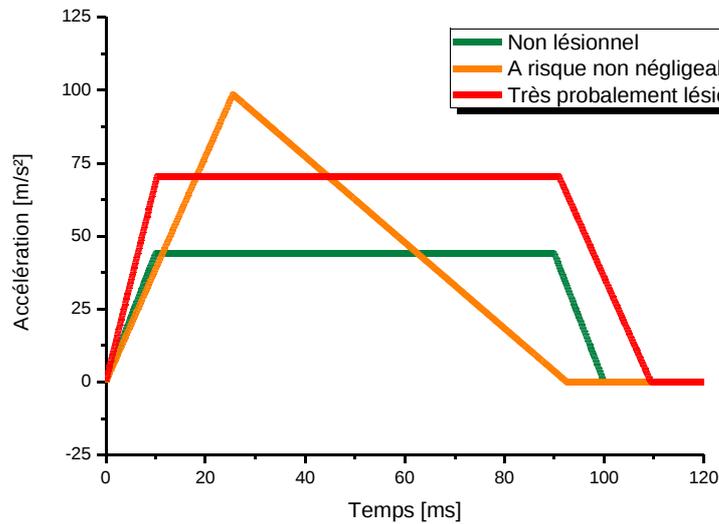


Figure 38: Trois pulses d'accélération caractéristiques définies par Kullgreen et al. 2003.

Le résultat de ces trois chocs pour les principaux critères sont récapitulés dans le tableau 7.

NIC	My	Fx	Fz	Nkm
(m/s ²	(N.m	(N)	(N)	
))			

Haut risque 19 24 729 336 1.14

**Risque
Moyen** 34 31 1111 483 1.58

Risque faible 17.5 20 710 348 0.7

Tableau 7 : Résultats, en termes de critère, obtenus pour les trois types de choc

Au regard de ces résultats il semble que la limite entre haut risque et moyen risque n'est pas définissable.

6. Conclusion

Ce livrable explicite le MEF du système tête-cou développé au sein de l'Université de Strasbourg. Ce modèle est composé d'un modèle détaillé de la tête et du cou.

Les principales parties anatomiques jouant un rôle mécanique (vertèbres cervicales, disques intervertébraux ligaments, etc.) ou susceptibles d'être lésées lors d'un choc ont été prises en compte dans le modèle. Chacune de ces structures est affectée d'une propriété mécanique déterminée au préalable expérimentalement.

Ce MEF du système tête cou propose une double validation multidirectionnelle, c'est-à-dire dans le domaine fréquentiel ainsi que dans le domaine temporel. A partir des travaux de Bourdet et al. 2005, une validation dans le plan sagittal a permis d'ajuster les fréquences de résonance du MEF pour le mode de flexion-extension (expérimentale 1.6 Hz, numérique 2.8 Hz) et le mode de rétraction « S-Shape » (expérimental 8.8 Hz, numérique 11 Hz). Les travaux de Gunzel et al. 2009 ont permis de valider le comportement modal du MEF dans le plan frontal (mode d'inclinaison (expérimental 1.7 Hz, numérique 2.6 Hz) et de rétraction latérale (expérimental 9.5 Hz, numérique 9.6 Hz) ainsi que dans le plan horizontal pour le mode de rotation (expérimental 3.2 Hz, numérique 3.4 Hz).

Une validation temporelle a été également réalisée à partir des essais du N.B.D.L en chocs frontal, latéral et oblique. La validation repose sur la comparaison de la cinématique de la tête en termes d'accélération (linéaires et angulaires) de déplacement et de rotation de la tête dans les trois directions entre les volontaires et le MEF.

Enfin ce modèle propose une validation du modèle en choc arrière sur le sujet modélisé (essais réalisés dans le cadre du projet ADSEAT en partenariat avec le groupe Allianz et le LMU). Enfin cette validation du modèle se finalise avec les essais réalisés par Ono et al. 1997 afin de comparer la cinématique des vertèbres cervicales lors d'un choc arrière.

On peut donc à travers cette validation complète, :

- cinématique de la tête : Validation temporelle, (Essais NBDL, essais Allianz),
- jonction tête-cou et reproduction du S-Shape (Validation modale) et
- mouvement relatif des vertèbres cervicales (Validation Ono et al. 1997),

supposer que le MEF du système tête-cou est capable de reproduire correctement le mouvement du cou lors d'un choc arrière.

7. Références

Bourdet N., Willinger R., (2005) " Human neck characterization under thoracic vibration – inter-individual and gender influence. Proc. International Conference on the Biomechanics of Impacts. pp. 257-267

Bostrom O., Kullgren A. "Characteristics of anti-whiplash seat designs with good real-life performance." Proc. International Conference on the Biomechanics of Impacts. pp 219- 232 2007.

Chazal, J., Tanguy, A., Bourges, M., Gaurel, G., Escande, G., Guillot, M. and Vanneuville, G. (1985) "Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction." Journal of Biomechanics (18)3: 167-176

Chawla A., Mukherjee S., Karthikeyan B., "Characterization of human passive muscles for impacts loads using genetic algorithm and inverse finite element methods" J. of Biomechanics and modeling in mechanobiology 8(3): pp 195-208. 2009

Dauvilliers F., Bendjellal F., Weiss M., Lavaste F. & Tarrière C.; Development of a finite element model of the neck; 38th Stapp Car Crash Conf.; paper 942210, pp. 77-91; 1994

Deck C., Willinger R., (2008) "Improved head injury criteria based on head FE model". Int. J. of crashworthiness. Vol. 13, No 6. Pp 667-679.

Deng Y.; Human head/neck/upper-torso model response to dynamic loading; PhD Thesis, University of California, Berkeley; 1985

De Jager, M., Sauren, A., Thunnissen, J. and Wismans, J. (1996) "A Global and a Detailed Mathematical Model for Head-Neck Dynamics." Proc. 40th Stapp Car Crash

Conference, pp. 269-281. Society of Automotive Engineers, Warrendale, PA. Paper 962430.

Gunzel K., Meyer F., Bourdet N., Willinger R., (2009) "Multi-directional modal analysis of the head-neck system and model evaluation" Proc. International Conference on the Biomechanics of Impacts. pp 419-422..

A.V. Hill, The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc. Roy. Soc B* 126 (1938), pp. 136–195

Kang HS, Willinger R, Diaw BM., Chinn B. "Validation of a 3D human head model and replication of head impact in motorcycle accident by finite element modeling". Proceed. of the 41th Stapp Car Crash Conf. Lake Buena Vista USA, (ISBN n° 0768000335), 1997, pp 329-338

Kleinberger M.; Application of finite element techniques to the study of cervical spine mechanics; 37th Stapp Car Crash Conf.; paper 933131, pp. 261-272; 1993

Meyer F. Bourdet N., Deck C., Willinger R., Raul J.S. (2004) "Human neck finite element model development and validation against original experimental data" Stapp car crash Conf. Nashville paper :2004-22-0008 pp 177-206

Moroney S., Schultz A., Miller J. & Andersson G.; Load-displacement properties of lower cervical spine motion

Myklebust J., Pintar F., Yoganandan N., Cusick J., Maiman D., Myers T. & Sances A.; Tensile strength of spinal ligaments; *Spine*; Vol. 13, N° 5, pp. 526-531; 1988

Nahum A.M., Smith R., Ward C.C., Intracranial pressure dynamics during head impact, Proc. of the 21th STAPP Car Crash Conf., pp. 339-366, 1977.

Nitsche S., Krabbel G., Appel H. & Haug E.; Validation of a Finite-Element-Model of the Human Neck; *Ircobi Conf.*; pp. 107-122; 1996

Ono K., Kaneoka K., Wittek A., and Kajzer J., (1997) "Cervical Injury Mechanism Based on the Analysis of Human Cervical Vertebral Motion and Head-Neck-Torso Kinematics During Low Speed Rear Impacts." Proceedings of the 41st Stapp Car Crash Conference Proceedings, SAE Paper 973340.

Schuck L.Z., Advani S.H., Rheological response of human brain tissue in shearing, Journal of Biomechanical Engineering, 1972.

Trosseille X., Tarrière C., Lavaste F., Guillon F., Domont A., Development of a FEM of the human head according to a specific test protocol, Proc. of the 36th STAPP Car Crash Conf., pp. 235-253, SAE n° 922527, 1992

Willinger R., Taleb L., Kopp C.M., Modal and temporal analysis of head mathematical models, Proc. of Head Injury 94' Symposium, Washington DC, pp. 15, 1994.

Willinger R, Bourdet N., Fischer R., Legal F. : "Modal analysis of the human head neck in vivo as a criteria for crash test dummy evaluation ." J. of Sound and Vib.,2005, vol 287 (3), 405-431

Winters J.M. (1990) "Hill-based muscle models: A systems engineering perspective," In multiple muscle systems: Biomechanics and movement organization, JM Winters and SL-Y Woo eds, Springer-Verlag.

Yang, K., Zhu, F., Luan, F., Zhao, L. and Begeman, P. (1998) "Development of a Finite Element Model of the Human Neck." Proc. 42th Stapp Car Crash Conference, pp. 195-205. Society of Automotive Engineers, Warrendale, PA. Paper 983157.

Yogonandan N, Pintar F.A., Sances A., Walsh P.R., Ewing C.L., Snyder T., Snyder R.G., Biomechanics of skull fracture, Proc. Of the Head Injury Symposium, Washington DC, pp. 227-236, 1994.

Yoganadan, N., Kumarasan, S. and Pintar, S.A, (2001) Biomechaics of the cervical spine part 2. cervical spine soft tissues responses and biomechanical modelling. Clinical Biomechanics 16(1) : 1-27.

Systemes Biomécaniques: Transports et Sécurité



Université de Strasbourg

Institut de Mécanique des Fluides et
des Solides

2 rue Boussingault 67000 Strasbourg

E-mail : willi@imfs.u-strasbg.fr



C.C.A.R.

Livrable L2.

N° Contrat 09 MT CV 05



Rapport sur la qualité de la corrélation blessure critère obtenue avec les critères actuels

Auteurs : Docteur Meyer Frank ; Professeur Rémy Willinger

Fait le : 1/04/2010

Sommaire

1	Introduction.....	3
2	Base de données d'accidents en choc arrière.....	3
3	Analyse modale expérimentale et modélisation du système tête-cou.....	5
3.1	Introduction.....	5
3.2	Dispositif expérimental.....	5
3.3	Protocole des tests.....	6
3.4	Résultats expérimentaux.....	7
3.5	Description du modèle articulé 2 pivots.....	9
4	Caractérisation modale et modélisation du système thorax.....	12
4.1	Analyse modale du corps humain.....	12
4.2	Modèle à paramètres localisés du tronc.....	15
4.3	Etude paramétrique et validation du modèle à paramètres localisés.....	17
4.3.1	Analyse modale du modèle à paramètres localisés.....	17
4.3.2	Analyse harmonique du système Tête-cou-tronc.....	20
4.3.3	Prise en compte de la gravité dans le modèle.....	21
5	Reconstructions des accidents.....	22
5.1	Configurations des accidents et exemple comparatif sur un cas entre le BioRID II et le MC-HNT.....	22
5.2	Evaluation des critères existants. Comparaison des résultats obtenus avec BioRID II et le MC-HNT.....	25
6	Conclusion.....	28
7	Références.....	29

1 Introduction.

L'objectif de ce rapport est de décrire de manière détaillée la reconstruction de 86 cas d'accidents réels en choc arrière à l'aide d'un modèle à corps rigides. Cette étude est constituée de quatre parties. La première est une analyse modale du système tête cou afin de caractériser le comportement dynamique de cette structure lors d'un choc arrière. La seconde étape est la modélisation et la modélisation de cette structure à l'aide d'un modèle à paramètres localisés basé sur un double pendule articulé. Le troisième volet s'appuie intensivement sur les travaux réalisés par Kitazaki en 1992. L'auteur a réalisé une analyse modale de l'ensemble du thorax. Les résultats et donc la validation s'expriment en termes de fréquences propres et de déformées modales. Grâce à ces résultats un modèle à paramètres localisés basé sur la même philosophie que le système tête-cou c'est-à-dire un système corps rigides articulés a pu être modélisé et validé. La dernière partie de ce travail s'appuie sur la base de données d'accidents de choc arrière réels fournis par l'assureur Folksam. 86 accidents incluant des lésions de diverses gravités pourront être reconstruits à l'aide du modèle. Ces reconstructions permettront non seulement d'obtenir le champ cinématique au niveau de la première vertèbre thoracique (données d'entrée pour la reconstruction des accidents avec le modèle éléments finis développé à Strasbourg (Meyer et al. 2004)), mais également pour quantifier la qualité des critères proposés dans la littérature (NIC, Nkm, lower Shear Force, Tête accélération). Enfin ces accidents seront reconstruits en parallèle avec le modèle BioRID II pour deux configurations d'assises différentes. Ceci permettra d'évaluer la robustesse des critères et des modèles étudiés.

2 Base de données d'accidents en choc arrière

La base de données d'accidents sur laquelle s'appuie cette étude a été fournie par l'assureur Suédois Folksam. Elle est constituée de 86 cas d'accidents réels de choc arrière.

Trois types de voitures ont été équipées de « boîtes noires » permettant d'enregistrer lors des accidents routiers le champ d'accélération de la voiture, à savoir la Corolla 93, la Corolla 98 et le modèle Yaris du constructeur TOYOTA. Cette méthode permet de connaître exactement quels sont les niveaux de chargement mis en jeu.

A l'aide des outils numériques disponibles comme les modèles à corps rigides couramment élaborés sous Madymo ou les Modèles Eléments Finis (MEF), il est possible de reproduire numériquement les cas d'accidents réels et ainsi de comprendre les mécanismes de lésions lors de ces types de choc.

Cette base de données d'accidents inclue des hommes (45% des cas) et des femmes âgés de 18 à 75 ans (Moyenne d'âge 46 ans). D'un point de vue lésionnel, on peut classer les lésions en quatre classes explicitées dans le tableau 1. En ce qui concerne le niveau de chargement, c'est-à-dire la différence de vitesse entre les deux véhicules et/ou l'accélération les résultats sont les suivants :

- une différence de vitesse entre les véhicules impliqués comprise entre 3 m/s et 35 m/s.

- Une accélération enregistrée comprise entre 3g et 7g.

Stade 0	Il n'y a aucun symptôme et aucun signe d'examen physique (Absence de lésion)
Stade 1	Il existe une plainte de douleur, de raideur ou seulement de sensibilité du cou sans signe clinique
Stade 2	La cervicalgie s'accompagne d'une limitation objective des amplitudes cervicales et il existe des points douloureux à la palpation
Stade 3	La symptomatologie cervicale s'accompagne d'anomalies neurologiques (abolition d'un réflexe, déficit sensitif, déficit moteur)

Tableau 1 : Classification des lésions répertoriées dans la base de données d'accidents.

	Moyenne d'âge	Sexe (%)	
		Homme	Femme
Pas de lésion	46	52	48
Lésions ≤ Stade 1	44	33	67
Lésions > Stade 1	48	47	53
Moyenne	46	47	53

Tableau 2: Sexe et moyenne d'âge en fonction du type de lésion.

La figure 1 représente la différence de vitesse enregistrée en fonction du niveau lésionnel observé.

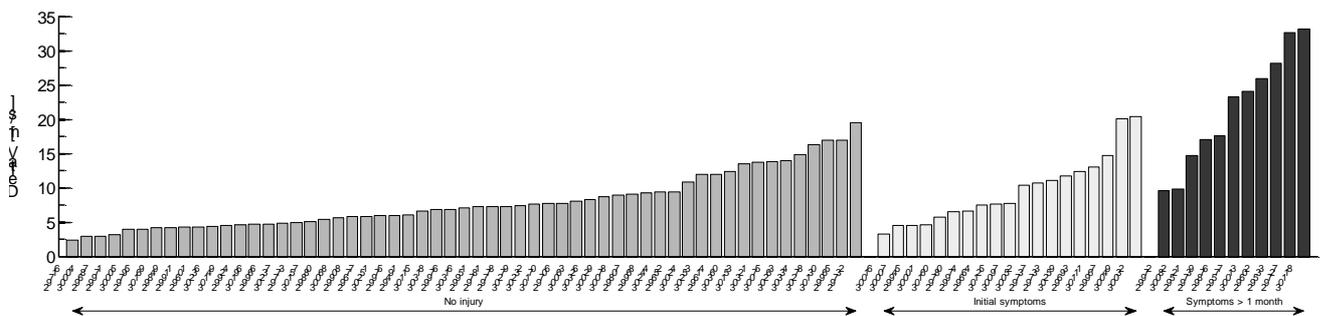


Figure 1 : Représentation de la différence de vitesse lors du choc en fonction du niveau lésionnel.

3 Analyse modale expérimentale et modélisation du système tête-cou.

3.1 Introduction

Cette étude a pour but d'identifier le comportement du système tête-cou sous des chargements de 150 N, 3 g et 50 ms, appliqués directement sur le front du volontaire, en enregistrant la cinématique de la tête. L'originalité de cette approche réside dans le fait de procéder à une analyse en fréquence de la réponse tête-cou, plutôt qu'à une analyse temporelle.

Le principe de cette étude en fréquence consiste à extraire les caractéristiques modales du système inhérent à celui-ci, et ce, quel que soit le type de chargement. L'avantage de l'analyse fréquentielle est non seulement d'extraire les bruits enregistrés sur le signal mais également d'avoir la possibilité de valider un modèle pour tout type de chargement dont le spectre reste à l'intérieur de la bande de fréquence d'analyse.

Cette méthode de validation dans le domaine fréquentiel permet de valider un modèle, non seulement pour des impacts longs et courts, mais aussi pour des impacts contenant des oscillations ou de fortes pentes. Ces phénomènes ne sont typiquement pas pris en compte dans « l'approche corridor ».

Finalement, l'analyse modale est un outil très puissant pour identifier les paramètres d'un modèle, ce qui permet de le valider dans un large domaine de conditions de chargement, contrairement aux investigations dans le domaine temporel qui conduisent souvent à des modèles non-linéaires validés pour un nombre restreint d'impacts.

L'analyse modale d'un système à plusieurs degrés de libertés, en termes de masse apparente, permet d'extraire les déformées modales de la structure à une fréquence naturelle donnée, et livre, de ce fait, une meilleure compréhension de la réponse dynamique du système ainsi que de nouvelles perspectives de mécanismes de lésions du cou. Par conséquent, il est supposé que l'analyse modale expérimentale et théorique ne va pas seulement permettre de caractériser le rachis cervical, mais également de contribuer à identifier les mécanismes de lésions impliqués dans des conditions spécifiques d'impact.

