

---

# Simulation d'un traumatisme du rachis cervical par impact postérieur (Whiplash) à l'aide du modèle HUMOS

---

P. Tropicano<sup>1</sup>, L. Thollon<sup>3</sup>, P. J. Arnoux<sup>3</sup>,  
K. Kayvantash<sup>3</sup>, C. Brunet<sup>2</sup>, D.G.Poitout<sup>1</sup>

<sup>1</sup>CHU NORD, Service de Chirurgie Orthopédique, Chemin des Bourrelly 13915 Marseille

<sup>2</sup>Laboratoire de Biomécanique Appliquée, UMRT24 INRETS / Univ. Med., Fac. Médecine Nord, Bd. P. Dramard, 13916 Marseille – France

<sup>3</sup>MECALOG Safety Business Unit, Centre d'affaire, 2 rue de la Renaissance, 92184 Antony - France

Correspondance :

P Tropicano

CHU NORD, Service de Chirurgie Orthopédique

Chemin des Bourrelly

13915 Marseille

---

## Résumé

Le traumatisme cervical par whiplash a été simulé avec le modèle d'éléments finis HUMOS. Après analyse détaillée de la cinématique et des lésions potentielles observées, ces données ont été comparées aux données expérimentales de la littérature. Au cours de la simulation du phénomène de whiplash, le rachis cervical a présenté un mouvement biphasique. L'étude des lésions ligamentaires potentielles et l'augmentation des contraintes osseuses ont été mesurées. Les résultats obtenus avec le modèle HUMOS dans le contexte du whiplash sont en étroite corrélation avec les données cliniques et expérimentales. Le modèle numérique HUMOS constitue une base à partir de laquelle d'autres mécanismes lésionnels peuvent être étudiés et simulés.

**Mots clés** : rachis cervical / traumatisme/ étude de simulation

---

## Abstract

### Modelling whiplash cervical injury using the HUMOS finite element model

Whiplash cervical trauma was simulated with the HUMOS finite element model. Detailed analysis of kinematics and patterns of injury was performed and data were compared to published biomechanical and clinical studies of whiplash. A 15g whiplash injury was simulated with the HUMOS model. Two injury phases were identified: the first was hyperextension of lower cervical spine (C6-C7 and C5-C6) and mild flexion of upper segments, the second was hyperextension of the entire cervical spine. Potential patterns of ligamentous injuries were observed as well as increased von Mises stresses in bone. The output of the HUMOS model in the context of whiplash shows a strong correlation with clinical and experimental reported data. HUMOS shows promise for the modelling of other types of trauma as well.

**Key words** : cervical spine / Whiplash cervical trauma / simulation study

---

## Introduction

Dans le domaine de la biomécanique des chocs, l'étude du comportement de l'être humain et plus particulièrement de sa tolérance lors d'impact peut être abordée en utilisant à la fois des approches expérimentales et numériques. L'objectif de ces approches est de disposer de modèles virtuels réalistes du corps humain [2, 3, 11, 12, 14, 18, 19, 29]. Ceci est d'autant plus important que les mannequins anthropomorphes actuellement disponibles fournissent des informations limitées en ce qui concerne leur biofidélité pour décrire les mécanismes réels des blessures.

Ainsi, la connaissance de la tolérance de l'être humain aux chocs, tout comme la mise en œuvre de modèles et d'outils numériques présentent un grand intérêt pour les constructeurs automobiles ainsi que pour les cliniciens. En effet, il est possible à partir de ces outils de prédire

les risques de blessures dans des situations d'accidents réels et d'accéder à une interprétation médicale de ces situations traumatiques

Le projet HUMOS (pour HUMAN Model for Safety) a été lancé et financé par le programme EU BRIT- EURAM dans le but d'élaborer un modèle numérique du corps humain. Ce projet consista à développer un modèle par éléments finis puis à le valider à partir d'essais expérimentaux sur sujets d'anatomie. D'un point de vue médical, ce modèle peut être utilisé comme un outil d'analyse et de prédiction des lésions traumatiques, mais aussi dans la détermination de leur chronologie et de leur localisation par l'étude du comportement mécanique des structures lors des situations de chocs.

L'objectif de ce travail était de montrer comment l'interprétation médicale de simulations numériques peut être utilisée pour améliorer la compréhension des lésions potentielles du corps humain.

## Matériel et méthode

### Présentation générale du modèle

La première étape de l'acquisition géométrique fut de sélectionner un sujet anatomique se rapprochant de la taille moyenne du sujet européen (50<sup>ème</sup> centile). Le sujet est ensuite placé dans un habitacle de voiture en position de conduite puis congelé. Des coupes sériées ont été réalisées puis numérisées dans le but d'obtenir des données anatomiques tous les 5mm et 2,5mm alternativement.

