
Les traumatismes virtuels du foie : apport des essais expérimentaux en sollicitation dynamique et de la modélisation numérique

Ch. BRUNET*, T. SERRE**, N. CHEYNEL****,
P.J. ARNOUX**, L. THOLLON**, C.
MASSON**, P. TROPANO***, S.V. BERDAH*,
O. EMUNGANIA*, M. DERVICHIAN*, P.
ALLIOT*, P. ORSONI*, D. POITOUT***.

* Service de Chirurgie générale, digestive et endocrinienne -
hôpital Nord, chemin des Bourrelly, 13915, Marseille.

** Laboratoire de Biomécanique Appliquée - Faculté de Médecine
(Secteur Nord) - Bd. Pierre Dramard, 13916 Marseille cedex 20

*** Service de Chirurgie Orthopédique et de Traumatologie -
hôpital Nord, chemin des Bourrelly, 13915, Marseille.

**** Service de chirurgie digestive, thoracique et cancérologique,
C.H.U. de Dijon, hôpital du Bocage - 2, Bd. Maréchal de Lattre de
Tassigny - BP 77908 - 21079 Dijon cedex.

Résumé

Les contusions hépatiques demeurent parmi les causes les plus fréquentes de décès. Elles ont fait l'objet de nombreuses publications, dans lesquelles l'étude des mécanismes lésionnels induits résultait de constatations anatomiques et de déductions logiques utilisant les lois de la physique. Or, aucune étude biomécanique approfondie, dans ce domaine, n'apparaît à la lecture de la littérature scientifique pour accréditer les données physiopathologiques.

L'utilisation, sur cadavre, d'accéléromètres, disposés dans le parenchyme hépatique et dans les zones clés de son environnement, nous a permis de préciser son comportement cinématique et celui de ses attaches en cas de choc frontal.

Parallèlement, grâce à des méthodes de reconstruction 3D et à des mesures anthropométriques permettant de prendre en compte les variations morphologiques, un modèle numérique a été mis au point aux fins de simulations de chocs virtuels, désormais envisageables dans toutes les configurations d'impact.

Mots clés : foie / modélisation numérique / traumatismes virtuels / lois de comportement

Abstract

Virtual traumas of the liver: benefits of dynamical experimental tests and numerical modelling

From clinical knowledge, it was established that hepatic traumas are one of the most frequently fatal injuries. Largely studied in the literature, the injury mechanisms were described from clinical observations and on logical deductions from physical interpretation. However, these physiopathological data had not been validated by specific biomechanical work.

To identify the mechanical behaviour of human trunk in frontal impact situation, experimental tests were performed on cadavers. The subject were instrumented with specific accelerometer sensors located on the significant parts and the attach system of the hepatic parenchyma. To complete this approach, numerical simulation was used. It concerned an accurate 3D reconstruction of the organs, an anthropometric study to take into account human variability in morphology up to the numerical simulation with finite element method. With this model, validated using experimental results, it is now possible to observe virtual traumas in large impact configurations.

Key words: liver / numerical modelling / virtual traumas -/ behaviour law

Introduction

Au cours de l'année 2002, le Registre de la Sécurité Routière (1) a permis de colliger 105 470 accidents corporels répartis comme suit : chocs piétons / voitures = 11.3 % ; véhicules légers = 63.0 % (< 40 ans : 63 %), poids lourds = 1.7 % (< 40 ans : 62 %). Ont été déplorés : 7 242 tués (6.87 %) et 24 091 blessés graves avec séquelles. Les lésions hépatiques ont représenté une part importante de la morbi-mortalité. Le rapport de l'AFC de 1996 (2) tentait d'apporter quelques notions utiles à la compréhension des mécanismes lésionnels, sans toutefois avancer des preuves scientifiques, donc le caractère reproductible de ces mécanismes.

Forts de notre expérience clinique en traumatologie viscérale (2 et 3), nos recherches fondamentales en biomécanique et en accidentologie expérimentale nous

ont conduits, depuis 1972, à aborder l'étude des comportements biomécaniques du foie au moyen de « crash-tests » sur cadavres humains embarqués à bord de véhicules ou heurtés dans les conditions de chocs véhicules/piétons, soit plus de 360 crash-tests. Puis, nous nous sommes attachés à la mesure des paramètres spécifiques aux fortes décélérations, au moyen de capteurs de force et d'accéléromètres disposés en intracorporel, dans les zones stratégiques. Ensuite l'utilisation d'outils numériques a permis à la fois de disposer d'une géométrie bio fidèle des organes, de prendre en considération les différences anthropométriques et de développer des modèles « éléments finis » du corps humain. Ces modèles, une fois validés sur la base des connaissances expérimentales, nous ont conduits à élargir l'analyse des mécanismes lésionnels dans le cadre de traumatismes

virtuels.