3.2 Dispositif expérimental

Les tests de caractérisation modale dans le plan sagittal du système tête-cou consistent à venir impacter un ballon de basket sur la zone frontale d'un volontaire assis sur un siège sans dossier et ajustable en hauteur.

L'impacteur est constitué d'un pendule avec une butée permettant de limiter l'énergie d'impact. L'angle maximal est ajusté à une valeur de 5° par un limiteur mécanique. La force d'impact est comprise entre 60 N et 150 N avec une durée de 50 ms. Les accélérations maximales de la tête suivant l'axe x sont de l'ordre de 2 à 3 g. Le pulse donné par le ballon de basket permet de condenser l'énergie vers les basses fréquences, c'est-à-dire à 20 Hz maximum.

Le pendule, schématisé en figure 2, est constitué d'une barre en aluminium en liaison pivot avec un portique en acier. Le portique est fixé rigidement au sol afin de ne pas causer de vibrations perturbatrices. Au bout du pendule est fixé un support permettant de maintenir le ballon de basket.

Le volontaire est assis sur une chaise rigide sans appui-tête. Le dos est positionné bien droit et complètement libre.

Avant que les tests ne commencent, des capteurs sont fixés sur le sujet au niveau du sternum et du vertex. La hauteur du pendule est réglée, de sorte que le ballon puisse impacter la tête du volontaire au niveau du capteur de force.

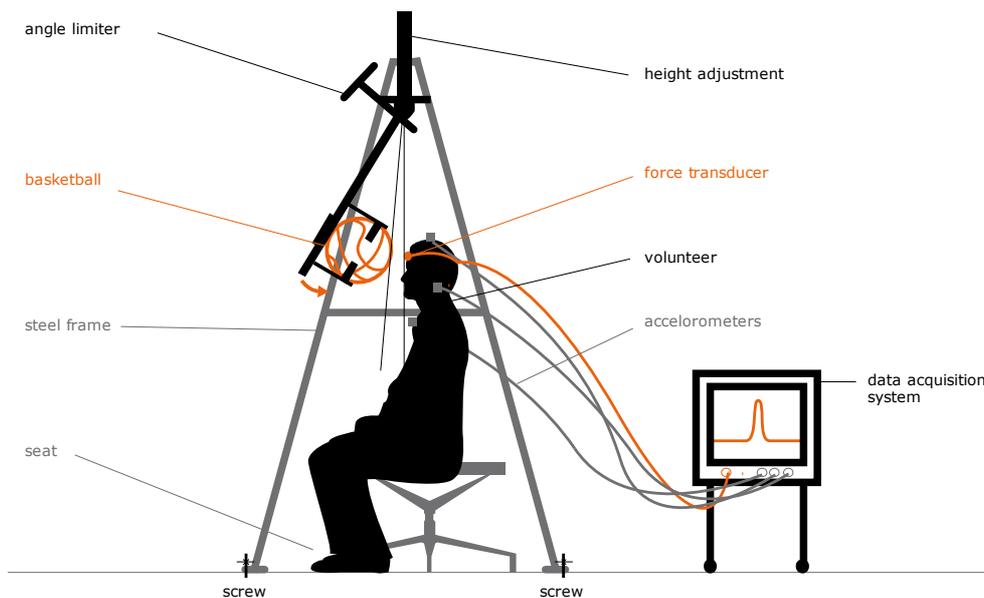


Figure 2: Description de l'expérience permettant d'effectuer une analyse modale du système tête-cou.

3.3 Protocole des tests

La modélisation d'un système implique la détermination des paramètres géométriques et inertiels qui le définissent. Les paramètres difficiles à obtenir sur le vivant sont les inerties, les masses, ainsi que la position des centres de gravité.

Après la fixation de tous les capteurs, l'acquisition de trois vues par des photographies avec un appareil photo numérique permet la mesure géométrique du cou et de la tête, comme le montre la Figure 3.

Pour chaque essai, les volontaires sont testés dix fois sous deux configurations. Le protocole prend environ 15 minutes par volontaire. A tout moment, le volontaire peut interrompre le test s'il le désire.

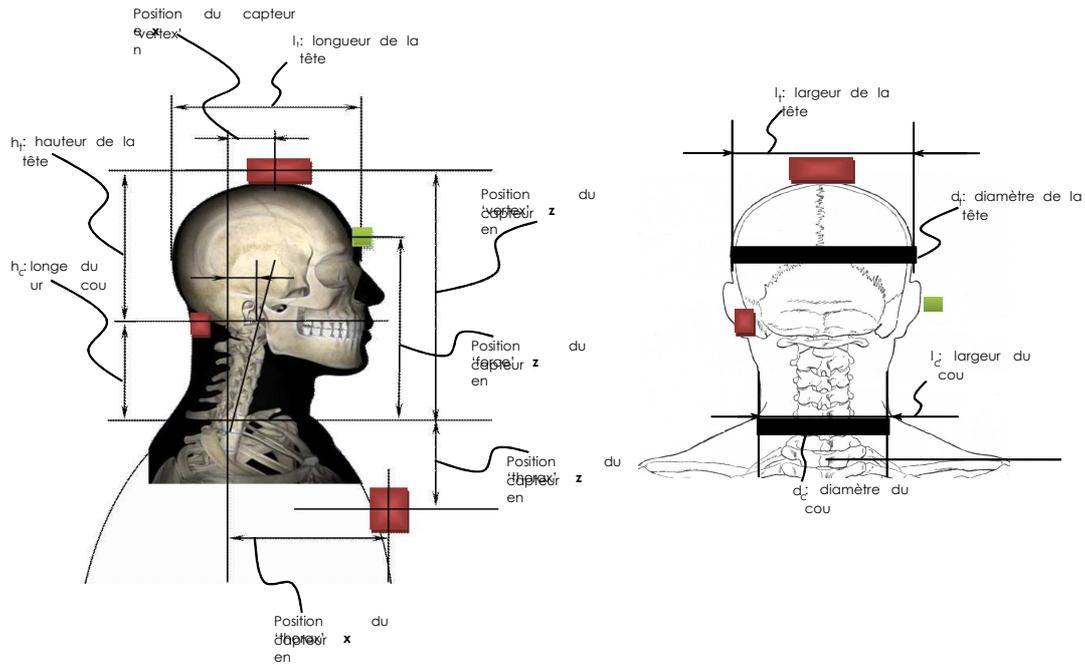


Figure 3: Illustration des données anthropométriques mesurées sur les volontaires.

3.4 Résultats expérimentaux

Avant d'exploiter les fonctions de transfert, il est important d'analyser la fonction de cohérence afin de déterminer la validité des mesures effectuées. Cette fonction de cohérence nous renseigne sur le degré de linéarité entre le signal d'entrée et celui de sortie. Si les signaux d'entrées et de sorties sont parfaitement corrélés à une fréquence discrète ω_0 , la cohérence prend une valeur de 1. Une réponse bruitée est indiquée par une cohérence qui est inférieure à 1. Dans notre étude, nous avons considéré qu'une valeur de cohérence comprise entre 0.8 et 1 était acceptable. Si la fonction de cohérence montre la validité de la mesure, l'exploitation de la fonction de transfert peut être menée.

La figure 4 montre un exemple de signaux temporels de la force d'excitation frontale et la réponse en terme d'une accélération linéaire en direction postéro-antérieure enregistrée au niveau du vertex, obtenus lors d'une acquisition sur un volontaire.

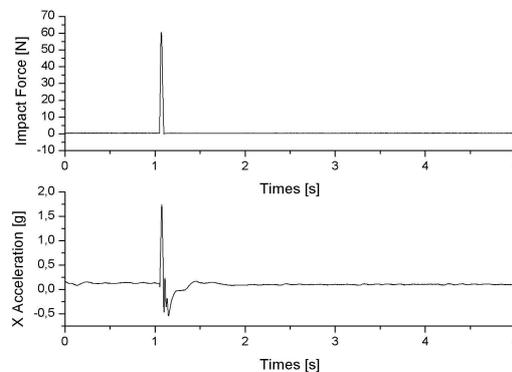


Figure 4 : Exemple type de données d'acquisitions de la force et de l'accélération.

Les signaux temporels sont enregistrés et convertis en signaux fréquentiels par la transformée de Fourier discrète. Dix enregistrements ont été effectués par volontaire, les résultats de ces enregistrements ont alors permis de calculer la fonction de transfert entre la force impulsionnelle d'entrée et l'accélération linéaire de la tête au niveau du vertex et au niveau de la jonction entre l'os occipital et l'atlas avec 95% de confiance. La figure 5 montre les deux fonctions de transfert au niveau du vertex et au niveau de C0/C1 en termes de module-phase.

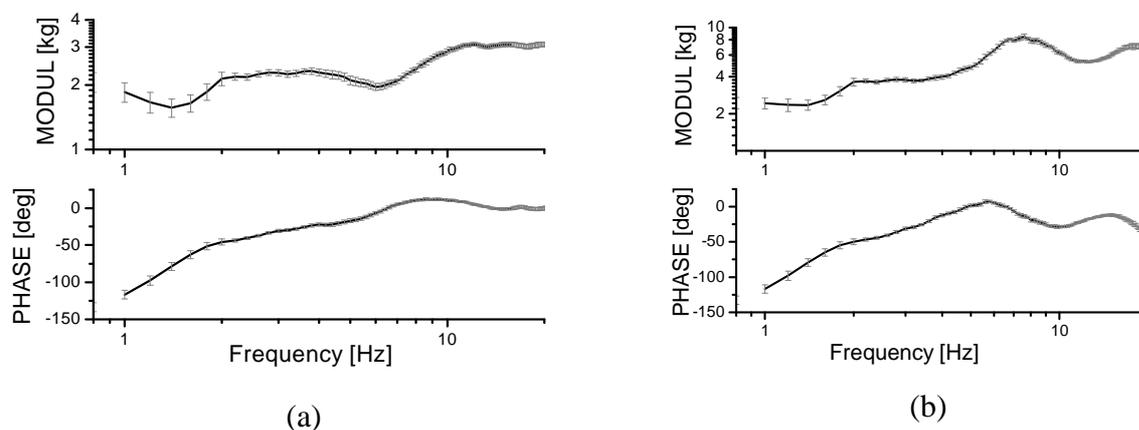


Figure 5 : (a) Représentation de la réponse en fréquence en termes de masse apparente avec un intervalle de confiance de 95 % calculée (a) au niveau du vertex et (b) au niveau de la jonction atlanto occipitale.

Les déformées modales expérimentales sont alors extraites des fonctions de transfert à l'aide de la partie imaginaire de ces fonctions de transfert entre le déplacement, ou ses dérivées, et la force, aux différents points et elles sont tracées en fonction de la fréquence.

En plus des fréquences propres et des déformées modales, la fonction de transfert permet l'identification de l'amortissement modal.

Les fréquences propres, les déformées modales et les amortissements modaux sont les paramètres globaux qui servent de base à la validation en fréquence d'un modèle mathématique d'une structure étudiée. Le schéma de la Figure 6 détaille la méthodologie utilisée afin d'extraire les paramètres modaux du système tête cou des volontaires.

Les valeurs des fréquences de résonances et des facteurs d'amortissements expérimentaux estimés sur cinq sujets volontaires en configuration relâchée sont données dans le Tableau 3.

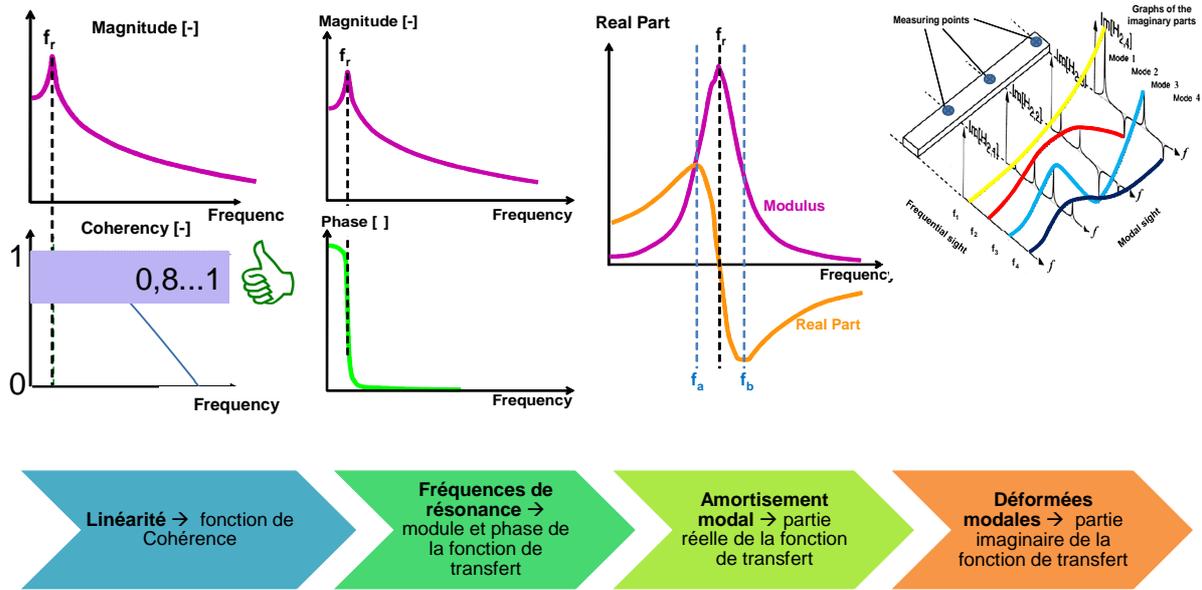


Figure 6: Exemple de l'analyse de la fonction de transfert en termes de la partie imaginaire de la raideur dynamique estimée.

Test	f_{r1} [Hz]	η_1	f_{r2} [Hz]	η_2
RECVS 01	1.4	0.35	8.8	0.28
RECVS 02	1.7	0.5	8.3	0.34
RECVS 03	1	0.4	7.8	0.34
RECVS 04	1.2	0.41	8.4	0.21
RECVS 05	1.2	0.3	6.9	0.3
REC Moyen	1.3 ± 0.1	0.4 ± 0.1	8 ± 0.7	0.3 ± 0.7

Tableau 3 : Valeurs des fréquences de résonances et des facteurs d'amortissements expérimentaux estimés sur cinq sujets volontaires en configuration relâchée.

3.5 Description du modèle articulé 2 pivots.

Bien que le rachis cervical comporte un grand nombre de degrés de liberté, il a été noté, au cours de la phase expérimentale, que la réponse du système tête-cou conduit à un système à deux degrés de liberté.

Le modèle à paramètres localisés, illustré en Figure 7 représente le système tête cou. Il peut donc être modélisé par un système à paramètres localisés composé de 2 segments supposés rigides symbolisant le cou et la tête.

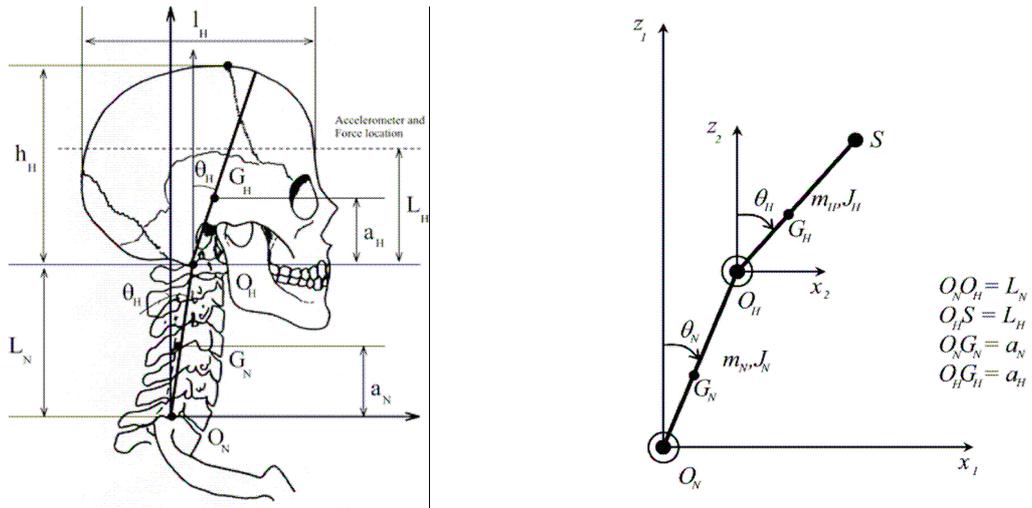


Figure 7 : Représentation du modèle à paramètres localisés à 2 degrés de liberté.

Ce modèle est constitué de deux articulations O_N et O_H , deux paramètres inertiels J_N et J_H et deux masses m_N et m_H localisées aux centres de gravité G_N et G_H . Les couples de rappel sont modélisés par des systèmes ressort-amortisseur de torsion (k_N, c_N) et (k_H, c_H) implémentés à chaque articulation.

La modélisation d'un système implique la détermination des paramètres géométriques et inertiels qui le définissent. Les paramètres anthropométriques à fixer restent les suivants :

- La masse de la tête : $M_{tête}$
- La masse du cou : M_{cou}
- L'inertie de la tête suivant l'axe y : J_H
- L'inertie du cou suivant l'axe y : J_N
- La distance entre CG de la tête et C0 : a_H
- La distance entre CG du cou et C7 : a_N
- La distance entre C0 et la position des capteurs : L_H
- La longueur du cou (entre C7 et C0) : L_N

En ce qui concerne l'identification des paramètres du modèle à savoir les raideurs (k_N, k_H) et les amortissements (c_N, c_H) , la méthode d'optimisation du Chi2 a été utilisée. Elle consiste à mesurer la distance au carré, pondérée par un coefficient qui définit les poids de chaque point entre la courbe expérimentale et la courbe théorique.

La superposition de la masse apparente théorique et expérimentale pour un volontaire donné est illustrée en figure 7 au niveau du vertex.

