

L'homme virtuel, au service de la traumatologie virtuelle

C. Brunet*, L. Thollon, M. Behr, TC. Masson, Serre, T. Bege, K. Chaumoitre, JP. Lavieille, SV. Berdah, PJ. Arnoux

Laboratoire de Biomécanique Appliquée, UMRT24 IFSTTAR, Université de la Méditerranée, Faculté de Médecine Nord, Bd. P. Dramard, 13916 Marseille cedex.

*Auteur correspondant : Christian.brunet@ifsttar.fr

POINTS ESSENTIELS

- Les sollicitations mécaniques subies par le corps humain lors d'un traumatisme peuvent être analysées grâce à un modèle expérimental révolutionnaire. En effet, il est possible, désormais, de concevoir un homme vivant, virtuel, soumis à toutes les incidences traumatiques et ce aux vitesses d'impact les plus variables, ce qui ne pouvait être réalisé jusqu'alors du fait des coûts exorbitants générés par les crash-tests.
- On peut évaluer les mécanismes de blessures et différencier ceux qui engagent le pronostic vital de ceux qui laissent des séquelles fonctionnelles de gravité variable. À partir des connaissances en biomécanique, il est possible de prévenir ces traumatismes ou d'en minimiser leur sévérité. La connaissance détaillée du traumatisme permet de guider la stratégie de réparation chirurgicale.
- En effet, cet **Homme Virtuel**, de plus en plus sophistiqué et bio fidèle, est un outil indispensable à la connaissance des mécanismes lésionnels. Ainsi est née la notion de traumatologie virtuelle qui aboutit à la conception de nombreuses configurations d'accidents et à l'acquisition de données difficilement mesurables par l'expérimentation. Cet outil contribue aussi au développement, à l'évaluation et à l'amélioration des systèmes de sécurité. Enfin, la mise en œuvre d'une modélisation de plus en plus fine, ouvre la perspective d'une étude approfondie et détaillée des viscères atteints et de leur réparation chirurgicale.

INTRODUCTION

Qu'il s'agisse des accidents de la route ou du vieillissement de la population, les dépenses de santé augmentent considérablement. En Europe, le coût des accidents de la route représente 2% du PIB. On dénombre 40000 morts et plus de 1700000 blessés avec séquelles durables dont le coût annuel ce chiffre par dizaines de millions d'euros. Améliorer la sécurité des passagers, motards, cyclistes, piétons ne peut se concevoir sans une compréhension scientifiquement incontestable des processus traumatiques, préalable à la mise en place de nouveaux dispositifs de prévention et de protection.

L'étude des mécanismes de blessure et, plus largement, du comportement mécanique des structures biologiques, a été chronologiquement abordée grâce à l'anatomie descriptive et fonctionnelle couplée aux observations cliniques qui permettaient de corréler le traumatisme à la région anatomique lésée. L'accidentologie (de la route ou sportive) offre un premier complément à cette analyse en proposant des hypothèses de mécanismes de blessures à l'origine des lésions. Enfin l'approche expérimentale, utilisant les corps donnés à la science, a été déclinée avec la reproduction de l'accident réel (appelée communément essai pleine échelle), l'essai localisé sur la zone lésée (on parle alors d'essai fractionné) ou encore l'identification du comportement mécanique des tissus. L'ensemble de ces connaissances a permis de fournir une description plus fine des mécanismes de blessures jusqu'à la définition de critères de tolérance.

La simulation numérique du corps humain, fortement soutenue par la communauté scientifique (projets européens, nationaux), est une approche plus récente (moins de 10 ans). Elle suscite, aujourd'hui, un essor particulier, car elle est de plus en plus utilisée dans le milieu industriel. Passé le premier verrou de la mise en œuvre et de la validation de ces modèles, il devient possible de compléter les connaissances cliniques et expérimentales en accédant notamment à des **informations qui ne sont pas mesurables expérimentalement**. Ainsi, il devient possible de suivre toute la chronologie d'un choc, d'évaluer la sévérité et la hiérarchie des mécanismes de blessures tout en élargissant le spectre des conditions du choc. Cette approche impose de rester dans le domaine de validité des modèles. Elle permet aussi, par des analyses de sensibilité, d'évaluer l'influence de paramètres intrinsèques à la variabilité biologique tel que le morphotype, l'âge du sujet, le sexe, la densité minérale osseuse.