Matériel et méthodes

Notre étude a porté sur le foie humain, in situ et ex situ, puis sur un modèle numérique placé dans l'abdomen d'un homme virtuel édifié à partir d'un cadavre et ce, grâce à la puissance croissante des outils informatiques.

1. comportements biomécaniques du foie humain

a) Etude en décélération

L'objectif étant de placer le foie dans les conditions les plus proches d'un choc frontal, 6 sujets d'anatomie, dont les caractéristiques sont détaillées au tableau n° 1, ont fait l'objet de 22 essais fractionnés sur segments corporels. Les sujets, récemment décédés, avaient été conservés au liquide de Winckler (4) aux fins de maintenir la souplesse des tissus étudiés.

Tableau 1 : caractéristiques des sujets d'anatomie

N° sujet	sexe	âge	Taille (cm)	Poids total (Kg)	Poids tronc (Kg)
1	M	59	179	63	14
2	M	69	174	61	19.5
3	M	78	175	76	21
4	F	81	164	57	14
5	F	82	160	53	16
6	M	85	162	58	14.5

Après dissection du tronc, chaque cadavre était conditionné de telle sorte que soient accessibles la face antérieure du corps de la première vertèbre lombaire, le segment rétro-hépatique de la veine cave inférieure et le centre géométrique de chaque lobe hépatique, afin de fixer un accéléromètre « tri axes » de 4 mm de côtés, rendu préalablement étanche du fait de l'environnement anatomique (sang, sérum physiologique).

Les tests ont été réalisés suivant le principe du puits de chute libre (fig. n° 1), muni d'un chariot mobile qui, après une phase de mise en vitesse, est subitement ralenti par un système mécanique. Le segment corporel a été fixé au chariot par des ceintures de sécurité de type européen, passant au niveau du sternum et de la région sus ombilicale. La décélération a pu atteindre la valeur de 56 G (cf. figure 2). Chaque série de tests a comporté trois essais de décélération pour des vitesses à l'impact, mesurées par faisceau laser à 4.4 m/s, 6.2 m/s et 8.2m/s. Ces capteurs ont permis de déterminer, par la méthode d'intégrations successives, les champs de vitesse et de déplacement mesurés lors de la décélération. Des repères radiographiques ont permis de s'assurer de la bonne orientation des capteurs (plan de chute de l'essai) lors de leur mise en place. Les fréquences d'échantillonnage utilisées ont été de 10Khz, soit 10 000 mesures par seconde. Ont été ainsi mises en place 17 voies de mesures, reliées à une station de réception solidaire d'un ordinateur, et ce, pour chaque série de tests. Trois caméras à cinématographie rapide (1000 images par seconde) ont fourni des vues de face et de profil de l'essai. Des clichés radiographiques d'ensemble (face et profil) étaient réalisés avant et après chaque essai afin de vérifier l'absence de déplacement

secondaire des capteurs. Chaque série de tests a été complétée par un bilan radiologique et une nécropsie afin d'établir d'éventuelles lésions abdominales et thoraciques.



Figure 1 : le puit de chute et le dispositif expérimental. Au centre, mise en place d'un accéléromètre sur le corps de L1 (LBA-UMR T 24 - INRETS)

b) Caractérisation du tissu hépatique

Sur foies humains entiers (Homme n° 1 : 170 cm, 59 kg foie = 1320g / homme n° 2 : 164 cm, 53 kg, foie = 1160 g) disposés entre un plan dur et un vérin hydraulique asservi, capable d'appliquer des forces de 0 à 1000 Kg, solidaire d'une sonde d'échographie, ont été réalisés des tests de compression « quasi-statiques » et dynamiques. L'appareil de compression était relié à des capteurs d'effort permettant de connaître instantanément la valeur de la force appliquée aux différentes régions du foie. Simultanément, la sonde d'échographie, reliée à un ordinateur capable d'analyser les propriétés mécaniques du parenchyme hépatique (Elastographe - Prototype Hitachi Omega@ EUB 8500), fournissait, à chaque étape de la compression, une image couleur de variation

de densité et d'élasticité du foie. Enfin, à chaque phase de compression, une biopsie, faite à l'aiguille, a fait l'objet d'analyses histologiques. Le but de ces dernières analyses était de fournir une image des tissus sollicités.