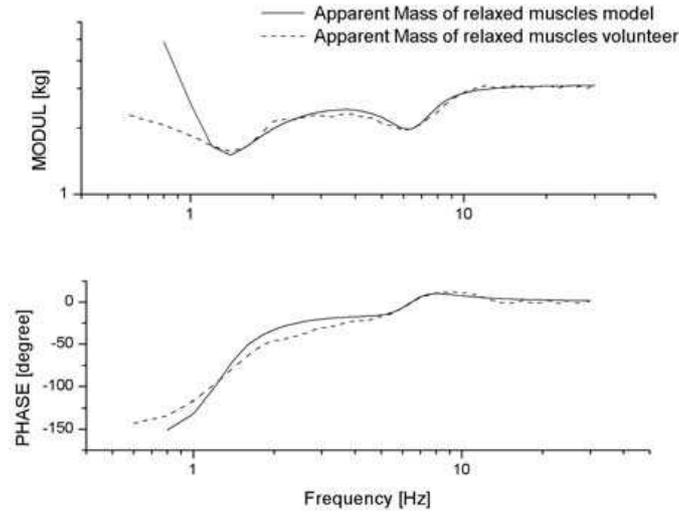


Figure 8: Superposition de la Masse Apparente théorique et expérimentale du système tête-cou pour le sujet volontaire, en représentation de Bode.

L'analyse de ces résultats rapportés en figure 9 montre que les deux résonances correspondent à deux modes de vibration dont le premier à 1.4 Hz est associé à un mode d'extension de la tête et le second à 8.8 Hz à un mode de rétraction de la tête.

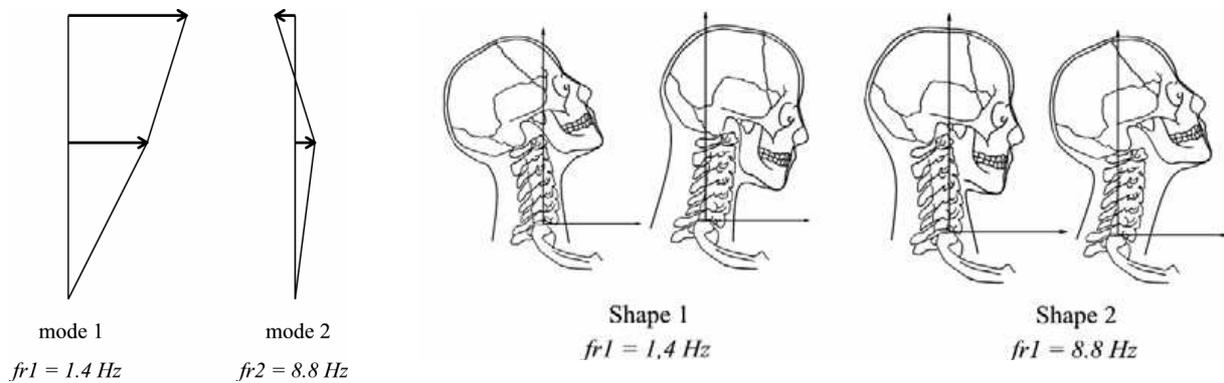


Figure 9 : Déformées modales obtenues avec les vecteurs de forme.

4 Caractérisation modale et modélisation du système thorax

L'objectif de cette tâche est de modéliser le comportement du thorax d'un occupant d'une voiture en situation de choc arrière. Dans la majorité des cas, l'accidenté est ceinturé et le dos repose sur le dossier du siège. On peut donc supposer que les déplacements entre le corps de l'occupant et le siège sont relativement faibles induisant de faibles déplacements relatifs entre les vertèbres. Pour ce type d'excitation les études de Kitazaki (1992) et Kitazaki et Griffin (1998), s'appuyant sur la théorie de l'analyse modale, sont particulièrement adaptées pour valider un modèle à paramètres localisés.

4.1 Analyse modale du corps humain

Cette étude a été publiée par l'ISV de Southampton dans UKMHRV en 1992 et dans le Journal of Biomechanics en 1998 par Kitazaki. Elle présente une analyse modale du corps humain en position assise. Le dispositif expérimental est illustré en figure 10. Il est composé de cinq accéléromètres de un gramme, disposés orthogonalement deux à deux le long de la colonne, et de deux accéléromètres supplémentaires fixés au niveau de l'arcade iliaque (en z) et au niveau des viscères (en z)

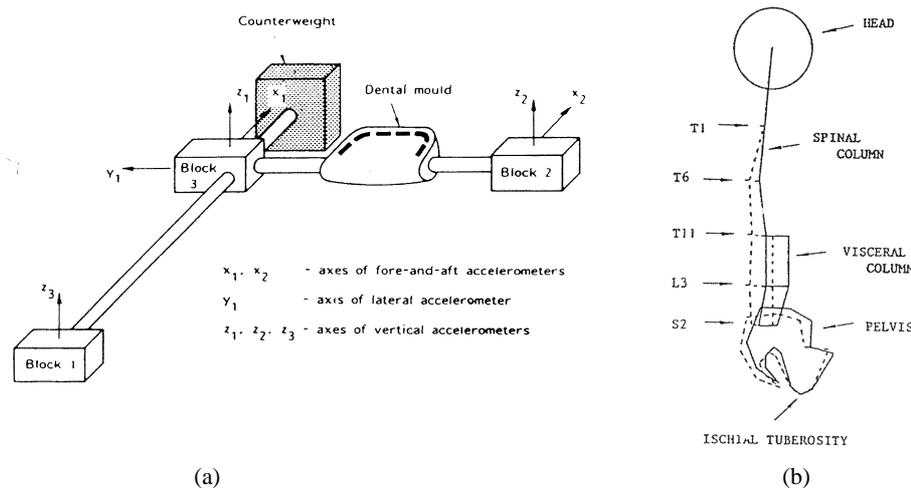


Figure 10: (a) Dispositif de mesure de la cinématique de la tête avec la localisation des accéléromètres et du contrepooids (Paddan et Griffin 1988); (b) Modèle du corps humain en vue de l'analyse modale (Kitazaki et al 1992).

Dans cette étude, le système est excité par une plate-forme vibratoire au niveau de l'assise, avec enregistrement de la force transmise et de l'accélération de la plate forme. L'excitateur de vibration est capable de transmettre jusqu'à 10 kN avec un débattement maximal de 1 m. Le test vibratoire consiste en une excitation aléatoire gaussienne ($\Gamma=1.7 \text{ ms}^{-2} \text{ (rms)}$, $f=0,5$ à 35 Hz ; de durée: 1 minute). La fréquence de commande Digital-Analogique est de 250 Hz et l'acquisition Analogique-Digital se fait à 100 Hz avec filtres anti-repliement, passe-bas de 35 Hz à 36 dB/octave.

Un seul sujet mâle de 32 ans est soumis au test en position assise relâchée puis droite. Par la suite, deux types de réponses expérimentales ont été analysés:

$$\text{La masse apparente } A_{jk} = \frac{\Gamma_j}{F_k} \text{ et}$$

$$\text{La transmissibilité } T_{jk} = \frac{\Gamma_j}{\Gamma_k},$$

où F_k et Γ_k sont les forces et accélérations au niveau de la plate forme (inputs).

Ces fonctions de transfert sont représentées en Figure 11a pour la masse apparente, et en Figure 11b pour la transmissibilité. Cette modélisation du corps humain dans l'espace modal permet de mettre en équation les transmissibilités, et de les superposer à celles enregistrées expérimentalement. Les fréquences de résonance sont récapitulées dans le Tableau 4.

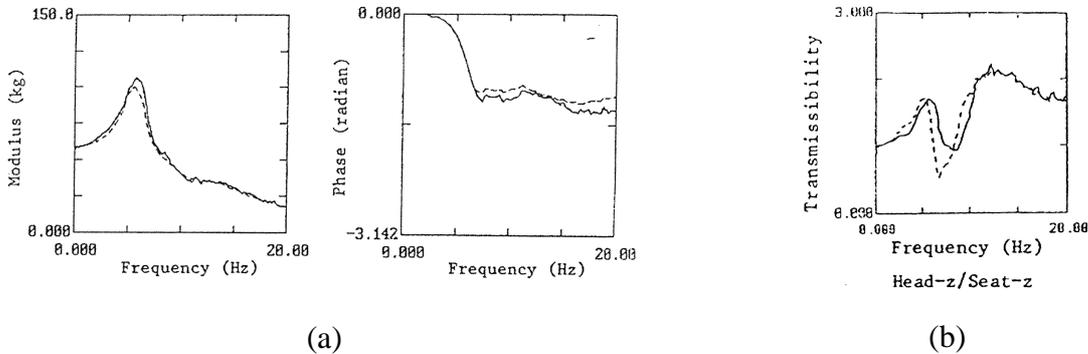


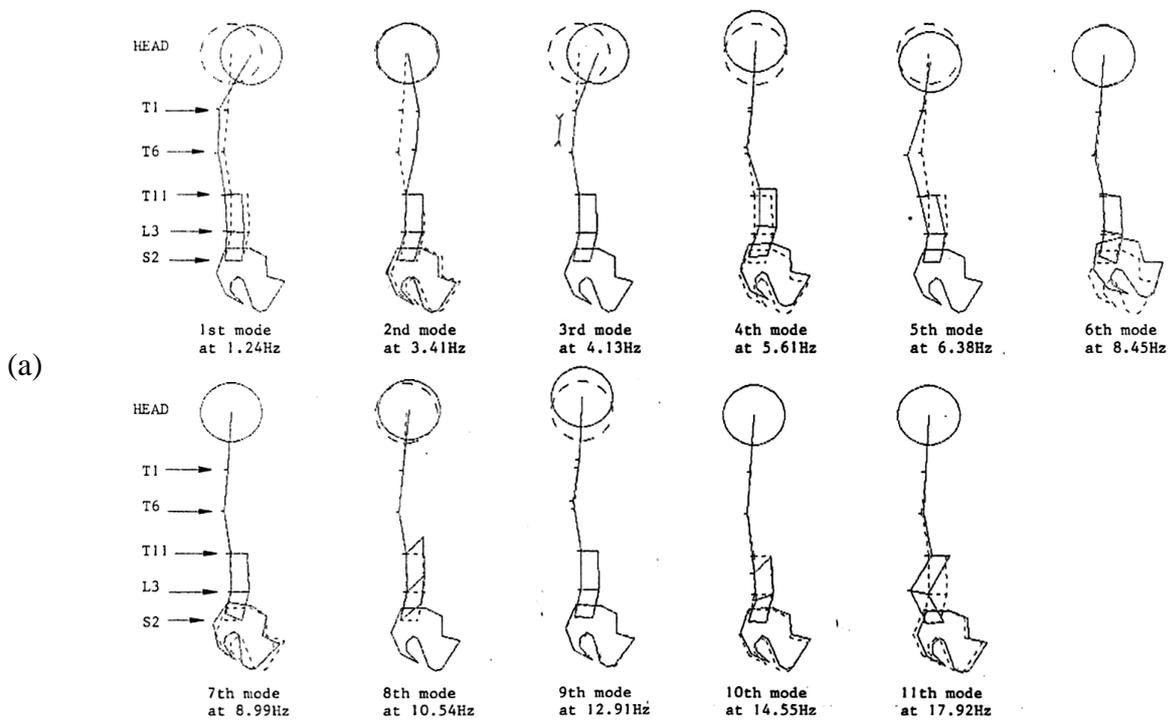
Figure 11: a) Masse apparente ponctuelle typique pour les deux postures; b) Transmissibilité ponctuelle typique pour les deux postures (Kitazaki et al 1992).

Mode No.	REC posture		Normal posture	
	Natural Frequency [Hz]	Damping ratio	Natural Frequency [Hz]	Damping ratio
1	1.24	0.628	1.82	0.224
2	3.41	0.223	3.31	0.215
3	4.13	0.148	4.14	0.182
4	5.61	0.263	5.32	0.236
5	6.38	0.114	6.16	0.178
6	8.45	0.177	8.54	0.147
7	8.99	0.147	9	0.128
8	10.54	0.288	10.35	0.240
9	12.91	0.283	12.32	0.347
10	14.55	0.251	14.86	0.315
11	17.92	0.125	17.58	0.296

Tableau 4 : Résultats quantitatifs de l'analyse modale du corps humain [Kitazaki et al 1992].

Un deuxième point, particulièrement intéressant dans cette étude, est l'expression des déformées modales, illustrées Figure 12. Le mode qui s'exprime le plus semble être le 4^e à environ 5 Hz avec une translation verticale de la tête due à un abaissement de la colonne, elle-même due à une rotation du bassin.

Plus généralement, les deux trois premiers modes situés en dessous de 4 à 5 Hz sont des modes de flexion extension, plus ou moins complexes, de la colonne vertébrale. Viennent ensuite une série de trois ou quatre modes situés approximativement entre 5 Hz et 9 Hz, illustrant essentiellement les rotations du bassin avec des influences plus ou moins prononcées sur la courbure de la colonne. Enfin, au-delà de 9 Hz, on observe des déformées modales plus complexes, relativement mal décrites du fait du nombre limité de degrés de liberté.



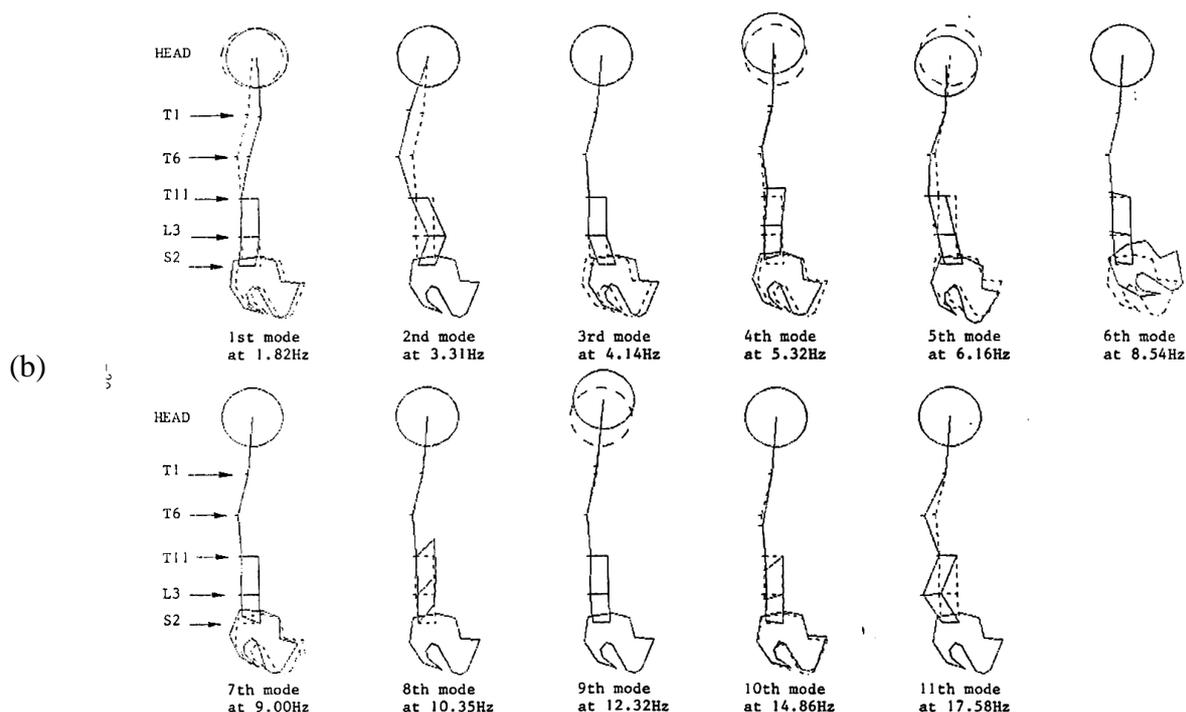


Figure 12 : Déformées modales en position contractée (a) et relâchée (b) (Kitazaki et al 1992).

Les limites de ces travaux, pour une caractérisation complète de la colonne cervicale, se situent à deux niveaux:

- le nombre de degrés de liberté représentant la colonne et
- l'excitation administrée, qui par son point d'application et sa direction, risque de ne pas exciter tout les modes.

Néanmoins, quatre déformées modales pertinentes sont à prendre en compte pour la modélisation de la colonne vertébrale, c'est à dire le 1^{er}, 2^{ème}, 5^{ème} et 11^{ème} mode.

4.2 Modèle à paramètres localisés du tronc

Afin d'obtenir les déformées modales déterminées par Kitazaki, le modèle à paramètres localisés de la colonne, développé à l'Université de Strasbourg, est constitué de six articulations (Figure 13).

Ce modèle possède six segments représentant respectivement la région lombaire inférieure, la région lombaire supérieure, le thorax inférieur, le thorax supérieur, le cou et la tête. Les masses m_i et les inerties J_i de chaque partie sont réduites en leur centre de gravité G_i , et chacune des articulations possède un couple de rappel constitué d'une raideur élastique k_i de torsion et d'un amortissement visqueux de torsion c_i .

Les longueurs, les masses et les inerties sont déterminées à partir de mesures anthropométriques et calculées à l'aide d'un modèle géométrique développé par Hanavan (1964). Ce modèle représente le corps humain comme un ensemble d'ellipsoïdes et de

cylindres à base elliptique. Enfin les masses des segments sont basées sur les équations de régression de Clauser et al (1969).

Afin d'obtenir les masses et les inerties du modèle six pivots, les parties supérieures et inférieures du tronc sont divisées en deux. Les valeurs obtenues sont rapportées dans le Tableau 5.

Les raideurs à chacune des articulations sont de 200 Nm/rad.