Ces connaissances s'ouvrent à des enjeux majeurs de santé publique : prévention des traumatismes (pour minimiser leur sévérité) et leur réparation en guidant et en optimisant les stratégies thérapeutiques

CONSTRUCTION ET VALIDATION DE L'HOMME VIRTUEL

Le développement et la validation de modèles numériques du corps humain ne peuvent être envisagés sans la connaissance précise de la géométrie du corps humain, de l'anatomie descriptive et fonctionnelle détaillée de ses composants et des propriétés biomécaniques des viscères qui le composent.

Géométrie du corps humain

La reconstruction 3D du corps humain est aujourd'hui facilitée par les techniques de traitement de l'imagerie médicale. Ces outils permettent de proposer une modélisation géométrique détaillée du corps humain (**Figure 1**).

La vulnérabilité du corps humain semble fortement dépendante des caractéristiques morphologiques de la victime. Ainsi, l'étude de la variabilité anthropométrique de la population impose la création de différents modèles allant de l'adulte (du 5^e centile femme au 95^e centile homme) à l'enfant (Coquet 2009, Serre 2010). Ce travail regroupe des méthodes de reconstruction et des études statistiques. Il s'agit de définir les paramètres significatifs qui, couplés à des méthodes de Krigeage, permettent la création de modèles génériques personnalisables (**figure 2**). Enfin, la modélisation, pour être au plus proche de la réalité du traumatisme, s'appuie sur le développement de modèles intrinsèquement personnalisables

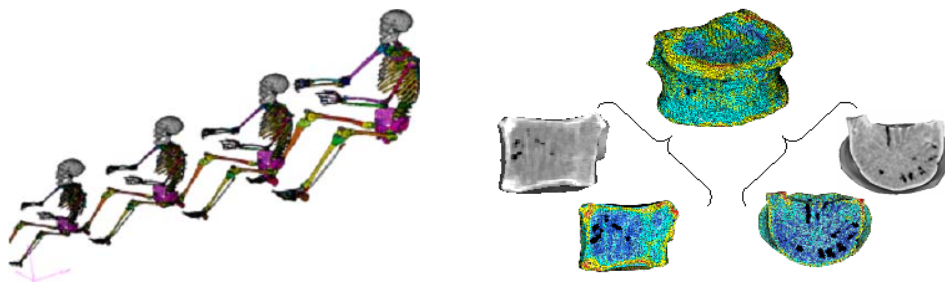


Figure 1 & 2.- Définition d'une famille de modèle à partir d'un modèle de référence (HUMOS), application à la « personnalisation » du corps vertébral.

Caractéristiques biomécaniques du corps humain

L'étude de la réponse mécanique du corps humain aux différentes agressions concerne tout particulièrement l'évaluation de son comportement à la rupture sous sollicitations dynamiques. La caractérisation des tissus biologiques, réalisée jusqu'ici sur des tissus

cadavériques (don de corps à la science), s'est enrichie du modèle animal vivant destiné à la validation du comportement physiologique de l'Homme Virtuel (pressurisation, tonicité musculaire, appareil circulatoire). Les approches privilégiées consistent à étudier un tissu isolé plutôt que de travailler sur des éprouvettes (par découpe d'éléments anatomiques). De manière complémentaire, des études histologiques permettent d'évaluer le rôle de l'architecture des tissus à l'échelle microscopique sur les propriétés mécaniques de ces mêmes tissus (Subit 2009).