Les contours de l'ensemble des composants anatomiques (organes, muscles, os, ...) ont été interprétés par des anatomistes puis traités par un ordinateur de façon à obtenir une reconstruction tridimensionnelle du corps humain (4, 5, 15, 20, 27).

Le modèle est constitué approximativement de 50000 éléments et inclut la description des os, ligaments, tendons, muscles, peau, organes pleins et creux, et contenu intracrânien. Une des grandes difficultés rencontrées dans l'élaboration du modèle fut de trouver des données sur les propriétés mécaniques de chaque composant des différents tissus. Les propriétés matérielles ont été basées sur les données de la littérature [1, 8, 10, 30, 32] et des tests spécifiques réalisés pour le projet HUMOS. Dans le modèle HUMOS, les os corticaux et spongieux ont été modélisés par des éléments élastoplastiques. Les tissus mous tels que ligaments, tendons, muscles passifs et organes sont supposés viscoélastiques ou élastiques. Enfin la peau et le cartilage furent considérés comme des éléments élastiques.

La modélisation musculaire a été réalisée en 2 étapes: premièrement l'aspect volumique des muscles a été décrit par des éléments solides afin de prendre en compte les propriétés d'amortissement des muscles passifs durant les chocs. Deuxièmement, les lignes d'action des muscles sont décrites par des ressorts.

Une attention particulière fut portée sur la définition des interfaces entre chaque composant. Des interfaces de type collées sont utilisées pour décrire les propriétés adhésives entre les différents tissus. Des interfaces de type contact unilatéral avec frottement permettent de décrire les contacts articulaires ainsi que les mécanismes de glissement entre les tissus biologiques.

Les détails sur la modélisation des segments corporels de la tête et du cou du modèle HUMOS sont décrits dans le **tableau 1**. La synoviale entre les articulaires postérieures fut modélisée à l'aide d'une couche d'élément solide fixée à la surface articulaire inférieure. Les interactions

entre les tissus furent décrites en utilisant à la fois des interfaces dites adhésives et frottantes. L'interface entre la tête et le cou a été fixé en fusionnant les noeuds de la couche superficielle de la peau et des tissus (en incluant les condyles occipitaux). Les condyles occipitaux ont été modélisés pour décrire précisément la frontière entre le crâne et C1. Du point de vue des propriétés mécaniques, un comportement élastoplastique et élastique est utilisé pour les tissus durs (os compact et spongieux) et viscoélastique ou élastique pour les tissus mous.

La validation du modèle HUMOS fut réalisée à différents niveaux. Premièrement, les propriétés mécaniques des matériaux isolés furent validées sur la base d'essais de compression, de traction et de cisaillement à partir des données de la littérature [16, 25, 28]. Puis la validation fut réalisée sur des sous segments pour des impacts frontaux, latéraux et obliques mais aussi en vérifiant la cinématique du modèle. Enfin l'ensemble du modèle fut validé sur la base d'essais spécifiques réalisés lors du projet (7).

La validation du complexe tête-cou fut réalisée sur l'étude du comportement d'une unité fonctionnelle du rachis cervical puis sur des essais sur le corps humain complet en situation de chocs frontal, latéral et oblique. Les tests expérimentaux sur les mouvements du rachis cervical sont basés sur les travaux de Liu et al (1980) et Moroney et al. (1988). Liu (17) utilisa 6 rachis cervicaux sectionnés en unités fonctionnelles et testés en compression, cisaillement et flexion pour deux vitesses de chargement avant rupture de 85 mm/s et 0.0085 mm/s (24 tests au total). Moroney et al. [23, 24] réalisèrent des tests en compression cisaillement et flexion quasi-statiques dans les limites des mouvements physiologiques. La validation a été réalisée pour 3 modes de sollicitation : compression, cisaillement, et flexion décrits sur la **figure 1**. Les déplacements imposés sont appliqués à la partie supérieure de l'unité fonctionnelle. Ils sont de 1mm en compression, 1,5mm en cisaillement et de 6° en flexion.