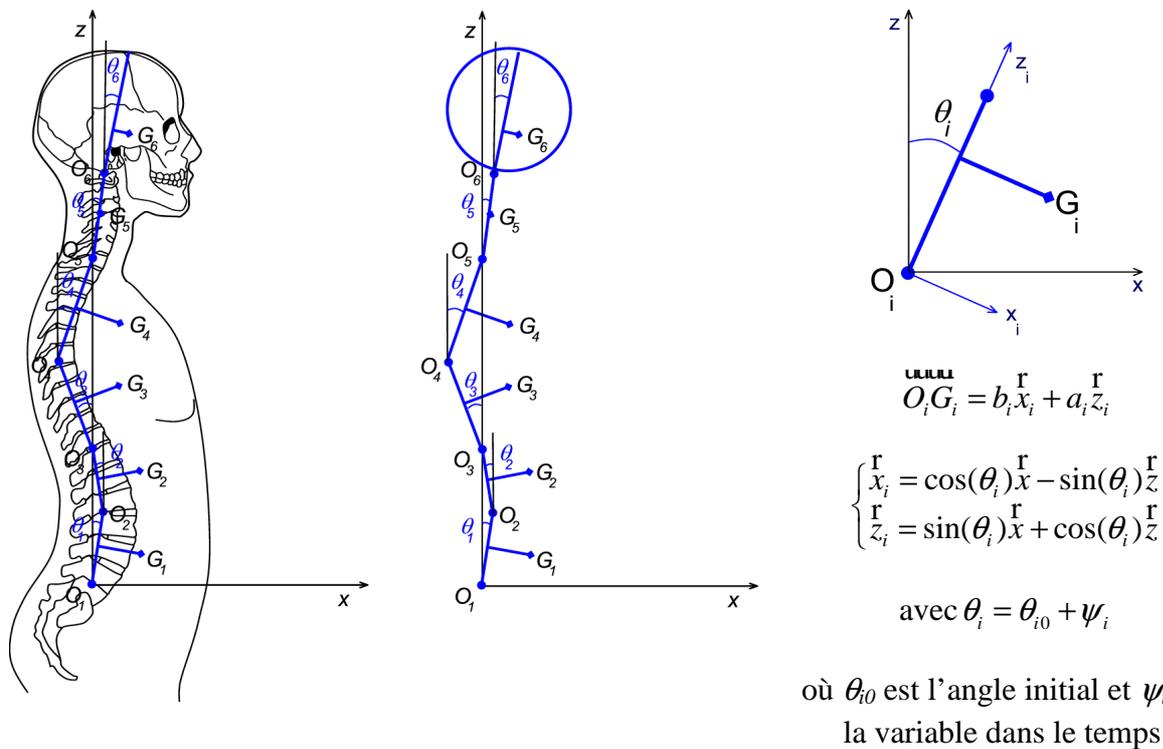


Figure 13 : Représentation du modèle à paramètres localisés du tronc humain.

Partie	Masse [kg]	Inertie /y [kg.m ²]	θ_{i0} [deg]	L_i [m]	a_i [m]	b_i [m]	
1	Lombaire inférieure	3.6	0.01	-22	0.15	0.80	0.11
2	Lombaire supérieure	7.3	0.0281	-25	0.13	0.70	0.11
3	Thorax inférieur	8	0.0352	-14	0.16	0.65	0.11
4	Thorax supérieur	10.5	0.0603	26	0.15	0.75	0.11
5	Cou	1.7	0.002	12	0.10	0.05	0
6	Tête	4.5	0.04	4	0.13	0.04	0.04

Tableau 5 : Tableau de données inertielles et anthropométriques du tronc et du système tête-cou.

4.3 Etude paramétrique et validation du modèle à paramètres localisés

Le modèle à paramètres localisés de l'ensemble tronc-tête-cou a été implémenté dans le code de calcul implicite ANSYS®, afin de calculer les fréquences propres et les déformées modales du système étudié.

Les valeurs initiales de raideurs et d'amortissements ont été choisies de telle sorte que le modèle présente les mêmes déformées modales que celles obtenues par Kitazaki.

Cette validation s'opère en trois temps :

- une analyse modale, permettant de distinguer les différents modes de vibration en ne tenant compte que du comportement élastique,
- une analyse harmonique qui détermine les fréquences de résonances et les taux d'amortissements,
- un ajustement des raideurs afin de prendre en compte la gravité.

4.3.1 Analyse modale du modèle à paramètres localisés

Afin de se placer dans la même configuration que dans l'étude expérimentale de Kitazaki, un déplacement vertical a été imposé à toutes les parties inférieures comprenant le fessier, les jambes et les pieds. L'articulation entre la tête et le cou a été bloquée.

Quatre déformées modales à des fréquences de résonance supérieures à 1 Hz (Figure 14) ont été identifiées. Les quatre modes correspondent au 1^{er}, 2^{ème}, 5^{ème} et 11^{ème} mode mis en évidence lors de l'expérience. Pour des raisons de commodité et de compréhension, nous renommerons ces modes conformément à leur ordre d'apparition.

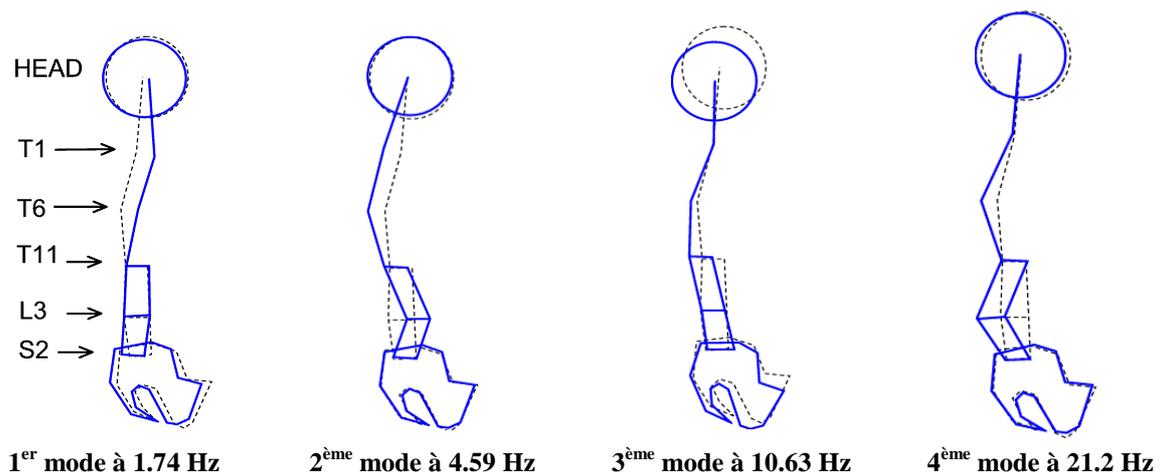


Figure 14. Représentation des 4 premières déformées modales du modèle obtenues sous ANSYS®.

Afin d'optimiser et de valider le modèle, une étude paramétrique sur les 4 raideurs k_{T6} , k_{T12} , k_{L3} et k_{S2} a été réalisée (Tableau 6). Les valeurs de raideurs pour les signes (+) correspondent à une raideur de 200 Nm/rad et pour les signes (-) à une raideur de 50 Nm/rad. De même les Facteurs de 1 à 4 correspondent respectivement à la raideur de la jonction T5-T7, à la raideur de la jonction thoraco-lombaire, à la raideur de la jonction L2-L4 et à la raideur de la jonction lombaire-pelvis.

Nous avons alors calculé les effets de chaque facteur afin d'évaluer l'influence qu'ils peuvent avoir sur les fréquences propres du modèle pour chacun des modes. Cette influence est déterminée à l'aide des facteurs d'effet calculés de la manière suivante (J. Goupy, 2001):

$$E_{\alpha} = \frac{1}{16} \left(\sum_{l=1}^8 F_l(+)\text{mode } i - \sum_{l=1}^8 F_l(-)\text{mode } i \right)$$

avec E_{α} l'effet de la raideur α sur le mode i ,

$F_l(+)\text{mode } i$ la fréquence propre obtenue par le modèle pour une raideur de 200 Nm/rad et

$F_l(-)\text{mode } i$ la fréquence propre obtenue par le modèle pour une raideur de 50 Nm/rad

Les résultats des effets sont explicités dans le Tableau 7 et illustrés sous forme d'histogramme en Figure 15.

Essais	Facteur 1 k_{T6}	Facteur 2 k_{T12}	Facteur 3 k_{L3}	Facteur 4 k_{S2}	FREQUENCE [Hz]			
					Mode 1	Mode 2	Mode 3	Mode 4
1	+	+	+	+	1.74	4.59	10.63	21.2
2	+	+	+	-	1.58	4.33	10.15	20.64
3	+	+	-	+	1.72	4.43	9.3	16.97
4	+	+	-	-	1.57	3.75	8.36	16.55
5	+	-	+	+	1.71	3.42	9.88	18.31
6	+	-	+	-	1.44	3.12	9.63	17.5
7	+	-	-	+	1.66	3.42	9.29	12.54
8	+	-	-	-	1.44	3.03	8.23	11.92
9	-	+	+	+	1.5	3.59	8.14	20.89
10	-	+	+	-	1.35	3.51	7.5	20.27
11	-	+	-	+	1.5	3.557	7.08	16.22
12	-	+	-	-	1.35	3.37	5.79	15.65
13	-	-	+	+	1.53	3.2	6.15	18.12
14	-	-	+	-	1.27	3.03	5.8	17.25
15	-	-	-	+	1.47	3.2	6.07	11.8
16	-	-	-	-	1.27	2.97	5.41	10.6

Tableau 6 : Plan de l'étude paramétrique sur les raideurs au niveau des quatre jonctions

Effets	E_{T6} [Hz]	E_{T12} [Hz]	E_{L3} [Hz]	E_{S2} [Hz]
Mode 1	0.10	0.03	0.01	0.10
Mode 2	0.23	0.36	0.06	0.15
Mode 3	1.47	0.41	0.52	0.35
Mode 4	0.3	1.90	2.62	0.35

Tableau 7 : Résultats des effets sur les fréquences propres de chaque mode de vibration.

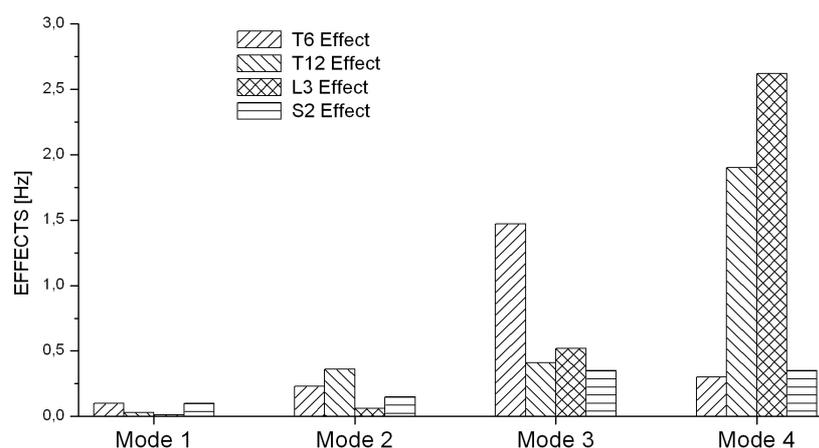


Figure 15 : Représentation des effets sur les fréquences propres de chaque mode de vibration.

Il apparaît que les raideurs T6 et S2 influencent le mode 1. En ce qui concerne le mode 2, les raideurs influentes dominant sont au niveau de T6 et T12. La raideur T6 est le principal facteur influant du mode 3. Enfin, les facteurs influents pour le mode 4 sont au niveau de T12 et L3. Ils semblent que la raideur S2 ne soit pas influente pour les autres modes. Ces principaux résultats sont reportés dans le Tableau 8.

	k_{T6}	k_{T12}	k_{L3}	k_{S2}
Mode 1	X			X
Mode 2	X	X		
Mode 3	X			
Mode 4		X	X	

Tableau 8 : Tableau d'influence.

La combinaison donnant les résultats les plus proches des résultats expérimentaux en termes de fréquences de résonance est la configuration 13 : on obtient des fréquences propres numériques de 1.53 Hz, 3.2 Hz, 6.15 Hz et 18.12 Hz contre respectivement 1.82 Hz, 3.31 Hz,

6.16 Hz et 17.58 Hz expérimentalement. Les valeurs de raideurs choisies sont de 50 Nm/rad, 50 Nm/rad, 200 Nm/rad et 200 Nm/rad pour respectivement k_{T6} , k_{T12} , k_{L3} et k_{S2} .

Après cette étude paramétrique, il a été possible d'optimiser les fréquences du modèle par rapport à celles des expériences en ajustant les valeurs de paramètres de raideurs.

Les valeurs des raideurs ainsi obtenues correspondent à 60 Nm/rad pour k_{T6} , 25 Nm/rad pour k_{T12} , 150 Nm/rad pour k_{L3} et 500 Nm/rad pour k_{S2} .

4.3.2 Analyse harmonique du système Tête-cou-tronc

Le calcul des fréquences propres et des facteurs d'amortissement a été fait par analyse harmonique du modèle, c'est-à-dire non plus par calcul matriciel, mais par excitation sinusoïdale sur une bande de fréquences donnée. Les résultats sont extraits en traçant la partie réelle de la transmissibilité. Dans cette étape nous n'avons pas procédé à une étude paramétrique, mais plutôt à un ajustement successif des paramètres. Pour débiter cet ajustement, nous avons choisi des valeurs d'amortissement arbitraires de 0.1 Nms/rad à chacune des articulations.

L'ajustement a consisté à calculer l'écart relatif au carré entre les valeurs obtenues et les valeurs voulues, ce qui conduit à l'équation suivante :

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^4 \left[\frac{(f_{i_{\text{modél}}} - f_{i_{\text{volunteer}}})^2}{f_{i_{\text{volunteer}}}^2} + \frac{(\eta_{i_{\text{modél}}} - \eta_{i_{\text{volunteer}}})^2}{\eta_{i_{\text{volunteer}}}^2} \right] \geq 0$$

où f_i et τ_i sont respectivement la fréquence et le facteur d'amortissement au mode i .

Après 27 itérations, nous avons obtenu le jeu de paramètres donné dans le Tableau 9 permettant d'obtenir les valeurs de fréquences propres et amortissements modaux du modèle en accord avec les valeurs expérimentales obtenues par Kitazaki (Tableau 9).

Articulations	k [Nm/rad]	c [Nms/rad]
T6	60	0.8
T12	35	0.2
L3	130	0.9
S2	500	0.1

	Mode 1	Mode 2	Mode 3	Mode 4
Fréquences propres expérience [Hz]	1.82	3.31	6.16	17.58
Fréquences propres modèle [Hz]	1.90	3.25	6.2	17.2
Facteurs d'amortissements expérience	0.224	0.215	0.178	0.296
Facteurs d'amortissement modèle	0.23	0.21	0.18	0.25

Tableau 9 : Résultats de l'ajustement du modèle sur les valeurs de Kitazaki et al.

4.3.3 Prise en compte de la gravité dans le modèle

Le code de calcul ANSYS ne fait pas intervenir la gravité lors du calcul des fréquences propres. Il faut donc ajuster les raideurs par un terme qui tient compte de la gravité.

$$M_{i_{gravité}} = \sum_{v=i}^6 \left(m_v \cdot (\beta_v + \alpha_v \psi_i) + (L_v \sin(\theta_{v0}) + L_v \cos(\theta_{v0}) \psi_i) \sum_{k=v+1}^6 m_k \right) \cdot g \quad \text{pour } i = 1 \text{ à } 6$$

$$\text{avec } \alpha_i = a_i \cos(\theta_{i0}) - b_i \sin(\theta_{i0}) \text{ et } \beta_i = a_i \sin(\theta_{i0}) + b_i \cos(\theta_{i0})$$

Ainsi pour chaque articulation i , on peut écrire le moment de rappel sous la forme de l'équation suivante.

$$M_{i_{Rappel}} = K_i \psi_i + M_{i0_{gravité}} \quad \forall i \in [1..4]$$

$$\text{avec } K_i = k_i + \kappa_{i_{gravité}}$$

Le Tableau 10 résume les valeurs finales obtenues en termes de raideurs tenant compte de la gravité, ainsi que la valeur du moment de rappel pour chaque articulation.

	Articulations	K_i [Nm/rad]	$M_{i0_{gravité}}$ [Nm]
1	Lombaire-Pelvis	77	20
2	Inter-lombaire	85	21
3	Thorax-Lombaire	215	13
4	Inter-thorax	635	-2
5	Cou-Thorax	17	3
6	Tête-Cou	14	2

Tableau 10 : Valeurs des raideurs obtenues par ajustement du modèle sans les effets de la gravité (première colonne), valeurs des termes K_i et moment constant pour chaque articulation i lié à la gravité.

5 Reconstructions des accidents

5.1 Configurations des accidents et exemple comparatif sur un cas entre le BioRID II et le MC-HNT

Cette section s'intéresse à la reconstruction des 86 cas d'accidents réels en choc arrière fournis par l'assureur Folksam décrit dans le paragraphe 2. L'objectif est ici double, tout d'abord calculer le champ cinématique au niveau de la première vertèbre thoracique afin de pouvoir simuler les accidents avec le MEF du système tête-cou développé à l'UdS, deuxièmement d'estimer la robustesse et la « qualité » des critères utilisés chez les constructeurs automobile ou encore ceux proposés dans la littérature.

Trois modèles de chez TOYOTA sont impliqués dans cette base d'accidents (Corolla 93, Corolla 98, Yaris). Kulgreen et al. (2003) a modélisé ces trois types de siège sous Madymo afin de simuler ces accidents. Notre contribution dans ces reconstructions d'accidents se réduit donc au positionnement du modèle dans le siège c'est-à-dire à la mise en place de la distance entre la tête et l'appui tête ainsi que l'angle entre le dos du modèle et le dossier. Pour analyser la robustesse du critère proposé deux distances entre la tête et l'appui tête ont été simulées : 50mm et 90mm. En revanche pour toutes les simulations l'angle entre le dos du modèle et le dossier est initialement fixé à 25°.

Les modèles du système tête-cou et du thorax nommé « MC-HNT » (Minimum Complexity Head Neck Torso model) décrits respectivement dans les paragraphes 3.5 et 4.3 ont été transférés sous le logiciel Madymo (figure 17).

Afin de comparer et d'évaluer la biofidélité du modèle développé au sein de l'Université de Strasbourg cette étude a été réalisée en parallèle avec le modèle BioRID II développé par l'Université de Chalmers (figure 18).

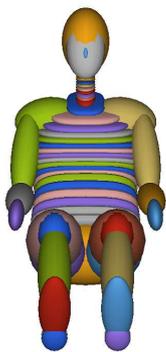


Figure 16 : Modèle corps rigide Biorid II sous le logiciel Madymo.