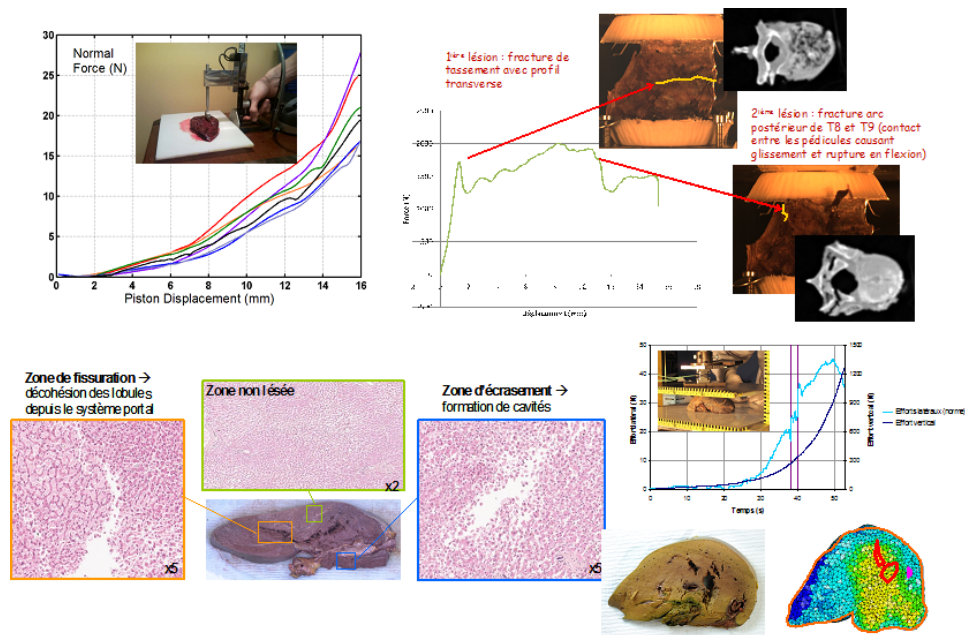


Figure 3.- Exemple relatif à la caractérisation du placenta, du tissu hépatique ou des vertèbres

A l'échelle globale, la réalisation d'essais "full-scale" au moyen de corps donnés à la science consiste à étudier les phénomènes majeurs subis par le corps humain au cours de l'accident. Elle permet de reconstituer la plupart des situations accidentelles réelles et d'appréhender les mouvements, les décélérations, les déformations, les efforts transmis à l'homme par son environnement. Les conséquences sur le véhicule et les sujets sont ainsi analysées. Une première approximation du comportement humain soumis à de telles sollicitations permet alors d'envisager des mécanismes lésionnels associés aux traumatismes. Cette approche couplée aux données cliniques (Trauma Center) permet de reproduire des configurations d'accident qui ont réellement eu lieu.

L'approche locale, au sens anatomique du terme s'appuie sur des essais fractionnés et consiste à définir des conditions d'impact plus localisées tout en restant représentatives des accidents réels. Elle permet de se focaliser sur l'étude de certaines parties du corps humain qui peuvent

être choisies en fonction des résultats obtenus au cours de la phase globale. Elle conduit également à l'étude d'une séquence bien particulière de l'impact, que ce soit avant, pendant ou après le choc. En accédant précisément à la réponse mécanique d'un segment corporel, il est alors possible de définir des critères de tolérance et de reproduire, décomposer et valider des mécanismes lésionnels bien précis.



Figure 4.- Analyse locale des processus de rupture de la jambe lors d'un choc latéral occupant et réalisation d'un impact moto pleine échelle

Le développement de modèles du corps humain vise à intégrer les phénomènes physiologiques comme la contraction musculaire (Behr 2006, 2010), les réactions réflexes, la pression du système circulatoire. Ces aspects, absents des modèles utilisés en accidentologie, ont une influence sur la gravité des lésions et de leur localisation. Les résultats obtenus en chocs frontaux et latéraux ont permis de montrer l'influence de la tonicité musculaire sur les mécanismes ou le risque de blessure (en situation de pré crash frontal ou lors d'un accident piéton). Parmi les autres applications, la modélisation fine de la sangle abdominale et du diaphragme a permis de reproduire les mouvements ventilatoires à l'origine d'une augmentation sensible de la pression intra abdominale, et de décrire de façon beaucoup plus réaliste le comportement des organes sus mésocoliques lors de sollicitations violentes.

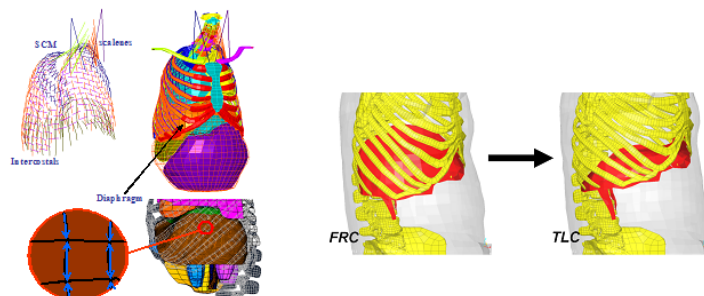


Figure 5.- Intégration de la composante musculaire tonique sur le diaphragme pour la modélisation des cycles ventilatoires

Le développement et la validation de modèles numériques du corps humain dépendent du type d'utilisation projetée. L'analyse du choc est réalisée, tant dans sa globalité que lors d'un traumatisme particulier et la séquence propre à son apparition. Ainsi, plusieurs outils de simulation ont été mis en œuvre et sont utilisés dans cette perspective.