Les études expérimentales réalisées par Ewing et al (6) sont utilisées pour valider le modèle tête et cou. Dix sujets sont assis dans un siège rigide fixé sur un chariot mobile soumis à une accélération dans 3 différentes directions de chargement qui correspondent à un impact frontal, latéral et oblique. L'accélération maximale est de 15g pour l'impact frontal, 7g pour l'impact latéral et 10g pour l'impact oblique. La vitesse d'impact est de 16.7m/s pour l'impact frontal, de 6.94m/s pour l'impact latéral, et de 13.9m/s pour l'impact oblique. D'un point de vue de la modélisation, cela revient à appliquer des conditions aux

Éléments anatomiques	Propriétés géométriques	Propriétés des matériaux
crâne	coque	Elastoplastique
Espace intracranial	Solide	Viscoélastique
scalp	Solide	Elastique
peau	coque	Elastique
Corps vertébraux	Solide	Elastoplastique
pedicle and facets	coque	Elastoplastique
ligaments	ressort coque	Fonction utilisateur Elastique (ligament transverse)
Disques intervertébraux	Solide	Elastique linéaire (nucleus pulposus) ou fluide incompressible (annulus fibrosus)
muscles	ressort solide	Fonction utilisateur viscoélastique Linéaire

Tableau 1. Propriétés mécaniques des composants du segment tête-cou

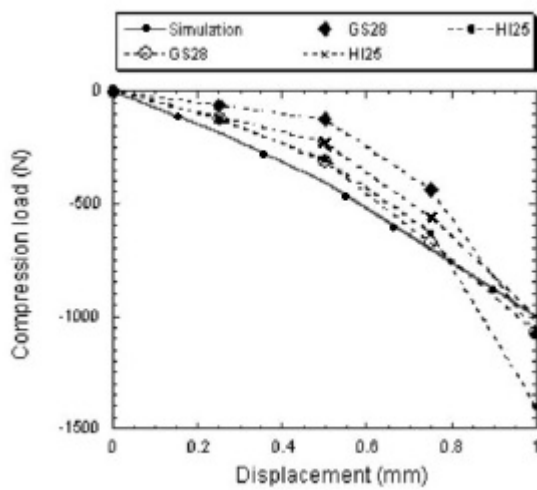


Figure 1. Comparaison des efforts de compression pour le modèle HUMOS (courbe en trait continu) et les essais expérimentaux menés par Liu et al (1980) (courbes en pointillées) dans le cas d'une flexion latérale gauche du segment C4/C5.

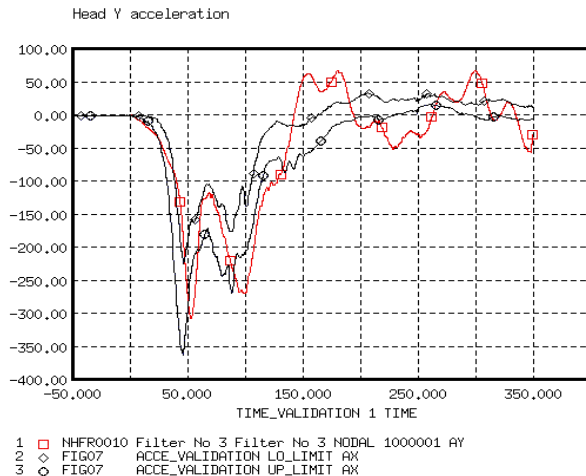


Figure 2. Accélération (axe Y) de la tête. La réponse du modèle correspond à la courbe avec des symboles carrés (NHFR0010) et le corridor expérimental correspond à la courbe avec des symboles ronds.

limites sur la vertèbre T1 et à la partie inférieure de la peau et des muscles. Les mesures expérimentales concernent le déplacement relatif entre la tête et C7 pour les impacts frontaux, latéraux et obliques. La comparaison du modèle et des données expérimentales montre une bonne corrélation surtout dans les directions x et y (figure 2).

### Méthode d'identification de lésions virtuelles

Les méthodes de validation d'un modèle numérique portent sur la comparaison des données provenant de la simulation avec celles enregistrées expérimentalement. L'intérêt majeur de la simulation numérique est lié à la possibilité de disposer de données non enregistrables expérimentalement (déformation, contraintes, pression, cinématique, interaction entre les différents composants) sur l'ensemble des éléments anatomiques et de les suivre pendant les chocs. L'analyse de ces données d'un point de vue mécanique et surtout médical permet de mettre en évidence les traumatismes potentiels lors de ces chocs.

**L'interprétation cinématique.** Qu'il s'agisse des mannequins anthropomorphes ou du modèle HUMOS, la cinématique est utilisée pour valider le comportement global du modèle et pour étudier les interactions avec l'environnement automobile

Dans le modèle HUMOS, la cinématique peut être observée sur chaque articulation afin d'apprécier les mouvements relatifs entre chaque composant; ce qui permet d'obtenir en première approximation des informations sur le comportement cinématique global du modèle afin de valider les mouvements obtenus sur les différentes articulations.