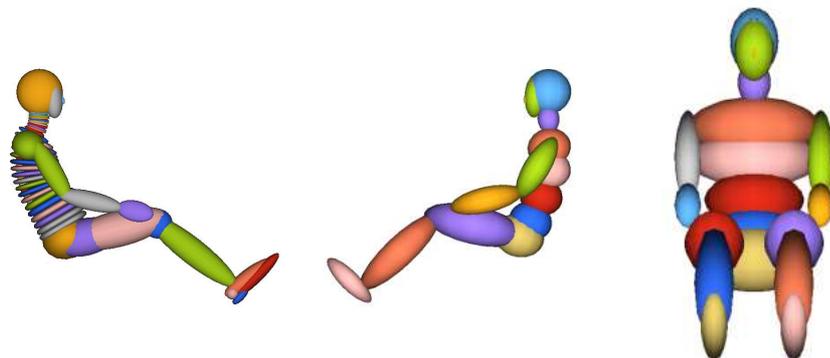


Figure 17 : Modèle corps rigide MC-HNT sous le logiciel Madymo

La figure 18 illustre la position des deux modèles avec les différents types de siège et aux deux distances tête/appui-tête. On peut remarquer que les conditions initiales du calcul pour le MC-HNT et le BioRID II sont similaires.

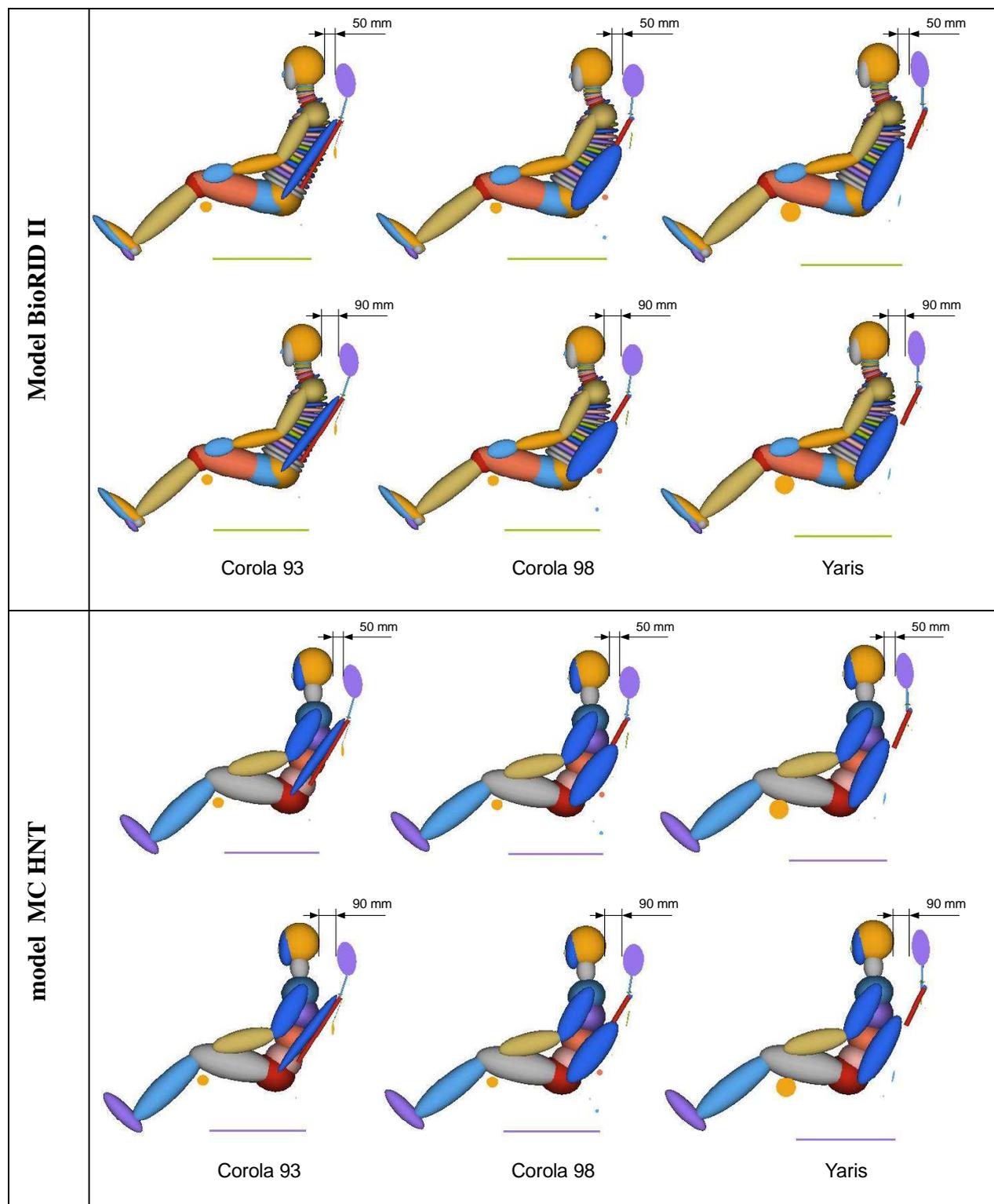


Figure 18 : Position du modèle BioRID II et MC-HNT dans les trois modèles de siège (Corolla 93, Corolla 98 et Yaris) pour deux distances tête/appui-tête (D=50 mm ; D=90 mm).

Pour chaque simulation (au total 344) les grandeurs mécaniques suivantes ont été calculées : l'accélération de la tête et de la première vertèbre thoracique ; la force tranchante et le moment de flexion en haut et en bas de la colonne cervicale ; le NIC ou encore le Nkm. Le temps de simulation est de 200 ms.

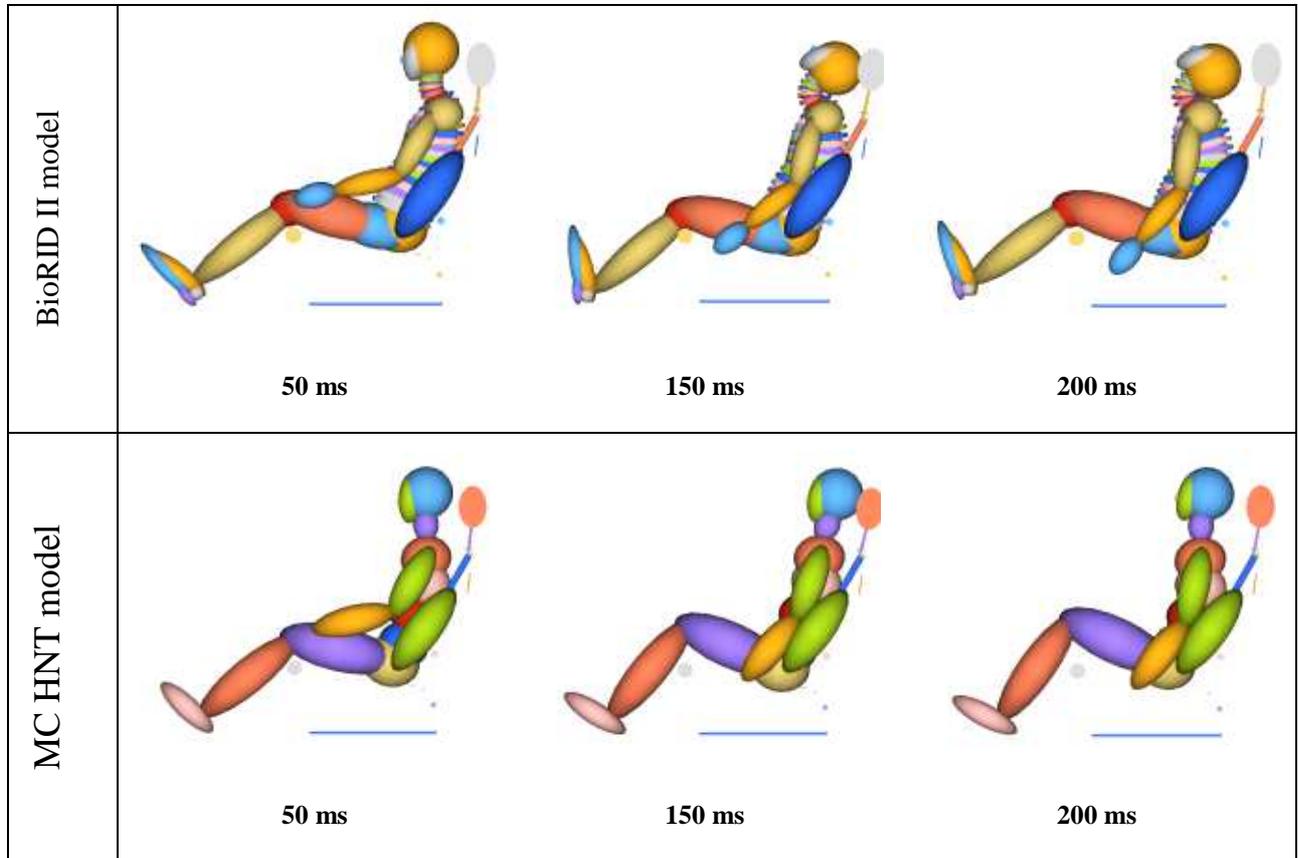


Figure 19 : Simulation d'un cas d'accident avec le modèle BioRID II et le MC-HNT.

La figure 19 illustre la reproduction d'un cas d'accident avec le BioRID II et le MC-HNT dans une même configuration. Il apparaît clairement que les deux modèles ne se comportent pas de la même manière tout particulièrement au niveau du système tête-cou. En ce qui concerne le MC-HNT, pendant quasiment toute la durée du choc, la tête effectue une rétraction de la tête en déphasage par rapport au cou pour arriver 200 ms après l'impact à son état initial. En ce qui concerne le modèle BioRID II on peut observer que cette phase de rétraction appelé communément « S-Shape » est inexistante. La tête effectue tout de suite une extension qui dure presque 200 ms.

Comme il a été dit en introduction le but de ces modèles est de permettre de calculer le champ d'accélération au niveau de la première vertèbre thoracique (T1) afin de reproduire ces accidents avec le MEF. Les figures 21-24 représentent les accélérations linéaires et angulaires des deux modèles.

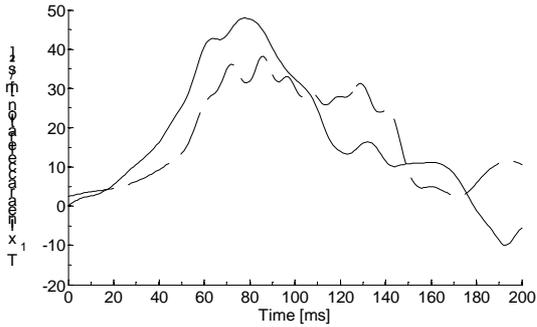


Figure 20 : Superposition de l'accélération linéaire suivant X au niveau de T1 pour le modèle BioRID II (-) et le MC-HNT (--)

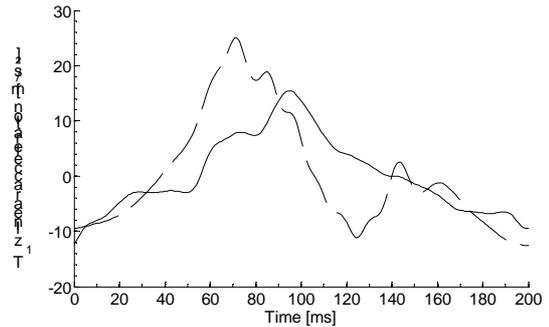


Figure 21 : Superposition de l'accélération linéaire suivant Z au niveau de T1 pour le modèle BioRID II (-) et le MC-HNT (--)

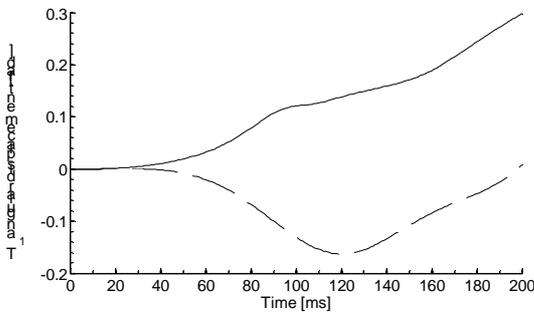


Figure 22 : Superposition de la rotation au niveau de T1 pour le modèle BioRID II (-) et le MC-HNT (--)

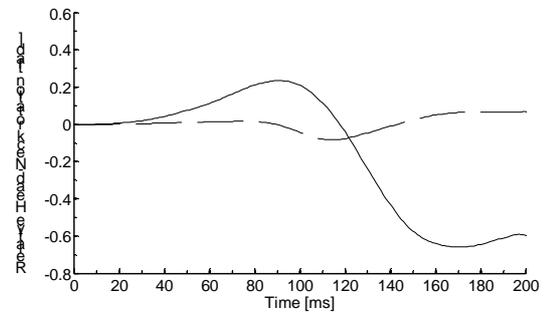


Figure 23 : Superposition de la rotation au niveau de la tête pour le modèle BioRID II (-) et le MC-HNT (--)

La figure 23 illustre bien pour un cas donné que le modèle BioRID II ne reproduit pas la rétraction de la tête à contrario du MC-HNT. En effet pendant la phase initiale du choc aucune rotation n'est calculée par le BioRID II alors que le MC-HNT effectue une rétraction de la tête pendant environ 100 ms et ensuite effectue une flexion.

5.2 Evaluation des critères existants. Comparaison des résultats obtenus avec BioRID II et le MC-HNT

Afin d'estimer quel est le meilleur critère pour prédire le risque lésionnel lors d'un choc arrière la méthode de régression logistique proposée par Nagelkerke (1991) est utilisée. Elle permet d'un point de vue statistique d'estimer la « qualité » d'un critère. Plus le « score » est proche de 1 (R^2 tendant vers 1) meilleur est l'estimateur. Les figures 24-27 illustrent les résultats obtenus pour respectivement le BioRID II et le MC-HNT pour les deux distances tête/appui-tête et pour les symptômes inférieurs et supérieurs à un mois.

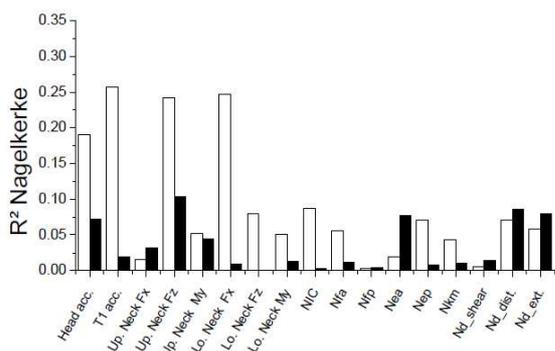


Figure 24 : R² Obtenu avec le BioRID II pour les symptômes < 1 (■ d_{tête/appui-tête}= 50 mm ; □ d_{tête/appui-tête}= 90 mm)

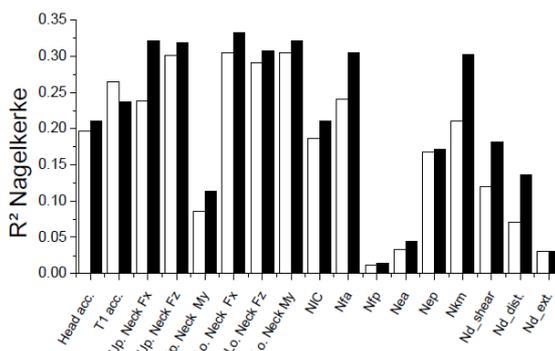


Figure 25 : R² Obtenu avec le MC-HNT pour les symptômes < 1 (■ d_{tête/appui-tête}= 50 mm ; □ d_{tête/appui-tête}= 90 mm)

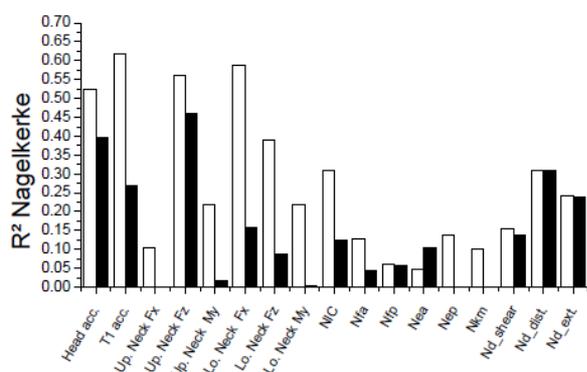


Figure 26 : R² Obtenu avec le BioRID II pour les symptômes > 1 (■ d_{tête/appui-tête}= 50 mm ; □ d_{tête/appui-tête}= 90 mm)

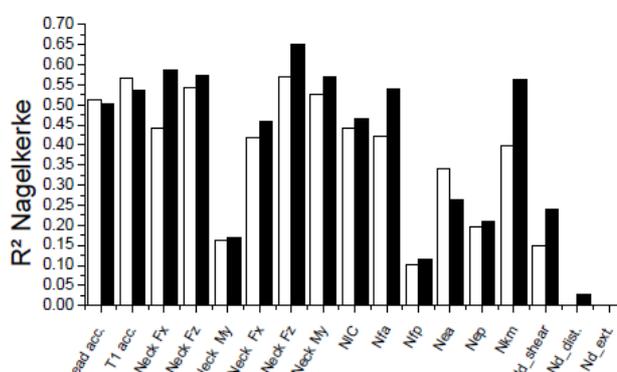


Figure 27 : R² Obtenu avec le MC-HNT pour les symptômes > 1 (■ d_{tête/appui-tête}= 50 mm ; □ d_{tête/appui-tête}= 90 mm)

Il apparait clairement que pour le modèle BioRID II les régressions logistiques donnent des valeurs différentes suivant la distance tête/appui-tête ce qui n'est pas le cas pour le modèle MC-HNT. En outre si on considère les symptômes inférieurs à un mois pour le BioRID II à une distance de 50 mm le meilleur candidat est la force axiale au niveau de la jonction atlanto occipitale avec un R² de 0.10. Pour une distance tête-appui/tête de 90 mm le meilleur candidat est l'accélération au niveau de la première vertèbre thoracique et la force axiale avec respectivement des R² de 0.26 et 0.25. Pour le modèle MC-HNT quelque soit la configuration initiale le meilleur critère est la force tranchante au niveau de la première vertèbre cervicale avec un R² de 0.3 pour la configuration d_{tête/appui-tête}= 50 mm et 0.32 pour la configuration d_{tête/appui-tête}= 90 mm (R² de 0.32).