- *L'approche « multi corps »* offre une modélisation simplifiée du corps humain basée sur une analyse cinématique de toute la durée du choc (Anderson 2009, Serre 2007). Elle permet, ainsi, d'identifier les conditions limites des différentes séquences d'un accident. Couplée à l'étude détaillée de l'accident, aux connaissances cliniques et à l'expérimentation sur corps donnés à la science (figure 6), la simulation multi corps est particulièrement lors des expertises judiciaires dans le but d'établir les preuves des conditions réelles de l'accident.

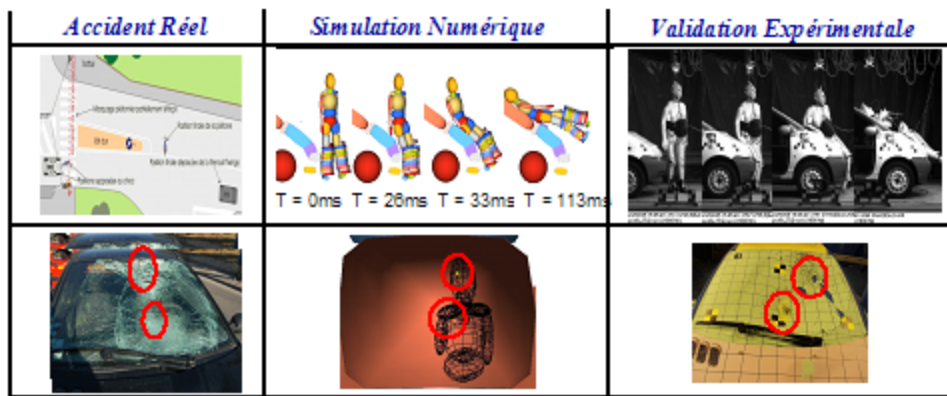


Figure 6.- Couplage entre étude détaillée d'accident, simulation multicorps, validation expérimentale dans l'évaluation des conditions de l'accident.

- *L'approche par éléments finis* vise à détailler le traumatisme en se plaçant au plus près de la réalité anatomique et physiologique. Selon le type d'application visée, différentes familles de modèles numériques du corps humain sont développées (enfant, femme enceinte, adultes, régions anatomiques particulières). L'originalité de notre stratégie de recherche repose sur le développement de modèles détaillés du corps humain capables d'intégrer la variabilité morphologique et mécanique et de prendre en compte la réponse physiologique dans son comportement mécanique.

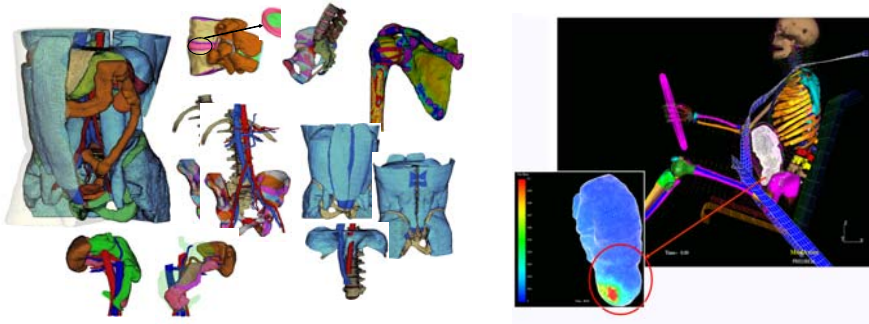


Figure 7.- Modèles éléments finis détaillés du corps humain

L'HOMME VIRTUEL ET LA TRAUMATOLOGIE VIRTUELLE

La simulation numérique permet de suivre toute la chronologie d'un traumatisme et d'en extraire des données non mesurables expérimentalement. Elle remplace peu à peu l'essai expérimental unique et permet d'avoir une vision bien plus exhaustive de la vulnérabilité du corps humain. L'étude des conditions d'impact (vitesse, localisation), l'influence de paramètres intrinsèques, tels que l'âge, la taille, le poids, sont autant d'éléments qui sont actuellement pris en compte dans les méthodes d'analyse des mécanismes de blessure et qui permettent de définir les critères de tolérance du corps humain.

Les notions de critères de blessure sont, pour majeure partie, basées sur des grandeurs mesurées expérimentalement et correspondent à une vision macroscopique d'un traumatisme. Les outils de la simulation numérique, couplés à la connaissance expérimentale des mécanismes de blessure, permettent de se focaliser uniquement sur la structure endommagée et ainsi de séparer la nature des structures lésées des conditions de ces blessures. Cela nous conduit alors à proposer une nouvelle approche des critères de blessure qui relie grandeurs physiques et observations cliniques. Ainsi, la cinématique des zones articulaires permet d'identifier l'apparition d'un mouvement pathologique ; le champ de contraintes ou efforts appliqués sur les structures osseuses est un excellent indicateur du risque de fracture. L'analyse des déformations sera largement utilisée pour évaluer le risque de rupture des tissus connectifs. Enfin, les variations de pression sont utiles à l'analyse des déformations des tissus mous.