**La force et les niveaux de contraintes.** Les niveaux de force peuvent être utilisés pour montrer les lésions potentielles des os. De plus, l'étude de la distribution des contraintes de Von Mises dans les os et leur évolution durant les mouvements peuvent être utilisées pour la localisation et l'étude de la chronologie des lésions.

**- Niveaux de déformation :** La mesure des déformations peut être utilisée pour évaluer les lésions des tissus mous. En effet, d'un point de vue mécanique, les critères d'endommagement et de rupture des tissus mous sont liés au niveau de déformation auxquels ils sont soumis.

### Résultats

Le test d'impact arrière a été obtenu sur la base du test d'Ewing (6) par inversion de la direction de l'accélération imposée afin de simuler un phénomène d'extension avec une accélération correspondante de 15g. Durant la phase d'accélération, la tête présente une translation postérieure et inférieure et le rachis se place en extension. Par la suite la tête retourne en avant dans sa position initiale.

- Du point de vue de l'analyse cinématique, la réponse du modèle de rachis cervical au phénomène de whiplash se décompose en 2 phases (figure 3).

Durant la première phase d'accélération après 50ms, C6 commence à basculer en arrière jusqu'à ce que la facette articulaire inférieure de C6 vienne en contact avec la facette articulaire supérieure de C7 à 90ms. C6 se déplace plus rapidement que les autres segments tandis que la rotation postérieure de C4 et C5 augmente progressivement jusqu'au maximum (115ms). Durant la même période, un écartement de l'espace entre les apophyses épineuses de C0-C1 (à 55ms), de C1-C2 (à 65ms), de C2-C3 (à 85ms) et de C3-C4 (à 95ms) est observé. L'amplitude maximale du mouvement est atteinte à 95ms. Ce mouvement induit un mouvement de flexion du rachis cervical supérieur. Ce phénomène peut être vérifié sur la différence (plus précisément le retard) entre la vitesse imposée sur T1 et celle mesurée au centre de gravité de la tête du modèle (figure 4).

Dans la seconde phase, tous les étages du rachis cervical sont en extension. Durant cette phase, le rachis cervical moyen montre une amplitude de mobilité réduite par rapport aux segments adjacents.

- Les niveaux de déformation pour les tissus mous concernent les disques intervertébraux, les ligaments longitudinaux et les ligaments inter épineux. L'enregistrement des déformations à la fin du mouvement d'exten-