Si on analyse les résultats pour la prédiction de symptôme supérieurs à un mois avec le modèle BioRID II, le paramètre le plus cohérent pour les deux configurations est la force axiale dans la région supérieure du rachis cervical avec un R² de 0.46 pour la configuration d_{tête/appui-tête}= 50 mm et un R² de 0.56 pour la configuration d_{tête/appui-tête}= 90 mm. Les autres

paramètres présentent des scores trop faibles ou bien trop dépendants de la position initiale. Enfin pour le modèle MC-HNT on peut remarquer que quelque soit la configuration initiale le R^2 change très faiblement. Le meilleur paramètre pour la prédiction de symptôme supérieur à un mois est la force axiale au niveau de la jonction atlanto occipitale avec un R^2 de 0.57 ($d_{\text{tête/appui-tête}} = 50 \text{ mm}$) et 0.67 ($d_{\text{tête/appui-tête}} = 90 \text{ mm}$).

Les figures 28 et 29 illustrent respectivement les courbes de risque (50%) en terme de force tranchante pour les symptômes inférieurs à un mois et en terme de force axiale pour les symptômes supérieurs à un mois.

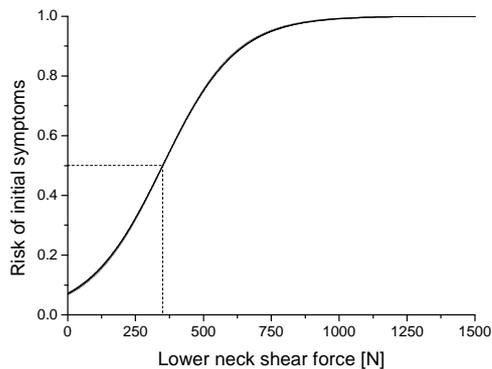


Figure 28 : Courbe de risque pour la force tranchante au niveau du rachis inférieur pour les deux positions.

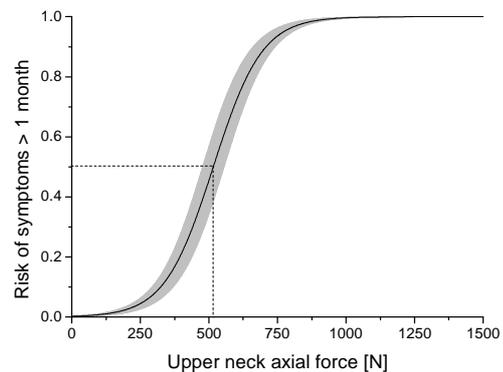


Figure 29 : Courbe de risque pour la force axiale au niveau du rachis supérieur pour les deux positions.

Si on analyse les résultats du NIC avec le modèle BioRID II, les R^2 sont trop dépendants de la position initiale du modèle et semblent donc être inapplicables. Une étude de Kullgreen et al. (2006) simulant 79 cas de cette base de données d'accidents, avec 100 postures différentes pour le BioRID II, montrent une forte dépendance des conditions initiales. Pour un risque de 50 % d'avoir des symptômes supérieurs à un mois le NIC est de $24.5 \pm 10 \text{ m}^2/\text{s}^2$ (figure 30).

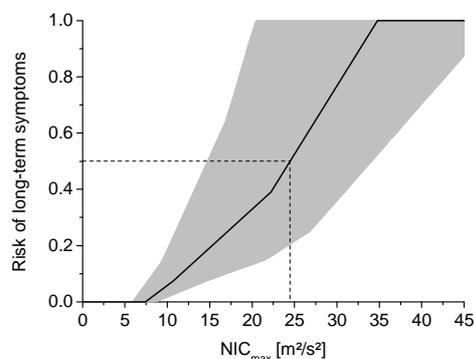


Figure 30 : Courbe de risque du NIC pour les symptômes >1 mois. (Kullgreen et al. 2006).

6 Conclusion

Une caractérisation modale du système tête-cou a été réalisée permettant de déterminer deux modes de vibrations. Le premier mode s'exprimant à 1.3 Hz est une flexion extension de la tête et le second à 8 Hz correspond à une rétraction de la tête en déphasage avec le cou. Ce dernier mode est communément appelé « S-Shape ». De part sa forme, ce mouvement est aphysiologique et est soupçonné d'être à l'origine des lésions lors de choc arrière. Grâce à cette caractérisation un modèle à paramètres localisés a été élaboré sur la base d'un double pendule articulé. L'ajustement des diverses grandeurs mécaniques du modèle (masses, inerties, raideurs, amortissements, longueurs) en fonction du sujet modélisé montre une bonne corrélation entre les résultats expérimentaux et le modèle. Ce résultat démontre que dans le cas de choc se situant dans le plan sagittal (choc frontal ou arrière) le système tête-cou peut être représenté par un système à deux degrés de liberté.

La seconde partie de ce travail s'est portée sur la modélisation du thorax à partir des travaux de Kitazaki (1992). L'analyse modale expérimentale du tronc a révélé 4 modes principaux. Un modèle pivots basé sur le même principe que le modèle du système tête cou a permis de reproduire le comportement dynamique de cette structure.

Le modèle du cou et le modèle du thorax ont été transférés sous le logiciel Madymo afin de reconstruire les 86 accidents réels en choc fournis par l'assureur Suédois Folksam. Couplé au siège réalisé par Kullgreen, ce modèle a permis non seulement de calculer le champ cinématique de la première vertèbre thoracique, données nécessaires pour reconstruire ces accidents avec le modèle éléments finis développé à l'Université de Strasbourg (Tâche 2.2), mais également d'estimer la robustesse des critères proposés dans la littérature. Enfin ces reconstructions d'accidents ont été également réalisées avec le modèle BioRID II. Lors de cette étude il s'est avéré que la position initiale du modèle dans le siège avait une forte influence sur le coefficient de corrélation c'est-à-dire le R^2 . En revanche pour le modèle MC-HNT cette position initiale n'a que peu d'influence sur les résultats, démontrant la robustesse des critères proposés pour les symptômes supérieurs à un mois et inférieurs à un mois.

7 Références

Kitazaki Satoshi, 1992, Application of experimental modal analysis to the human whole-bodyvibration. Proceedings of the United Kingdom Informal Group Meeting on Human Response to Vibration, held at The University of Southampton, Southampton, Hampshire, 28-30 September, 1992, 17-39.

Kullgren A, Eriksson L, Boström O, Krafft M (2003) Validation of neck injury criteria using reconstructed real-life rear-end crashes with recorded crash pulses. Proc. of the 18th Techn. Conf. on ESV, Paper No. 344, Tokyo.

Meyer F. Bourdet N., Deck C., Willinger R., Raul J.S. « Human neck finite element model development and validation against original experimental data » Stapp car crash Conf. Nashville paper :2004-22-0008 pp 177-206, 2004.

Nagelkerke N. J. D., A note on a general definition of the coefficient of determination, *Biometrika*, 78 (3), p. 691-692, 1991

Eriksson Linda; Kullgren Anders, Influence of Seat Geometry and Seating Posture on NIC_{max} Long-Term AIS 1 Neck Injury Predictability, *Traffic Injury Prevention*, Volume 7, Issue 1 March 2006 , pages 61-69

Equipe Biomécanique

Université de Strasbourg



Institut de Mécanique des Fluides et
des Solides

2 rue Boussingault 67000 Strasbourg

E-mail : willi@imfs.u-strasbg.fr



C.C.A.R.

Livrable L3

N° Contrat 09 MT CV 05



Rapport sur la modélisation des accidents au moyen du MEF du système tête-cou.

Auteurs : Docteur Meyer Frank ; Professeur Rémy Willinger

Fait le : 31/01/2011

Sommaire

<u>1Introduction.....</u>	<u>3</u>
<u>2Méthodologie pour la reconstruction des accidents réels en choc arrière.....</u>	<u>3</u>
<u>3Analyse des grandeurs globales couramment utilisées en accidentologie.</u>	<u>4</u>
<u>4Conclusion.....</u>	<u>5</u>
<u>5Références.....</u>	<u>6</u>

1 Introduction.

L'objectif de ce livrable est de décrire la méthodologie pour la reconstruction de 86 cas d'accidents réels en choc arrière à l'aide du modèle éléments finis (MEF) du système tête cou développé à l'Université de Strasbourg. Ce travail s'appuie fortement sur les premiers résultats décrits dans le livrable L2 « Rapport sur la qualité de la corrélation blessure critère obtenue avec les critères actuels ».

La reconstruction des 86 accidents de la base de données Folksam permettront d'analyser la qualité des critères utilisés aujourd'hui dans le monde automobile c'est-à-dire : NIC, Nkm, force tranchante, force axiale et moment au niveau des condyles occipitaux.

2 Méthodologie pour la reconstruction des accidents réels en choc arrière.

La base de ce travail s'appuie tout d'abord sur la base de données Folksam. 86 accidents en choc arrière réels ont été collectés. Cette base de données comprend les informations suivantes :

- Le Sexe
- L'Age
- Le type de voiture
- Le niveau de lésion du conducteur et du passager
- L'enregistrement du pulse d'impact en termes d'accéléérations.

La première étape afin de pouvoir reproduire les accidents avec le MEF du système tête cou est de calculer la cinématique de la première vertèbre thoracique (T1). Cette première étape a été réalisée à l'aide du modèle (MC-HNT) développé sous le logiciel Madymo. Dans cette première reconstruction il est supposé que le pulse d'accélération de la voiture soit le même que celui du siège. Ainsi le modèle corps rigide plus siège est asservi avec la même cinématique que celle enregistrée lors du crash.

Le modèle MC-HNT au cours de cette première étape de reconstruction a permis de caractériser et de déterminer intégralement le champ cinématique de la première vertèbre thoracique T1, c'est-à-dire les trois accélérations linéaires et les trois accélérations angulaires. Il en est de même pour l'appui tête qui au cours du choc est en interaction avec la tête.

La méthodologie utilisée pour la reconstruction des accidents avec le MEF est explicitée en figure 1. Dans cette base de données d'accidents, trois types de voitures sont impliqués (Corolla 93, Corolla 98 et Yaris). La distance tête appui-tête ainsi que l'inclinaison de l'appui tête ont été prises en compte dans le calcul. La position initiale pour ces trois types de chocs est illustrée en figure. 2

N.B. La base de données d'accidents, la validation du modèle corps rigide, la méthode de reconstruction des accidents ainsi que la robustesse des résultats obtenus est explicitée dans le livrable L2 « Rapport sur la qualité de la corrélation blessure critère obtenue avec les critères actuels »).

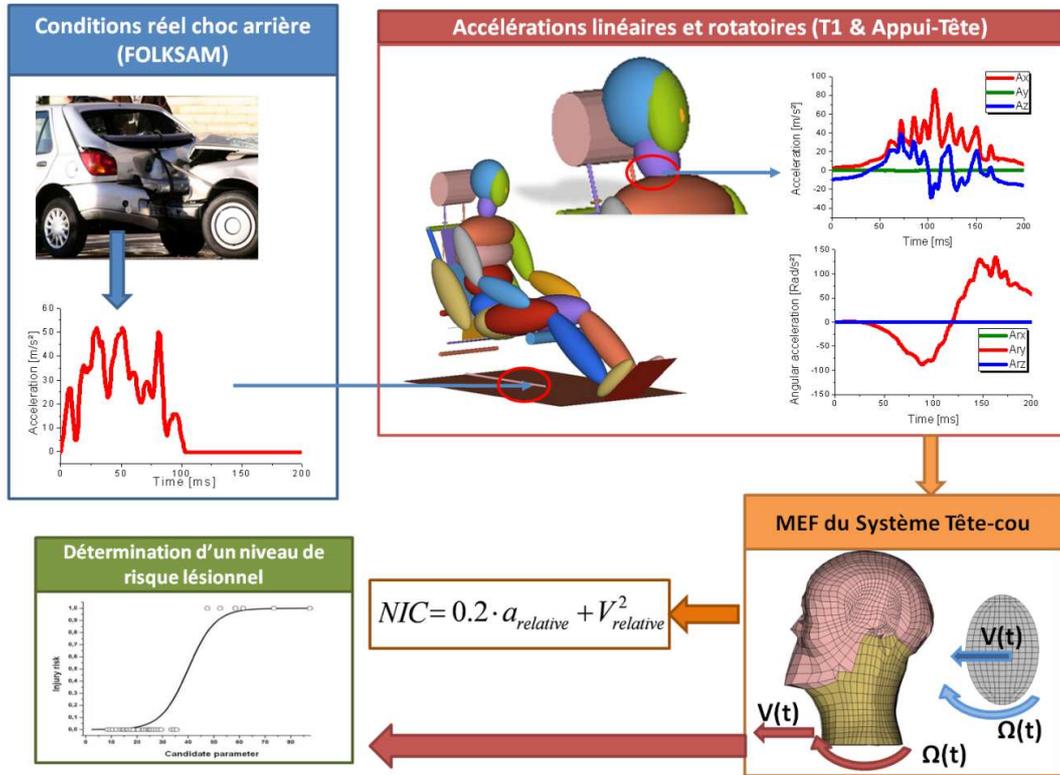
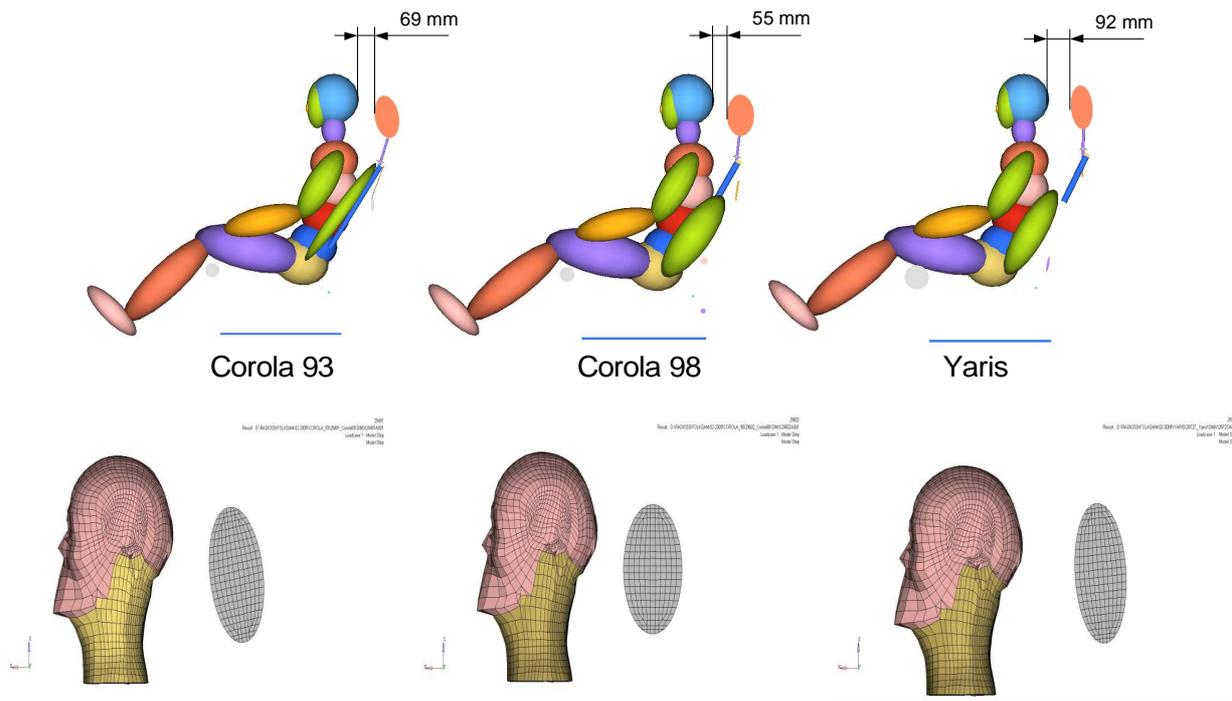


Figure 1 : Diagramme de la méthodologie utilisée pour déterminer et évaluer le risque encouru en choc arrière.



(a) Corolla 93

(b) Corolla 98

(c) Yaris

Figure 2: Position initiale du modèle Madymo (MC-HNT) et du MEF dans les trois configurations d'impact (a : Corolla 93 ; b : Corolla 98 ; c : Yaris)

A titre d'exemple le cas Corolla 98/29737 est détaillé afin d'expliciter la méthode utilisée pour chacun des accidents reconstruits. Ce cas d'accident implique un homme de 36 ans ayant les symptômes suivants : douleurs, raideurs et sensibilités dans le cou. Le sujet ne présente aucun signe clinique. Le champ d'accélération enregistré au niveau de la voiture est illustré en figure 3. Le champ d'accélérations linéaires et angulaires calculé en T1 est respectivement illustré en figure 4 et 5. La réponse cinématique pendant toute la phase du choc du modèle Madymo ainsi que du MEF est donnée en figure 6.

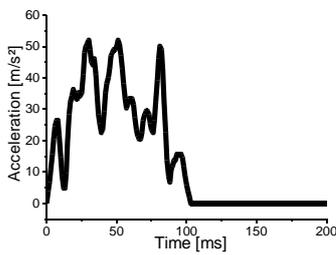


Figure 3: Accélération enregistrée lors de l'accident (case n° 29737) et appliquée au modèle du siège.

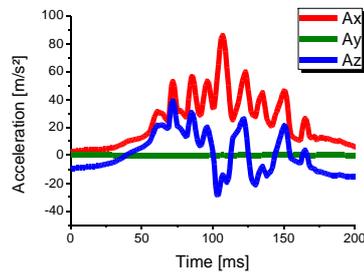
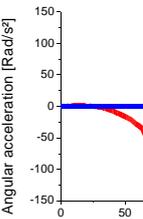


Figure 4 : Accélérations linéaires calculées au niveau de T1



Temps = 0ms

Temps = 100 ms

Figure 6 : Réponse cinématique du modèle Madymo (MC-HNT) ainsi que du modèle éléments finis du système tête-cou lors d'un choc arrière (Cas Corolla 98 N°29737).