La traumatologie du membre pelvien résulte d'un impact direct sur le membre et concerne tout particulièrement les usagers piétons (Bose 2007, Tholon 2007). Pour l'occupant d'un véhicule, l'agressivité générée par les composants du véhicule lors de l'impact (pédales, colonne de direction, tableau de bord montants latéraux) se traduit par de multiples lésions spécifiques (osseuses et ligamentaires) (Behr 2006, 2010). Les travaux, basés sur des essais

fractionnés utilisant des corps donnés à la science, des essais volontaires et des simulations numériques, sont utilisés pour définir les mécanismes de blessure et la tolérance de la jambe lors d'un impact latéral ou en torsion. Ainsi, lors d'un choc latéral, les mécanismes qui gouvernent la rupture du pivot central de l'articulation du genou proviennent des éléments périphériques nés de la combinaison d'un mécanisme de cisaillement latéral et de flexion latérale. Dans le domaine de la traumatologie du sport, le phénomène de rotation axiale, à l'origine de l'entorse du genou, conduit à la définition d'un critère de risque de blessure qui tient compte du moment et de sa durée d'application sur le tibia.

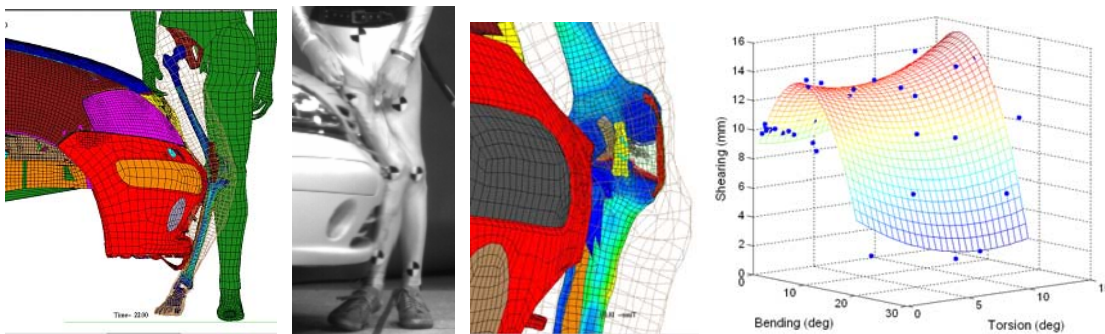


Figure 8.- Critères de blessure du genou ligamentaire lors de l'accident piéton

La traumatologie de l'abdomen et du pelvis permet de préciser l'incidence des fractures dites « en livre ouvert » sur les viscères (vessie, prostate, intestin grêle). Le niveau de tolérance du pelvis à la fracture est fortement dépendant du sexe (Masson 2010), de la chronologie des processus de fracture observée lors de la simulation et du comportement des axes vasculaires iliaques responsables de lésions hémorragiques majeures.

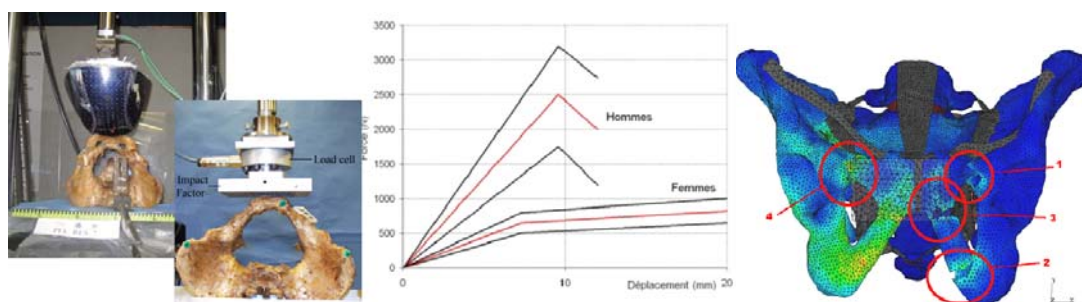


Figure 9.- Étude des seuils de tolérance du pelvis en compression axiale et détermination de la chronologie de fractures par la simulation