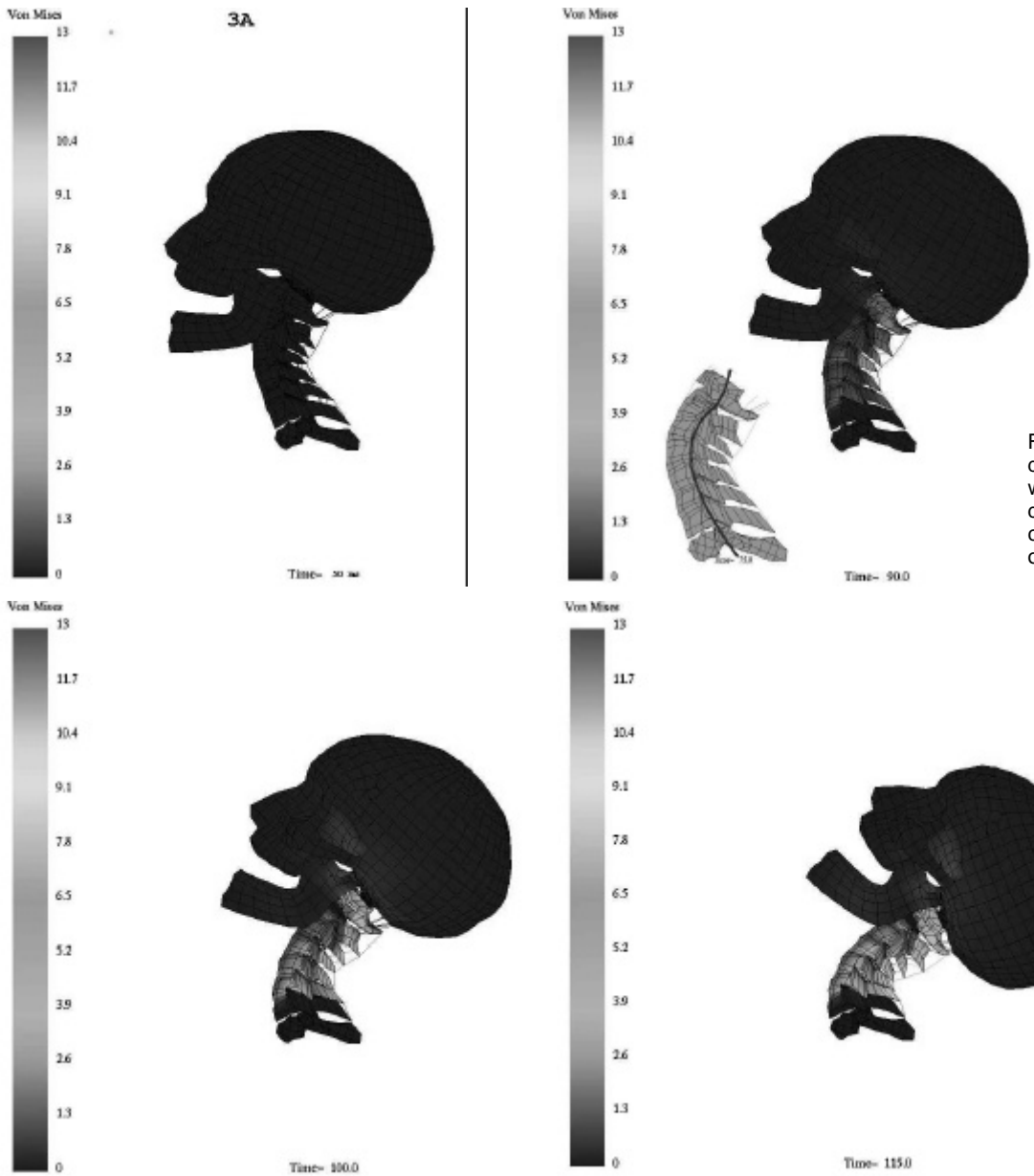


Figure 3 : 4 étapes de la simulation du whiplash. Dans le diagramme 3B, la courbure en St est observée à 75 ms.

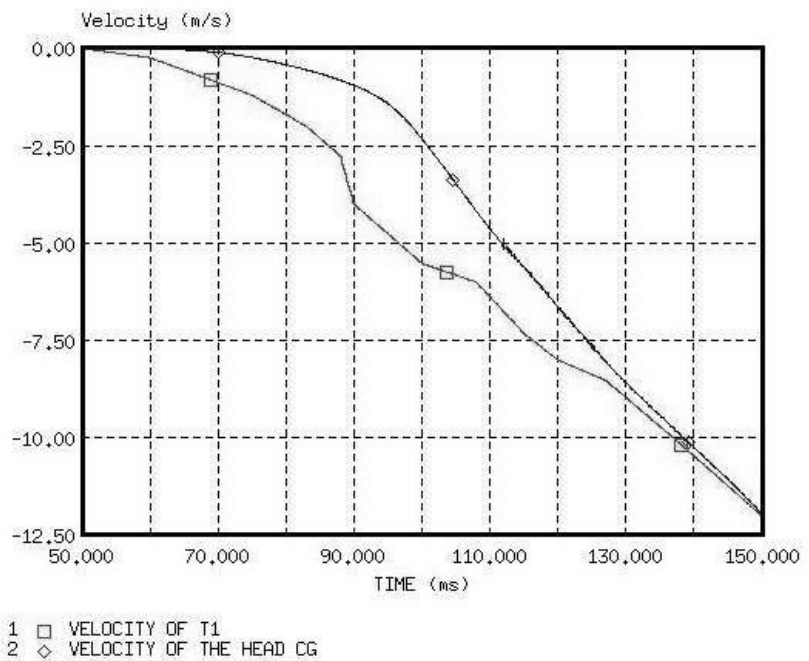


Figure 4. Profil de vitesse de T1 et de la tête.

sion a montré d'importantes variations le long du rachis cervical, tant en avant qu'en arrière.

Au niveau de la partie antérieure du disque intervertébral et du ligament longitudinal antérieur les niveaux de déformation ont été évalués à la fin de la phase d'hyper extension. Ces niveaux de déformation atteignent 25%, 30% et 18% pour les niveaux C7-C6, C6-C5 et C4-C5 respectivement. Pour la région cervicale moyenne (C2 à C4) de faibles niveaux de déformation estimés à 1% et 2% pour C2-C3 et C3-C4 ont été observés.

Au niveau du rachis cervical supérieur, 2 phénomènes ont été observés:

Premièrement le niveau de déformation enregistré à 95ms sur les éléments postérieurs (ligament inter-épineux, et partie postérieure du disque) atteignent 26%, 15%, 24% et 20% pour les articulations C1-Occiput, C2-C1, C3-C2 et C4-C3 respectivement. Ces niveaux de déformation vont dans le sens du mouvement de flexion du rachis cervical supérieur.