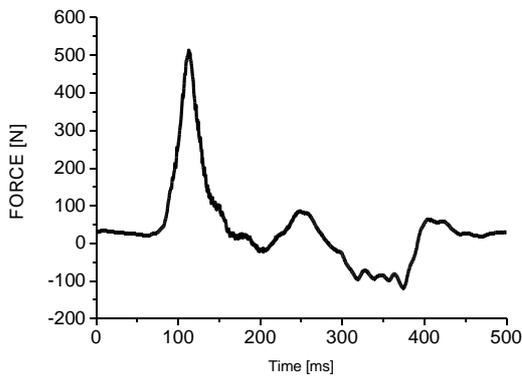


Figure 7 : Force tranchante (Fx) au niveau des condyles occipitaux

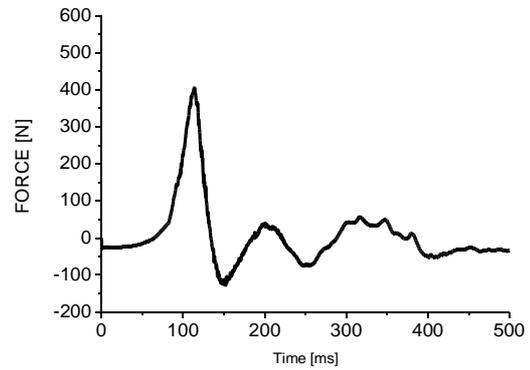


Figure 8 : Force axiale (Fz) au niveau des condyles occipitaux

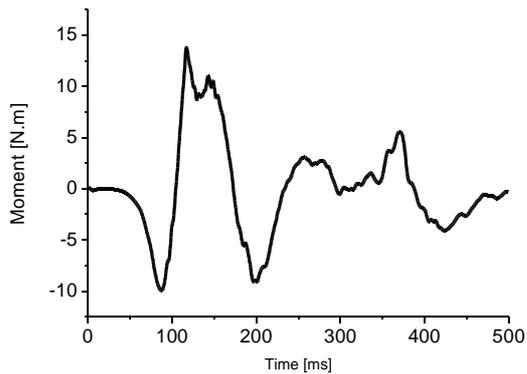


Figure 9 : Moment au niveau des condyles occipitaux

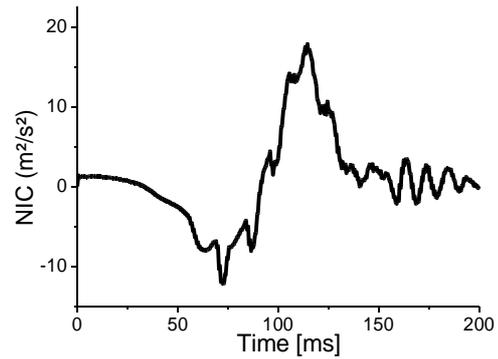


Figure 10: NIC

Lors du choc arrière on peut observer que la colonne cervicale effectue un mouvement complexe composé de flexion/extension de traction/compression ainsi que de cisaillement. Afin d'analyser le mouvement de chacune des vertèbres cervicales, trois repères locaux directs ont été fixés à chacune des vertèbres : deux aux facettes articulaires et un repère au niveau du corps vertébral (figure 11).

Au niveau des facettes articulaires la direction $+x$ traduit une flexion et $-x$ une extension. Ainsi le maximum et le minimum définissent réciproquement le maximum de flexion et d'extension se produisant lors de la simulation.

En ce qui concerne le repère fixe au niveau du corps, il permet de déterminer le niveau de cisaillement entre chaque unité cervicale ainsi que la traction/compression. Elles sont définies par les grandeurs suivantes : $\pm x$ pour le cisaillement, $+z$ pour la traction et $-z$ pour la compression. Ces grandeurs permettent de caractériser précisément le mouvement de chaque vertèbre lors du choc.

Figure 11: Repères locaux définis à chaque vertèbre cervicale

Tous ces déplacements relatifs seront extraits et analysés dans le livrable L4 « Rapport sur l'établissement d'un nouveau critère de lésion basé sur la modélisation EF. Comparaison avec les critères existant et intégration » avec les lésions observées.

3 Analyse des grandeurs globales couramment utilisées en accidentologie.

Dans cette première étude sont analysés, sur l'ensemble des accidents reconstruits, la force axiale (F_z), la force tranchante (F_x), le moment (M_y), au niveau des condyles occipitaux ainsi que le NIC et le Nkm ; critères couramment utilisés dans le domaine de l'accidentologie (l'ensemble des résultats est synthétisé dans le tableau 1).

Chacun de ces paramètres est évalué à l'aide du facteur de Nagelkerke (1991). Cette régression logistique binaire permet de déterminer la « qualité » du critère, c'est-à-dire de savoir si le paramètre défini pour prédire le risque lésionnel est adéquate ou non. Ce coefficient est compris entre 0 et 1. Plus le coefficient est élevé meilleur le critère est.

Pour chaque critère évalué, les résultats sont illustrés sous forme d'histogramme. Les histogrammes sont organisés de la manière suivante : par niveau de gravité (Stade 0, Stade 1, Stade 2, Stade 3) et pour chaque groupe classé par ordre croissant. Cette méthode de représentation permet de voir graphiquement s'il existe une limite entre chaque niveau de lésion.

Tableau 1: Résultats pour chaque cas et pour chaque critère (NIC, Nkm, Force tranchante [Fx], Force axiale [Fz], et moment [My])

Figure 12 : Valeurs prises par le NIC, classées en fonction du degré de lésion

Il apparaît clairement que le NIC ne présente pas de corrélation avec les symptômes observés chez les accidentés. Les valeurs seuils entre chacun de ces groupes diminuent alors que le phénomène inverse devrait être observé. Si l'on analyse la classe présentant le niveau de lésion le plus grave (Stade 3), les valeurs de NIC sont plus faibles, en moyenne, que celles calculées dans la classe 0, 1 ou 2.

Figure 13: Valeurs prises par le Nkm, classées en fonction du degré de lésion

A l'inverse du NIC, on peut identifier deux valeurs critiques départageant les classes 1&2 et 2&3. Cependant il existe un fort recouvrement entre les cas non lésés et les cas lésés.

Figure 14: Valeurs prises par la force tranchante [Fx] au niveau des condyles occipitaux, classées en fonction du degré de lésion

La force tranchante au niveau des condyles occipitaux présente une relative bonne corrélation entre le niveau de lésions 2 et 3. Cependant aucune valeur seuil n'est présente entre le Stade 0 et le Stade 1.

Figure 15: Valeurs prises par la force axiale [Fz] au niveau des condyles occipitaux, classées en fonction du degré de lésion

Tout comme le NIC, le critère « Force axiale » n'est pas corrélé avec la gravité des lésions observé chez les accidentés. A une valeur de force axiale donnée, trois niveaux de gravité lésionnelle peuvent lui être associés.

Figure 16: Valeurs prises par le [My] au niveau des condyles occipitaux, classées en fonction du degré de lésion

Au vu des résultats analysés, le moment au niveau des condyles occipitaux présente la meilleure corrélation pour la prédiction de lésion. Même si il existe un recouvrement entre les cas non lésés (Stade 0) et les cas présentant des lésions, il existe entre les autres classes de lésions une valeur seuil.

Pour chacun des critères trois coefficients de Nagelkerke ont été calculés. Le premier définissant le critère de qualité pour la prédiction de lésion de stade 1, le second pour la prédiction de stade 2 et le troisième pour la prédiction de lésion de stade 3. L'ensemble des résultats est présenté dans le tableau 2.

	R ² Stade 1	R ² Stade 2	R ² Stade 3
NIC	0.017	0.073	0.109
Nkm	0.086	0.324	0.266
Fx (force tranchante)	0.108	0.363	0.361
Fz (force axiale)	0.071	0.076	0.047
My (Moment)	0.127	0.433	0.495

Tableau 2: Valeurs des R² (score de Nagelkerke) pour les critères : NIC, Nkm, Fx, Fz, et My.

Au vu de ces résultats seul le moment au niveau des condyles occipitaux peut être considéré comme un critère capable de prédire le risque lésionnel lors d'un choc arrière. Les autres critères, notamment le NIC et la force axiale ne présentent aucune corrélation entre la valeur du critère et la gravité de la lésion.

4 Conclusion

Cette étude propose la reconstruction numérique de 86 cas de choc arrière réels afin d'évaluer la qualité des critères couramment utilisés dans le monde automobile. Chaque cas a été préalablement reconstruit avec le modèle corps rigide (MC-HNT) afin de déterminer le champ

cinématique au niveau de la première vertèbre thoracique et de l'appui tête. Ce champ cinématique a été ensuite appliqué au MEF du système tête cou. Pour chaque cas reconstruit numériquement le NIC, le Nkm, la force tranchante, la force axiale ainsi que le moment a été calculé.

L'analyse statistique conduite en utilisant une régression logistique binaire utilisant le critère de Nagelkerke a permis de montrer non seulement que le NIC ne présente aucune corrélation entre la valeur du critère et le niveau de gravité de lésion mais également, que seul le moment au niveau des condyles occipitaux peut être considéré comme critère lésionnel. Il est à noter que ce critère repose sur l'accélération angulaire de la tête et non sur le niveau de sollicitation de la colonne cervicale.

5 Références

Nagelkerke N. J. D., A note on a general definition of the coefficient of determination, *Biometrika*, 78 (3), p. 691-692, 1991

Equipe Biomécanique

Université de Strasbourg



Institut de Mécanique des Fluides et
des Solides

2 rue Boussingault 67000 Strasbourg

E-mail : willi@imfs.u-strasbg.fr



C.C.A.R.

Livrable L4

N° Contrat 09 MT CV 05



*Rapport sur l'établissement d'un
nouveau critère de lésion basé sur la
modélisation EF. Comparaison avec les
critères existants et intégration.*

Auteurs : Docteur Meyer Frank ; Professeur Rémy Willinger

Fait le : 29/05/2011

Sommaire

<u>1</u>	<u>Introduction.....</u>	<u>3</u>
<u>2</u>	<u>Méthodologie pour la reconstruction des accidents réels en choc arrière.....</u>	<u>3</u>
<u>3</u>	<u>Détermination d'un nouveau critère de lésion : comparaison avec les critères existants.....</u>	<u>4</u>
<u>4</u>	<u>Conclusion.....</u>	<u>8</u>
<u>5</u>	<u>Références.....</u>	<u>9</u>

1 Introduction.

L'objectif de ce livrable est de déterminer un critère choc arrière basé sur la reconstruction de 86 accidents réels. Un grand nombre de paramètres intra cervicaux comme par exemple le cisaillement entre chaque niveau du rachis cervical sera analysé dans l'objectif de déterminer un critère prenant en compte le niveau de chargement que subit le rachis cervical lors d'un choc arrière. Le nouveau critère sera par la suite comparé au regard des critères usuellement utilisés c'est-à-dire : NIC, Nkm, My, Fx, Fz.

2 Méthodologie pour la reconstruction des accidents réels en choc arrière.

La méthodologie utilisée pour déterminer un nouveau critère choc arrière est exactement la même que celle qui été exposée dans le livrable L3 « Rapport sur la modélisation des accidents au moyen du MEF du système tête ». Le pulse d'accélération enregistré lors de l'accident est implémenté au modèle corps rigide siège au niveau du siège. Ce modèle de siège est couplé au modèle corps humain MC-HNT (explicité dans le livrable L2 « Rapport sur la qualité de la corrélation blessure critère obtenue avec les critères actuels ») afin de déterminer le champ cinématique de la première vertèbre thoracique et de l'appui tête (3 accélérations linéaires, 3 accélérations angulaires pour chacune des parties). Ce champ cinématique est appliqué au MEF du système tête-cou/MEF appui tête. Après reconstruction numérique chaque grandeur mécanique calculée lors de la reconstruction numérique est statistiquement évaluée au moyen de la méthode de Nagelkerke. Cette méthodologie est illustrée en figure 1.

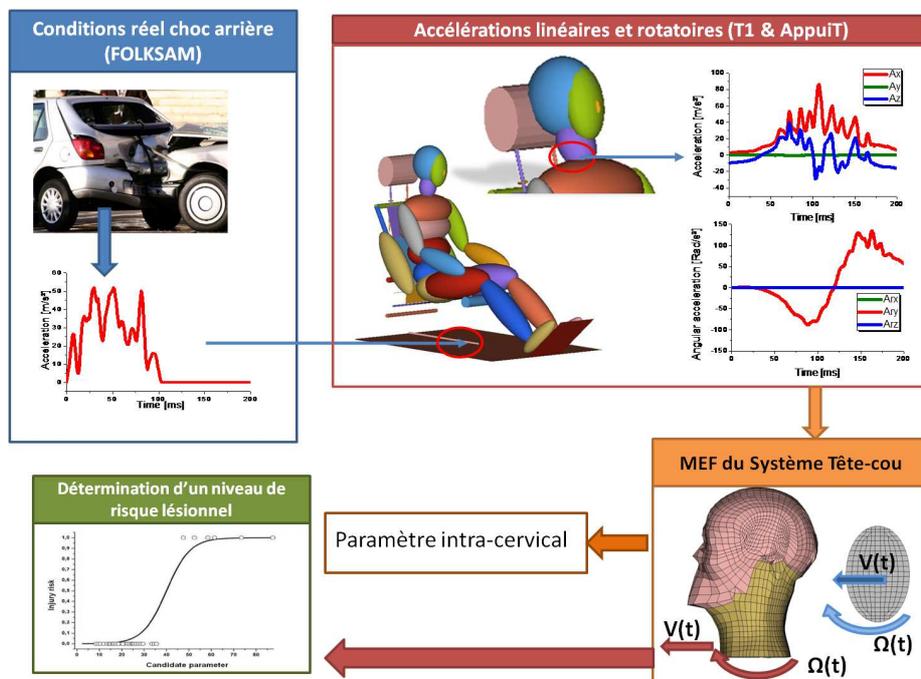


Figure 1 : Diagramme de la méthodologie utilisée pour déterminer et évaluer le risque encouru en choc arrière.

3 Détermination d'un nouveau critère de lésion : comparaison avec les critères existants.

Afin de déterminer un critère lié au niveau de sollicitation que subit le rachis cervical trois repères locaux en chacune des vertèbres cervicales ont été définis. Deux de ces repères se situent aux niveaux des facettes articulaires (gauche et droite) et un repère au niveau du corps vertébral. Ce choix repose sur les mécanismes de lésions décrits dans la littérature. En effet, plusieurs auteurs (*April et al 1992, Lord et al. 1993, Ono et al. 1997, Yoganandan et al. 2001 ou encore Sundararajan et al. 2004*) supposent que le cisaillement au niveau des facettes articulaires serait la source des symptômes observés chez les accidentés c'est-à-dire, raideur musculaire, diminution de la mobilité ou encore vertige et céphalée. Par ailleurs certains auteurs comme *Davis et al. 1991* ou encore *Panjabi et al. 2005* supposent que la région anatomique lésée lors d'un choc arrière se situe au niveau du disque intervertébral. Pour ces raisons un repère local a été fixé au niveau des facettes articulaires et du corps vertébral et ce en chacune des vertèbres cervicales. Les figures 2 à 4 illustrent l'emplacement de ces repères.

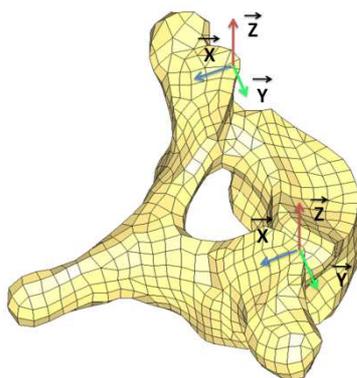


Figure 2: Repère local fixé au niveau des facettes articulaires de la première vertèbre thoracique.

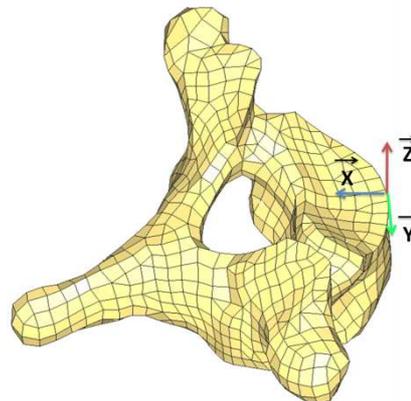


Figure 3: Repère local fixé au niveau du corps vertébral de la première vertèbre thoracique.

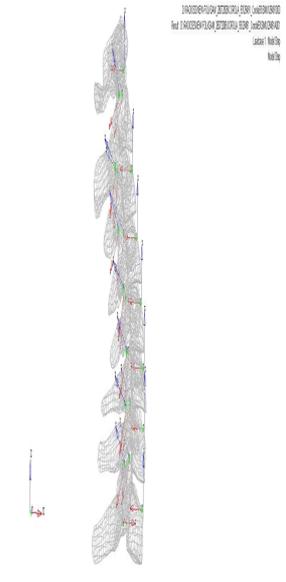


Figure 4: Repères locaux définis pour l'ensemble du rachis cervical

Grâce à la définition de ces repères locaux il est possible d'analyser le mouvement de la vertèbre cervicale sus-jacente par rapport à la vertèbre cervicale sous-jacente c'est à dire les couples de vertèbres cervicales : C1-C2 ; C2-C3 ; C3-C4 ; C4-C5 ; C5-C6 ; C6-C7 et C7-T1. L'orientation des vecteurs est définie de la manière suivante. Un déplacement suivant la direction x va traduire un cisaillement soit au niveau des facettes articulaires ou au niveau du corps vertébral. Un déplacement suivant +z traduira une traction du rachis cervical et bien entendu suivant - z une compression.

Pour chacune des reconstructions d'accidents simulés numériquement les grandeurs suivantes ont été extraites.

- Le cisaillement en termes de déplacement au niveau des facettes articulaires à chaque niveau
- Le cisaillement en termes de déplacement au niveau du corps vertébral
- La traction et la compression au niveau du corps vertébral.
- La contrainte de Von Mises, la pression max et min, dans les disques intervertébraux.

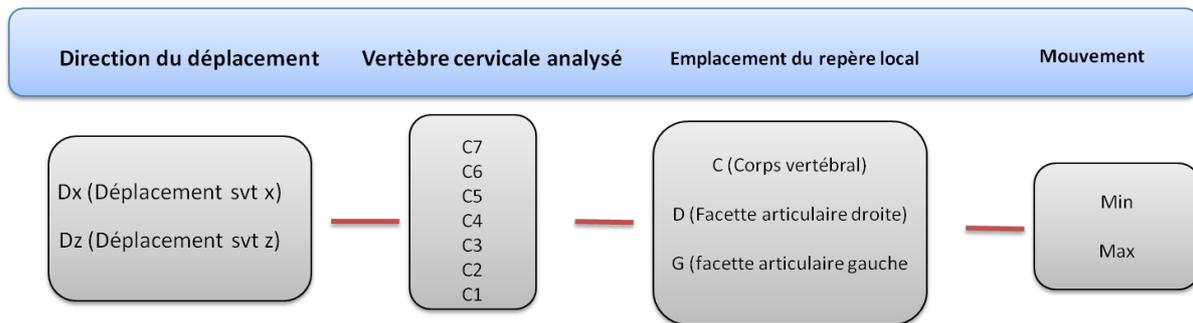


Figure 5 : Grandeurs cinématiques extraites sur l'ensemble des accidents reconstruits.