Concernant les viscères pleins de l'abdomen, le parenchyme hépatique est une cause fréquente de mortalité immédiate ou secondaire (Cheynel 2006, 2009). Il s'agit, en effet, d'un

tissu friable, protégé par une fine capsule décrite par Glisson. L'opérateur sait combien sa palpation « imprudente » est susceptible d'engendrer des zones d'attrition très hémorragiques. Lors d'un traumatisme, le foie, dans ses interactions avec la paroi abdominale, le diaphragme et le rachis est le siège d'un mouvement de bascule et de torsion axiale à l'origine des blessures très hémorragiques (Arnoux 2008). Lors de ce mouvement de torsion du foie, la veine cave inférieure, principale zone d'attache du foie, est soumise à un double effet de traction et de cisaillement à l'origine de sa rupture.

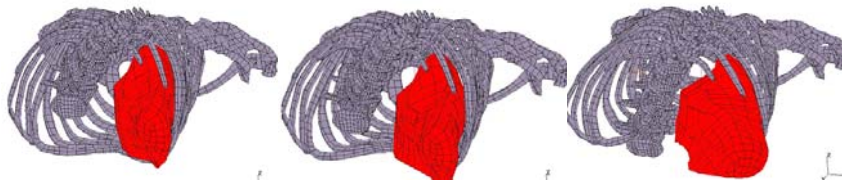


Figure 10.- mécanismes de torsion axiale du foie lors de la décélération.

La traumatologie de la région thoracique concerne tout particulièrement la protection des usagers des deux roues motorisés. Des essais expérimentaux dits « pleine échelle » ont permis d'appréhender la cinématique du motard dans des conditions réelles de l'impact. Localement, la réponse du thorax, étudiée avec et sans gilet airbag, a permis d'évaluer le gain de protection de ce système. En simulation numérique, l'approche multi corps a été utilisée pour évaluer la cinématique globale du choc : chronologie du choc, niveaux de sollicitations du motocycliste, influence des conditions du choc sur les mécanismes de blessures possibles. La simulation les essais expérimentaux fractionnés, avec et sans gilet airbag, a permis d'aboutir à la limitation de la déflexion de la cage thoracique et de réduire le niveau de blessure AIS. L'étude des mécanismes de rupture de l'isthme de l'aorte (mécanisme BTAR) a montré la pertinence d'une différence d'accélération résultante qui est de 17% en moyenne entre l'aorte et le cœur lors d'un pic de décélération proche de 200g (Baqué 2006).

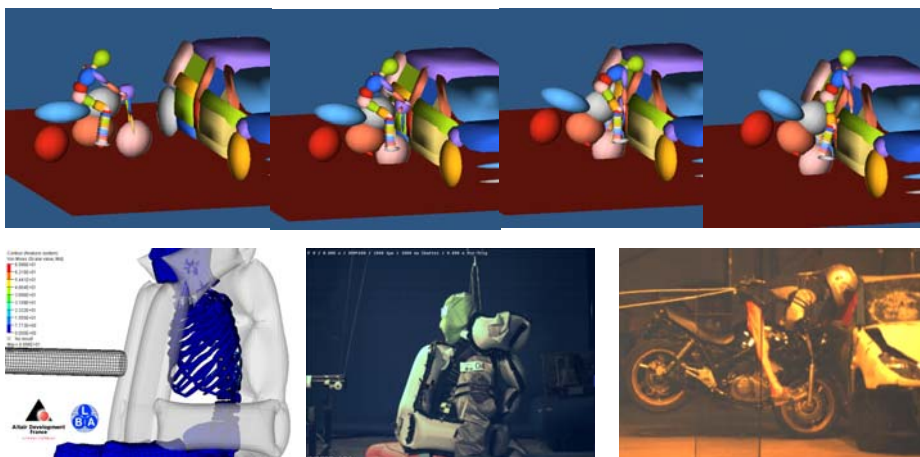


Figure 11.- Protection du motard

Le Rachis lombaire et cervical est une région anatomique dont les traumatismes, lorsqu'ils ne sont pas létaux, induisent un déficit neurologique extrêmement important. L'évaluation du risque d'atteinte de la moelle épinière est à mettre en parallèle avec la nature de la fracture osseuse et tout particulièrement le risque de « burst fracture ». Pour la jonction thoracolombaire, la posture a une influence importante sur la nature et le moment d'apparition des lésions. On a ainsi démontré une plus faible vulnérabilité du rachis lorsqu'il est placé en extension (El Rich 2009). Le rachis cervical concentre deux zones de fragilité situées à ses deux extrémités (C1-C2 et C5-C7), indépendamment de la direction de l'impact. La simulation est ici utilisée pour établir la chronologie des processus de blessure et pour évaluer les dispositifs de protections de type collier cervicaux. Ainsi, la région du rachis cervical, supérieur est à l'origine des premières lésions constatées avec l'augmentation des vitesses.