Dans la seconde phase, correspondant à l'hyper extension de l'ensemble tête et cou, les niveaux de déformation apparaissent au niveau de la partie antérieure du rachis cervical et atteignent 14% et 18% pour les niveaux C1-C2 et C0-C1 respectivement.

Les niveaux de déformation observés doivent être associés aux variations de pressions apparaissant au niveau des disques intervertébraux. Une compression postérieure et une traction antérieure ont été observées durant la phase initiale du mouvement au niveau des disques C6-C7 et C5-C6. Dans le même temps, une traction postérieure a été observée au niveau des disques C2-C3 et C3-C4.

L'analyse des déformations enregistrées révèle que, durant la phase initiale, la frontière entre le rachis cervical supérieur en légère flexion et le rachis cervical inférieur en extension semble se situer au niveau C3-C4.

- La distribution des contraintes durant le test est utilisée pour identifier les lésions osseuses. Les contraintes de Von Mises apparaissent premièrement au niveau des articulaires postérieures de C6-C7 puis au niveau des épineuses. Ces contraintes sont observées ensuite au niveau de C5-C6 et C4-C5. Le niveau des contraintes maximales mesurées est approximativement de 1.5Mpa durant le mouvement de whiplash, ce qui est largement en-dessous de la valeur de la limite élastique définie dans le modèle (propriétés de l'os). Il faut noter que C7 étant considérée comme un corps rigide, aucune contrainte n'a pu être enregistrée à ce niveau. Au niveau de la jonction tête cou, une concentration de contraintes est apparue au niveau C0-C1 et C1-odontoiide à la fin du mouvement

## Discussion

Le modèle HUMOS a été développé pour étudier le comportement du corps humain en position de conduite pour des situations de chocs automobiles. Cette étude propose une nouvelle approche pour décrire des lésions traumatiques potentielles sur le corps humain par l'interprétation de modèles numériques. Cette approche est ici utilisée pour l'interprétation virtuelle des lésions

du rachis cervical au cours du phénomène de whiplash. Les résultats obtenus ont permis d'identifier la chronologie et la localisation des lésions du rachis cervical à partir d'une analyse de la cinématique, des niveaux de déformations des tissus et de la répartition des contraintes de Von Mises sur les structures osseuses.

### Sur la définition du modèle.

Le "modèle cervical" HUMOS a été validé lors de tests avec des impacts frontaux, latéraux et obliques. Les tests de validation du segment cervical sont cohérents avec les essais expérimentaux de la littérature, tant d'un point de vue cinématique que pour les données enregistrées (accélération, forces, vitesses). Dans ce modèle, l'articulation T1-C7 a été modélisée en considérant un joint mathématique liant les 2 vertèbres, elles-mêmes représentées par deux corps rigides. Ainsi afin d'étudier les lésions potentielles de C7, il serait nécessaire d'améliorer la définition de cette articulation avec un corps déformable pour représenter C7 ainsi que tous les composants anatomiques associés. Les caractéristiques mécaniques des éléments anatomiques du modèle HUMOS ne permettent pas de prendre en compte les aspects endommagement des tissus ni l'activation des muscles durant les tests. Une description plus fine des propriétés mécaniques des matériaux doit être envisagée pour les disques et les tissus mous. La précision géométrique du modèle rachidien est liée à celle de tout le modèle. Cette précision est à corrélérer avec le temps de calcul admissible pour l'ensemble du modèle dans le contexte de l'accidentologie. Les résultats sont néanmoins satisfaisants pour une première approche. Cependant pour décrire plus précisément les traumatismes, une amélioration du maillage est nécessaire.

### Sur l'interprétation des lésions

- De nombreuses études ont montré que le traumatisme en whiplash diffère du mouvement d'extension normal. McKenzie et Williams (22) ont montré (sur quelques degrés) une légère flexion initiale de la tête par rapport au thorax avant le mécanisme complet d'hyper extension du rachis cervical. Grauer (9) et Panjabi (26, 31) ont montré que lors du whiplash le rachis cervical prend la forme d'une courbure en S avec le rachis cervical inférieur en hyper extension et le rachis cervical supérieur en flexion, puis prend l'aspect d'une courbure en C avec l'extension de l'ensemble du rachis cervical. En 1999, Kaneoka et al (13) utilisant des sujets volontaires, ont confirmé l'aspect en S de la courbure cervicale. Matsushita et al (21) ont montré que le rachis cervical présente un mouvement de flexion avant l'extension et ont démontré que le mouvement du rachis cervical est influencé par la position assise du sujet avant l'impact.