Par cette définition un minimum suivant la direction x va traduire une flexion et le maximum une extension. Pour le déplacement suivant z le minimum exprime une compression et le maximum une traction; cette composante verticale n'est calculée qu'au niveau du corps vertébral étant donné le très faible espacement entre deux facettes articulaires. Par exemple la grandeur « Dx-C6-C-Min » va définir le déplacement en terme de flexion de la vertèbre cervicale C6 par rapport à C7 et ce au niveau du corps vertébral.

Par ailleurs la pression (min et max) ainsi que la contrainte de Von Mises dans les disques intervertébraux ont été extraites.

Au total pas moins d'une cinquantaine de paramètres mécaniques sont extraits pour chacun des 86 accidents simulés. De la même manière que dans le livrable L3, chaque paramètre susceptible d'être un critère lésionnel a été évalué par l'intermédiaire de la méthode statistique de Nagelkerke.

Afin d'illustrer la méthodologie utilisée pour l'analyse des résultats le cas 29737 est explicité au niveau cervical C6-C5:

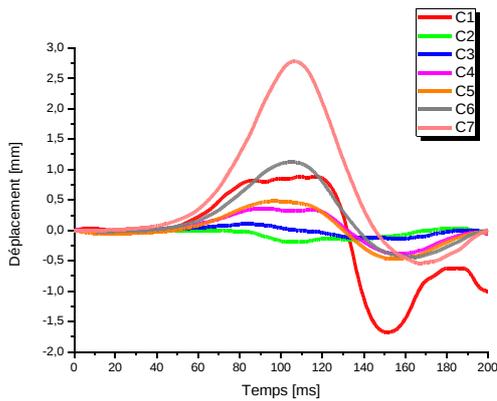


Figure 6 : Déplacement suivant x au niveau de la facette articulaire droite (Cas 29737)

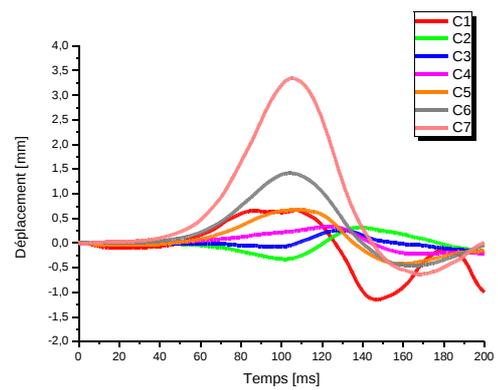


Figure 7 : Déplacement suivant x au niveau de la facette articulaire gauche (Cas 29737)

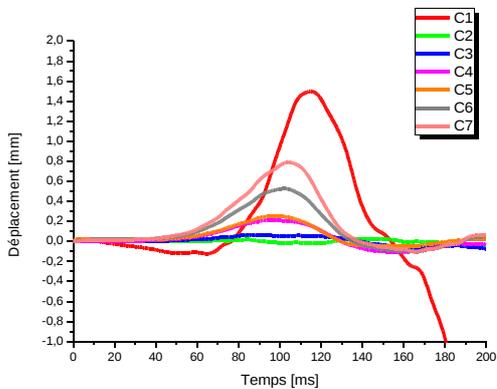


Figure 8 : Déplacement suivant x au niveau de la facette articulaire centre (Cas 29737)

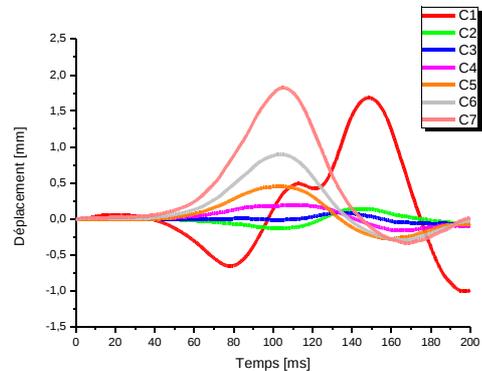


Figure 9: Déplacement suivant z au niveau de la facette articulaire centre (Cas 29737)

Figure 10 : Pression Hydrostatique dans les disques intervertébraux (Cas 29737)

Figure 11 : Contrainte de Von Mises dans les disques intervertébraux (Cas 29737)

Ce post traitement a été réalisé pour chacun des accidents présents dans la base de données « FOLKSAM ». Chaque paramètre a fait l'objet d'une régression logistique binaire (R^2). L'ensemble des résultats est explicité en termes de R^2 dans les tableaux 1 à 9 et est classé par couple de vertèbre cervicale (de T1-C7 à C1-C2).

	Facette articulaire Gauche	Facette articulaire Droite	Corps vertébral						
	Suivant X	Suivant X	Suivant X	Suivant Z					
	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	
R²									
S1	0.099	0.151	0.123	0.15	0.044	0.209	0.085	0.144	
S2	0.35	0.323	0.342	0.335	0.324	0.513	0.351	0.413	

S3	0.468	0.188	0.482	0.203	0.364	0.48	0.49	0.312
-----------	--------------	--------------	--------------	--------------	--------------	-------------	-------------	--------------

Tableau 1: Score de Nagelkerke R² calculé au niveau de T1-C7.

	Facette articulaire Gauche	Facette articulaire Droite	Corps vertébral					
	Suivant X	Suivant X	Suivant X	Suivant Z				
R ²	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max
S1	0.093	0.013	0.091	0.045	0.086	0.157	0.088	0.11
S2	0.356	0.06	0.366	0.079	0.381	0.361	0.373	0.251
S3	0.473	0	0.515	0	0.515	0.271	0.509	0.112

Tableau 2: Score de Nagelkerke R² calculé au niveau de C7-C6.

	Facette articulaire Gauche	Facette articulaire Droite	Corps vertébral					
	Suivant X	Suivant X	Suivant X	Suivant Z				
R ²	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max
S1	0.106	0.127	0.104	0.131	0.055	0.116	0.086	0.015
S2	0.386	0.314	0.387	0.264	0.351	0.292	0.386	0.022
S3	0.447	0.564	0.501	0.595	0.361	0.208	0.454	0.177

Tableau 3: Score de Nagelkerke R² calculé au niveau de C6-C5.

	Facette articulaire Gauche	Facette articulaire Droite	Corps vertébral					
	Suivant X	Suivant X	Suivant X	Suivant Z				
R ²	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max
S1	0.044	0.26	0.022	0.266	0.085	0.009	0.073	0.113
S2	0.225	0.42	0.398	0.442	0.396	0.007	0.324	0.139
S3	0.221	0.57	0.458	0.684	0.473	0.097	0.372	0.221

Tableau 4 Score de Nagelkerke R² calculé au niveau de C5-C4.

	Facette articulaire Gauche	Facette articulaire Droite	Corps vertébral					
	Suivant X	Suivant X	Suivant X	Suivant X				
R ²	Min	Max	Min	Min	Max	Min	Min	Max
S1	0.074	0.218	0.064	0.16	0.059	0.136	0.059	0.123
S2	0.266	0.288	0.298	0.424	0.287	0.141	0.257	0.139
S3	0.303	0.461	0.355	0.478	0.345	0.169	0.296	0.155

Tableau 5: Score de Nagelkerke R² calculé au niveau de C4-C3.

	Facette articulaire Gauche	Facette articulaire Droite	Corps vertébral					
	Suivant X	Suivant X	Suivant X	Suivant X				
R ²	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max
S1	0.059	0.174	0.053	0.11	0.057	0.094	0.045	0.09
S2	0.217	0.173	0.278	0.292	0.243	0.056	0.207	0.022
S3	0.242	0.472	0.31	0.291	0.279	0.043	0.239	0.111

Tableau 6: Tableau 1: Score de Nagelkerke R² calculé au niveau de C3-C2.

	Facette articulaire Gauche	Facette articulaire Droite	Corps vertébral					
	Suivant X	Suivant X	Suivant X	Suivant X				
R ²	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max
S1	0.118	0.024	0.085	0.069	0.081	0.198	0	0.149
S2	0.236	0.126	0.12	0.068	0.003	0.524	0.009	0.392
S3	0.327	0.207	0.157	0.421	0	0.706	0.032	0.54

Tableau 7: Score de Nagelkerke R² calculé au niveau de C2-C1.

R ²	VM T1-C7	VM C7-C6	VM C6-C5	VM C5-C4	VM C4-C3	VM C3-C2
S1	0,206	0,081	0,053	0,03	0,023	0,027
S2	0,475	0,292	0,304	0,259	0,248	0,224
S3	0,385	0,458	0,391	0,315	0,307	0,275

Tableau 8: Score de Nagelkerke R² pour la contrainte Von Mises au sein des disques intervertébraux.

R ²	Pression T1-C7	Pression C7-C6	Pression C6-C5	Pression C5-C4	Pression C3-C2							
	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max
S1	0,093	0,161	0,082	0,076	0,08	0,054	0,036	0,079	0,016	0,074	0,006	0,047
S2	0,359	0,287	0,327	0,312	0,323	0,346	0,28	0,203	0,186	0,241	0,087	0,27
S3	0,486	0,13	0,459	0,497	0,487	0,455	0,455	0,367	0,255	0,265	0,145	0,305

Tableau 9: Score de Nagelkerke R² pour la contrainte Pression hydrostatique au sein des disques intervertébraux.

Pour une meilleure lecture, les critères présentant un R² pour le Stade 3 supérieur à 0.4 ont été soulignés en gris. Au regard de l'ensemble des résultats, de nombreuses grandeurs seraient susceptibles d'être un critère lésionnel. Une des premières conclusions au vu de ces résultats est que le rachis inférieur semble être plus exposé, tant d'un point de vue des déplacements, des contraintes de Von Mises que de la pression. Il est intéressant de noter que plusieurs études montrent que le rachis inférieur semble plus exposé au cours d'un choc arrière (Stemper et al. 2009). Il est important à cette étape de notre étude de s'éloigner du domaine statistique et de prendre en compte tout ce qui compose un critère de blessure. Dans cette base de données, les lésions sont plus de l'ordre du symptôme que d'une localisation et d'une identification précise de la lésion. Les lésions sont exprimées en terme de : raideur musculaire, vertige, diminution de la mobilité, etc. En aucun cas la localisation de la douleur est identifiée. Il est donc inadéquate de proposer comme critère, par exemple, le déplacement relatif en extension au niveau de la facette articulaire gauche (DX-C6-D-Min) même si ce critère présente un R² de 0.473.

Pour cette raison un critère prenant en compte les sollicitations dans l'ensemble du rachis est plus en adéquation avec les symptômes observés chez les accidentés. Si l'on analyse le mouvement lors du S-Shape, mouvement soupçonné d'être à l'origine des lésions, il apparaît clairement qu'à chaque niveau du rachis les vertèbres cervicales présentent un mouvement de cisaillement. Pour cette raison la grandeur mécanique analysée est la somme des

déplacements suivant x au niveau du corps vertébral (illustré en figure 12) et ce en valeur absolue afin que les composantes de chacun des niveaux ne s'annulent pas. Une fois cette fonction calculée le maximum calculé au cours de la simulation est extraite. Il est intéressant de noter qu'il existe une forte corrélation entre le moment ou cette valeur maximale apparaît et l'instant ou se produit le S-Shape. L'ensemble des résultats pour ce critère est illustré en figure 13.

avec C8=T1

Figure 12 : Illustration du cisaillement dans le rachis cervical induit par un choc arrière.

Figure 13 : Histogramme pour le nouveau critère proposé ; somme des déplacements suivant x au niveau du corps vertébral (de T1-C7 à C1-C2).

Au regard de cette histogramme (figure 13) il apparaît clairement qu'une limite existe entre les accidentés présentant un stade 1 et un stade 2 et également pour les cas de niveau de Stade 2 et 3. Les coefficients de Nagelkerke sont respectivement de 0.545 et 0.842 ce qui représente un haut niveau de corrélation. En revanche tout comme les autres critères analysés au préalable (cf. tableau 1 à 9), il n'existe pas vraiment de seuil de tolérance entre les accidentés de niveau 0 et 1 ($R^2=0.233$), ceci peut s'expliquer par le fait que les symptômes listés pour le stade 1 sont fonction du ressenti de l'accidenté. Pour chacun d'un stade lésionnel les courbes de risques ont été calculées (figure 14).

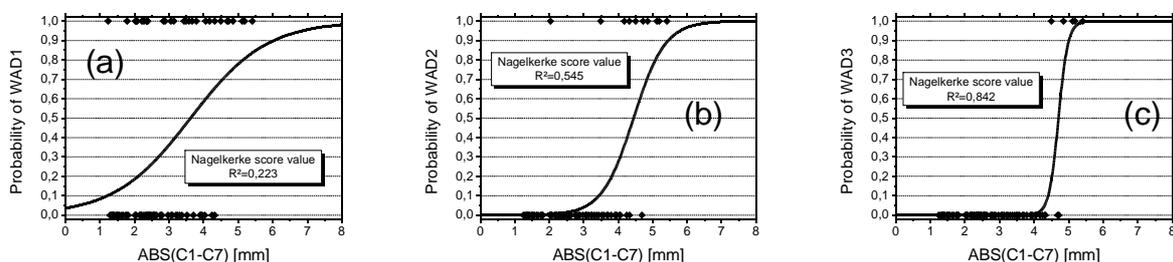


Figure 14: Courbe de risqué pour le critère proposé Stade 1(a), Stade 2 (b) et Stade 3 (c).

R^2 Stade 1 = 0.223; R^2 Stade 2= 0.545; R^2 Stade 3= 0.842

Pour chacun des critères trois coefficients de Nagelkerke ont été calculés. Le premier définissant le critère de qualité pour la prédiction de lésion de stade 1, le second pour la prédiction de stade 2 et le troisième pour la prédiction de lésion de stade 3. L'ensemble des résultats est présenté dans le tableau 2.

	R ² Stade 1	R ² Stade 2	R ² Stade 3
NIC	0.017	0.073	0.109
Nkm	0.086	0.324	0.266
Fx (force tranchante)	0.108	0.363	0.361
Fz (force axiale)	0.071	0.076	0.047
My (Moment)	0.127	0.433	0.495
Abs C1-C7	0.233	0.545	0.842

Tableau 2: Valeurs des R² (score de Nagelkerke) pour les critères : NIC, Nkm, Fx, Fz, Abs (C1-C7) et My.

Au vu de ces résultats, illustrés en figure 15, seul le moment au niveau des condyles occipitaux peut-être considéré comme un critère applicable pour les mannequins. Les autres critères, notamment le NIC et la force axiale ne présentent aucune corrélation entre la valeur du critère et la gravité de la lésion.

Figure 15 : Histogramme récapitulatif des scores de Nagelkerke obtenus pour les critères usuels et le critère proposé en chacun des stades de blessure.

4 Conclusion

Cette étude propose la reconstruction numérique de 86 cas de choc arrière réels afin d'évaluer la qualité des critères couramment utilisés dans le monde automobile. Chaque cas a été préalablement reconstruit avec le modèle corps rigide (MC-HNT) afin de déterminer le champ cinématique au niveau de la première vertèbre thoracique et de l'appui tête. Ce champ cinématique a été ensuite appliqué au MEF du système tête cou. Pour chaque cas reconstruit numériquement le NIC, le Nkm, la force tranchante, la force axiale ainsi que le moment ont été calculés.

L'analyse statistique (régression logistique binaire ; critère de Nagelkerke) a permis de montrer non seulement que le NIC ne présente aucune corrélation entre la valeur du critère et le niveau de gravité de lésion mais également, que seul le moment au niveau des condyles occipitaux peut être considéré comme critère lésionnel dans le cadre d'utilisation de mannequin physique.

Par ailleurs, cette étude évalue un grand nombre de paramètres mécaniques (déplacements relatifs entre les vertèbres cervicales, pression et contrainte de Von Mises dans les disques intervertébraux) susceptibles d'être utilisés comme critère lésionnel. Conformément aux lésions identifiées, un critère reposant sur le cisaillement entre chacune des vertèbres cervicales a été évalué proposant un haut niveau de corrélation avec les lésions de niveau de Stade 1, 2 et 3.

Enfin cette étude bien qu'arrivée à son objectif doit être consolidée par l'ajout de nouveau cas notamment ceux présentant des lésions de stade 2 et 3 afin d'augmenter la robustesse de cette étude.

5 Références

April C., Bogduk N. (1992) "The prevalence of cervical zygapophyseal joint pain: a first approximation". Spine Vol. 17 pp 744-747.

Davis S.J., Teresi L.M, Bradley W.G. Jr, Ziemba M.A., Bloze A.E. (1991)"Cervical spine hyperextension injuries: MR findings". Radiology;180-245 -251.

Lord S., Barnsley L., Bogduk N., (1993) "Cervical Zygapophyseal joint pain in whiplash. In Spine: Cervical flexion-extension/whiplash injuries Vol.7 No3. pp 355-372.

Nagelkerke N. J. D., A note on a general definition of the coefficient of determination, Biometrika, 78 (3), p. 691-692, 1991

Ono K., Kaneoka K., Wittek A., and Kajzer J., (1997) "Cervical Injury Mechanism Based on the Analysis of Human Cervical Vertebral Motion and Head-Neck-Torso Kinematics During Low Speed Rear Impacts." Proceedings of the 41st Stapp Car Crash Conference Proceedings, SAE Paper 973340.

Panjabi M.M., Ito S., Ivancic P.C., Rubin W. (2005) "Evaluation of the intervertebral neck injury criterion using simulated rear impacts" Journal of Biomechanics Vol. 38 pp 1694-1701.

Stemper B, Storvik S, Yoganandan N, Pintar F (2009)" Verification of lower neck shear force as a rear impact injury criteria" Conf. pp369-380.

Sundararajan S., Prasad P., Demetropolous C.K., Tashman S., Begeman P.C., Yang K.H. King A.I., (2004) "Effect of head-neck position on cervical facet stretch of post mortem human subjects during low speed rear end impacts. Stapp Car Crash Journal 48. pp. 331-372.

Yoganandan N., Pintar F. A., Stemper B.D., Cusik J.F, Rao R.D, Gennarelli T.A. (2001) " Single rear impact produces lower cervical spine soft tissue injuries" Proc. International Conference on the Biomechanics of Impacts.pp 201-211.