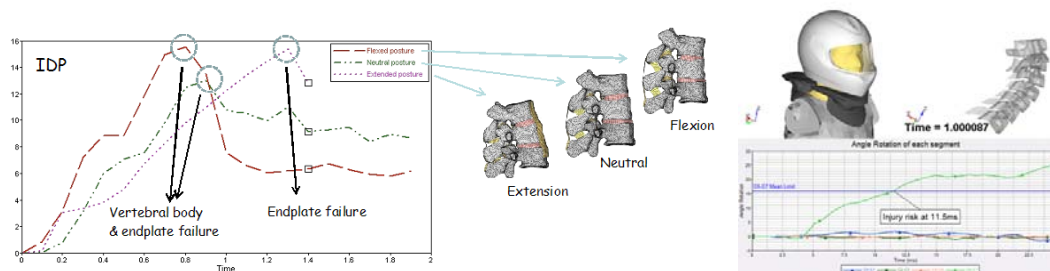


Figure 12.- Posture et lésions de la jonction thoracolombaire, dispositifs de protection du motard

Les traumatismes de la région céphalique, observés lors d'impact sur la face latérale ou postérieure de la boîte crânienne sont à l'origine des fractures du rocher. Le couplage entre simulation numérique et expérimentation a permis de fournir une analyse des processus de fracture. La cartographie des fractures potentielles du rocher permet d'établir le risque d'atteinte des organes nobles (nerf facial, vestibule, cochlée, artère carotide interne).

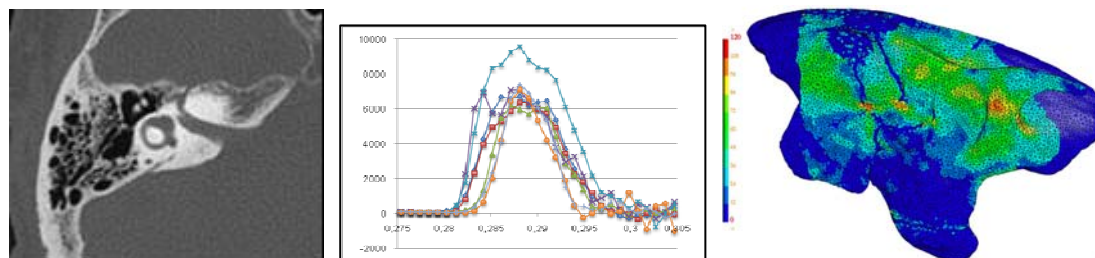


Figure 13.- Analyse clinique, expérimentale et numérique de la fracture de l'os pétreux lors d'un choc latéral

DISCUSSION - CONCLUSION

Couplée à l'expérimentation, la simulation numérique d'un traumatisme au moyen de l'homme virtuel permet d'étudier de multiples conditions d'accidents. Il est alors possible de suivre toute la chronologie d'un traumatisme et d'en extraire des données non mesurables expérimentalement. L'analyse de sensibilité remplace peu à peu l'essai unique et permet d'avoir une vision plus exhaustive de la vulnérabilité du corps humain tant au regard de la variabilité des conditions d'impacts que de celle qui caractérise le corps humain (effets de l'âge, taille, sexe...). Les modèles développés intègrent aujourd'hui des éléments qui permettent de rendre compte du comportement physiologique (pressurisation, tonicité musculaire) et offre un niveau de finesse suffisant pour aborder les notions de réparations tant d'un point de vue des outils (évaluation d'implant) que des techniques (simulation chirurgicale).

Cette traumatologie virtuelle montre également que le volet mécanique est un des verrous scientifiques majeurs, que ce soit pour le comportement des matériaux et des structures ou pour les interactions des tissus entre eux. L'expérience montre que les tissus biologiques sont des matériaux complexes, éminemment variables, pour lesquels le champ des connaissances est bien souvent incomplet du fait des approches classiques qui ne sont pas toujours adaptées. Ainsi, la mise en œuvre de « modèles éléments finis » du corps humain ne doit pas faire l'économie d'une connaissance détaillée du comportement des structures et des phénomènes physiques tant d'un point de vue expérimental que théorique.