- D'un point de vue anatomique, la cinématique du modèle durant le « coup du lapin » confirme par une analyse en temps réel (chronologie des lésions) les travaux de Panjabi, Kaneoka et Grauer [26, 13, 9] en montrant la courbure cervicale en S du rachis dans la phase initiale du whiplash et le mouvement biphasique du modèle du cou.

- De l'étude de la cinématique des niveaux de déformations et des contraintes, nous pouvons postuler que durant

le coup du lapin, des lésions potentielles peuvent survenir au niveau du rachis cervical inférieur puis supérieur. Ces lésions sont liées aux effets d'inertie de la tête due à l'accélération. Au cours du whiplash, les résultats du modèle présenté permettent d'émettre des hypothèses sur la localisation des lésions des tissus mous et des os. Des effets de compression de la partie postérieure et de traction de la partie antérieure ont été observés au niveau du rachis cervical inférieur. De fortes déformations apparaissent premièrement au niveau C6-C7 et C5-C6 et peuvent engendrer des lésions ligamentaires et discales. À l'opposé, nous avons observé des effets de traction au niveau de la partie postérieure du disque C2-C3 pouvant conduire à des lésions discales et des contraintes élevées au niveau C1-C2 et C1-occiput. Ce mécanisme lésionnel peut aboutir à des fractures de l'odontoidé ou de l'atlas, voire du ligament transverse (cf **figure 4**). Il est à noter que la mobilité réduite du segment moyen de C3 à C5 durant le test semble le protéger naturellement contre les lésions, ce qui est en accord avec les travaux de Matsushita (21).

L'interprétation du présent modèle montre une réelle concordance avec les résultats expérimentaux, mais également avec l'identification de lésions potentielles.

#### **Sur l'utilisation d'un modèle humain numérique et l'interprétation des lésions.**

Habituellement, les modèles numériques en biomécanique sont développés et validés pour des situations de chocs automobiles à l'aide de données fournies par la littérature. Dans un tel contexte, l'utilisation et l'interprétation du modèle ne peut se baser que sur des données enregistrées.

Cette méthode met en avant l'utilité de la simulation numérique quant à l'hypothèse de mécanismes lésionnels par l'analyse de données non disponibles à partir des tests expérimentaux standards. De plus, cette approche permet de tester un plus large éventail de situations traumatiques, ce qui est primordial pour la conception et l'optimisation de dispositifs de sécurité automobiles. Les résultats obtenus avec le segment cervical pourraient être étendus à d'autres segments corporels.

La description du modèle et son analyse seront améliorées lors d'une prochaine étape :

concernant la méthode d'analyse, il s'agira de comparer les données enregistrées ici avec celles d'études cliniques au cours des traumatismes. Cette approche doit être étendue en utilisant un modèle paramétrique prenant en compte les spécificités d'un groupe de population en termes de lois de comportement, de caractéristiques anthropométriques et de l'équilibre du rachis dans le plan frontal et sagittal.

#### **Remerciements**

*Nous adressons nos remerciements à l'ensemble des partenaires du projet HUMOS : PSA, VOLVO, RENAULT, FAURECIA, LBA-INRETS Univ. Med., ISAM (Radioss group), INRETS LBMC, ESI, Heidelberg Univ., Chalmers Univ., TNO, BMW, VOLKSWAGEN, NTUA Univ., VOLVO.*