RÉFÉRENCES

An Experimental Cadaveric Study for a Better Understanding of Blunt Traumatic Aortic Rupture

P. BAQUE, T. SERRE, N. CHEYNEL, P.J. ARNOUX, L. THOLLON, M. BEHR, C. MASSON, J. DELOTTE, S.V. BERDAH, C. BRUNET. J Trauma 2006;61:586-91.

Tonic Finite Element Model of the Lower Limb. M. BEHR, P.J. ARNOUX, T. SERRE, L. THOLLON, C. BRUNET. J Biomechanical Engineering 2006 128:223-8.

3D reconstruction of the diaphragm for virtual traumatology. M. BEHR, L. THOLLON, P.J. ARNOUX, T. SERRE, S.V. BERDAH, P. BAQUE, C. BRUNET. Surg Radiol Anatomy 2006;28:235-40.

Biomechanics study of the human liver during a frontal deceleration. N. CHEYNEL, T. SERRE, P.J. ARNOUX, P. BAQUE, L. BENOIT, S.V. BERDAH, C. BRUNET. J Trauma. 2006; 61:855-861.

Evaluation of knee injury thresholds in pedestrian-car crash loading using numerical approach. D. BOSE, P.J. ARNOUX, J. CARDOT, C. BRUNET. Intern J Crashworthiness 2007, 12:381-99.

How to decrease pedestrians' injuries: conceptual evolutions starting from 137 crash-tests. L. THOLLON, C. JAMMES, M. BEHR, P.J. ARNOUX, C. CAVALLERO, C. BRUNET. J Trauma 2007,62:512-20.

Liver injuries in frontal crash situations: A coupled numerical – experimental approach. P.J. ARNOUX, T. SERRE, N. CHEYNEL, L. THOLLON, M. BEHR, P. BAQUE, C. BRUNET. International Journal of Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2008;11:189-203.

Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions. EL-RICH M, ARNOUX, PJ WAGNAC, E BRUNET, C AUBIN. Journal of Biomechanics, 2009;42:1252-62

Phenomenological continuous contact–impact modelling for multibody simulations of pedestrian–vehicle contact interactions based on experimental data. ANDERSON,RWG LONG,A SERRE,T. Non Linear Dynamics, 2009 ;58 :199-208

Comparison of the biomechanical behaviour of the liver during frontal and lateral deceleration. CHEYNEL,N SERRE,T ARNOUX,PJ ORTEGA-DEBALLON,P BENOIT,L BRUNET,C. J Trauma 2009;67:40-4

Posture and muscular behaviour in emergency braking: An experimental approach. BEHR,M POUMARAT,G SERRE,T ARNOUX,PJ BRUNET,C. Accident Analysis and Prevention, 2010;43:797-801

Investigating the possible role of placenta position in road accident consecutive foetal loss. BEHR,M THOLLON,L DELOTTE,J BRUNET,C. International Journal of Crashworthiness, 2009;14:477-82

A micromechanical model to predict damage and failure in biological tissues. Application to the ligament-to-bone attachment in the human knee joint. SUBIT,D CHABRAND,P MASSON,C. Journal of Biomechanics, 2009;42:261-5

Anthropometric characterization of spleen in children. COQUET,B SANDOZ,B SAVOIE,P.H THOLLON,L SERRE,T BRUNET,C. Surgical Radiologic Anatomy, 2009, DOI 10.1007/s00276-009-0535-6

Evaluation of a new security system to reduce thoracic injuries in case of motorcycle accidents. THOLLON,L GODIO,Y BIDAL,S BRUNET,C. Intern J Crashworthiness, 2009, Sous presse

A Three-Dimensional Human Trunk Model for the Analysis of Respiratory Mechanics. BEHR M., PÉRÈS J., LLARI M., GODIO Y., JAMMES Y., BRUNET C. J Biomechanical Engineering, 2010;132

Biomechanical response of impacted bony pelvis: influence of the morphometry and bone density. MASSON C, BAQUE P, BRUNET C. [Comput Methods Biomech Biomed Engin.](#) 2010

Pedestrian and Bicyclists accidents: in-depth investigation, numerical simulation and experimental reconstitution with PMHS. T. SERRE, C. MASSON, C. PERRIN, S. CHALANDON, M. LLARI, C. CAVALLERO, M. PY, D. CESARI. International Journal of Crashworthiness 2007;12:227-34

Child pedestrian anthropometry: evaluation of potential impact points during a crash. SERRE, T., LALYS, L., BARTOLI, C., CHRISTIA-LOTTER, A., LEONETTI, G., BRUNET, C. Accident Analysis and Prevention 2010; 42:1943-8