#### **Références**

1. Begeman P., Aekbote K. Axial load strength and some ligaments properties of the ankle joint, injury Prevention Through Biomechanics Symposium Proceedings, Wayne State University, Detroit, Michigan, USA, 1996, pp 125-135
2. Bouquet R., Ramet M., Bermond F., Cesari D. Thoracic and human pelvis response to impact, proceedings of the 14<sup>th</sup> International technical conference on enhanced safety of vehicles, 1994, pp. 100-109.
3. Cavanaugh J.M., Nyquist G.W., Goldberg S.J., King A. I. Lower abdominal tolerance and response, SAE Paper N° 861878.
4. Chabert L. Caractérisation de la posture de l'être humain en configuration de conduite automobile. Approche anatomique, Ph.D. Thesis 16/10/1998.
5. Chabert L., Ghannouchi S., Cavallero C., Bonnoit J. Geometrical characterisation of a seated occupant, 98-S9P19, ESV 1998.
6. Ewing C., Thomas D., Lustick L., Muzzy III W., Willems G., Majewski P. The effect of duration, rate of onset, and peak sled acceleration on the dynamic response of the human head and neck, SA Paper N° 760800, Proceedings of the 20<sup>th</sup> STAPP car crash conference, 1976, pp. 3-41.
7. Foreman S.M., Croft A.C. Whiplash Injuries: the Cervical acceleration/deceleration syndrome, Editor J. W. Pine, 1988.
8. Fung Y.C. Biomechanics : Materials properties of living tissue, Springer Verlag, 1993.
9. Grauer J.N., Panjabi M, Cholewicki J., Nibu K., Dvorak J Whiplash produces an S-shaped curvature of the neck with hyperextension at lower levels, Journal of spine, 1997 ; 22 : 2489-94..
10. Haut R.C., Nahum A.M. and Melvin J.W. Biomechanics of soft tissues, Accidental Injury – Biomechanics and Prevention, Springer-Verlag, 1993, pp 224-46
11. Hayashi, S., Choi, H.-Y., Levine, R.S., Yang, K.H., and King, A.I. Experimental and analytical study of knee fracture mechanisms in a frontal knee impact, in 40th Stapp Car Crash Conference Proc. 1996. p. 161.
12. Jager M. de, Sauren A., Thunnissen J., Wismans J. A three dimensional neck model : validation for frontal and lateral impact , Stapp Conference, SAE-942211, 1994
13. Kaneoka K., Ono K., Inami S., Hayashi K. Motion analysis of cervical vertebrae during whiplash loading, Spine 1999 ; 15 : 763-9,
14. Kang HS., Willinger R., Diaw B., Chinn B. Validation of a 3D Anatomic Human Head Model and Replication of Head Impact in Motorcycle Accident by Finite Element Modeling, Proc. 41th Stapp Car Crash Conf., 1997.
15. Kapandji, I. The physiology of the joints, Vol. 3 – The trunk and vertebral column, Churchill Livingstone, Edinburgh, London and New York, 1974
16. Linde, F. Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone by a compression testing approach. Danish Medical Bulletin.
17. Liu Y K., Krieger K. W., Njus G. Ueno K., Connors M., Wakano K., Thies D. (1980). Cervical Spine Stiffness and Geometry of the Young Human Male, No. AFAMRL-TR-80-138). Air Force Aerospace Medical Research Lab.
18. Lizée E., Robin S., Soong E., Bertholon N., Le Coz J. Y., Besnault B., Lavaste F., Development of a 3D finite element model of the human body, Proc. Stapp Car Crash Conf., 1998. SAE no 983152 : pp. 215-38
19. Lizée E., Song E. Finite element model of the human thorax validated in frontal, oblique and lateral impacts : a tool to evaluate new restraint systems, Proceedings of the International IRCOBI Conference on the biomechanics of impact, 1998.
20. Lorensen W., Cline H. Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm", Computer Graphics, 1987 : vol. 21 : 163-9
21. Matsuchita T, Sato TB, Hirabayashi K, Fujimura S, Asazuma T, Takatori T. X-ray study of the human neck motion due to head inertia loading. Proceedings of the 38<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference, Fort Lauderdale, Florida. 1994:55-64

22. McKenzie JA, Williams JF. The dynamic behavior of the head and cervical spine during 'whiplash'. *J Biomech.* 1971 ; 4 :477-90.
23. Moroney S.P., Schultz AB., Miller JA. Analysis and measurements of a neck loads, *J Orthop. Res.*, 1988 ; 6 : 713-20.
24. Moroney SP., Shultz AB., Miller JA., Andersson GB. Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments, *J. of Biomech.*, 1988 ; 21 : 769-79
25. Nyquist G.W., Cheng R., El-Bohy A.R., and A.I. King. Tibia bending: strength and response, In 29th Stapp Car Crash Conference Proc., n. 851728, pp 99-112. SAE, 1985.
26. Panjabi M, Cholewicki J., Nibu K., Grauer J.N., Babat L.B., Dvorak J., Bar H.F., "Biomechanics of whiplash injury", *Orthopade* 1998 ; 27 : 813-9
27. Serre, T., Basile F., Behr M., Durand F., Bidal S., Brunet C. Geometry acquisition of a car occupant anatomy, IRCOBI - Barcelone 23-24 Sept 1999.
28. Shuck L. Z., Advani S. H. Rheological response of human brain tissue in shearing, *Journal of Biomechanical Engineering*, 1972.
29. Thollon L. Modélisation du membre thoracique dans le cadre d'un choc latéral: Approche expérimentale et numérique, Ph. D. Thesis Marseille juin 2001.
30. Viano D.C., Biomechanics of bone and tissue : a review of material properties and failures characteristics, SAE, 1986 : 33-63,.
31. White A., Panjabi M. Clinical biomechanics of the spine, Second edition J.B. Lippicott company, 1990.
32. Yamada H., Strength of biological materials, the William and Wilkins Company Baltimore, 1970.