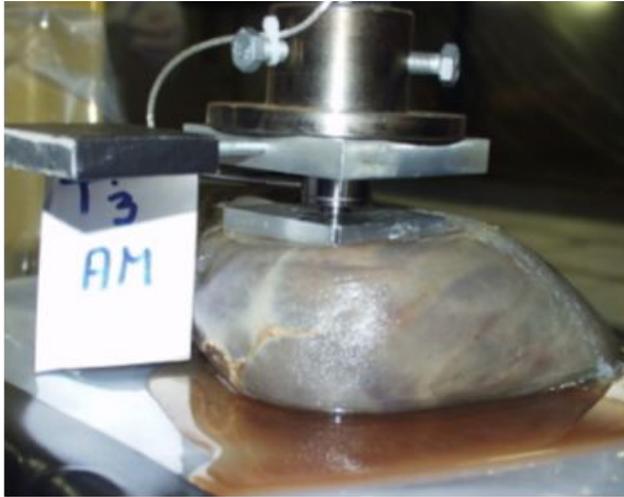


Figure 2 : vérin hydraulique asservi comprimant le lobe droit du foie

c) Modélisation numérique du corps humain :

Afin de disposer de modèles virtuels et réalistes du corps humain (5, 6, 7, 8), en particulier du tronc, nous avons utilisé, comme base de travail, le prototype européen HUMOS (pour HUmAn Model for Safety) représenté à la figure n° 3. Il a été élaboré par la méthode des « éléments finis » (6, 7).

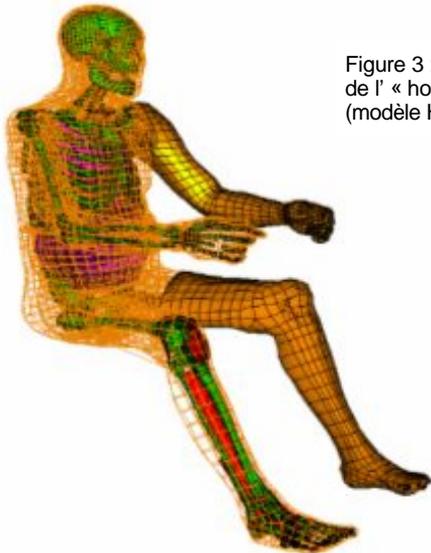


Figure 3 : Vue d'ensemble de l' « homme virtuel » (modèle HUMOS)

Lors de la première étape, la géométrie de chaque élément anatomique a été obtenue à partir de coupes sériées anatomiques (épaisseur de coupe = 5 mm), sur un cadavre congelé en position de conduite automobile. Ainsi, sur chaque coupe, les contours des organes, muscles, os, ligaments, vaisseaux ont été cernés et analysés, puis traités par un ordinateur de façon à obtenir une reconstruction tridimensionnelle du corps humain. Plus de 400 coupes et 13000 contours ont été abordés. Les entités géométriques créées étaient ensuite

discrétisées en un maillage composé d'éléments surfaciques et volumiques. Le modèle final était constitué de plus 54000 éléments représentant les os, ligaments, tendons, muscles, peau, organes pleins et creux et contenu intracrânien.

Dans une deuxième étape, il a été nécessaire de déterminer les propriétés mécaniques de chaque composant des différents tissus avant de les intégrer au maillage du modèle destiné à recevoir des contraintes d'effort lors d'essais virtuels. Ces propriétés sont issues, pour certaines, des données connues de la littérature (9-12, 13-16) et des tests spécifiques réalisés pour le projet. Dans le modèle HUMOS, les os corticaux et spongieux ont été modélisés par des éléments élastoplastiques. Les tissus mous tels que ligaments, tendons, muscles et organes ont été supposés viscoélastiques ou élastiques. En revanche, la peau et le cartilage ont été considérés comme des éléments élastiques. Une attention particulière était apportée à la définition des interfaces entre chaque composant. En effet, des interfaces de type « collées » sont destinées à décrire les propriétés adhésives entre les différents tissus, alors que des interfaces de type « contact » unilatéral avec frottement, ont pour finalité de décrire les mouvements relatifs observés entre les tissus biologiques. Enfin la modélisation du système d'attache des organes a été complétée par l'utilisation de systèmes assimilables à des ressorts. Par exemple, la racine du mésentère a été assimilée à une ligne de ressorts faisant la jonction entre le sac péritonéal et des anses grêles. Il en a été de même pour les ligaments coronaires et triangulaires du foie. Le comportement du foie a été décrit suivant le modèle viscoélastique de Boltzmann, avec un module de compressibilité de 0.166 méga Pascal (MPa), et des paramètres, pour la fonction de relaxation du matériau, de 0.045 MPa et 0.036 MPa (pour décrire respectivement les effets de mémoire à temps court et long).

Le modèle HUMOS (5,6) a été validé par l'étude des propriétés mécaniques des matériaux isolés, par sa capacité à reproduire les mouvements physiologiques et enfin dans des configurations multiples de chocs sur segments corporels isolés ou sur corps entier. Pour valider le segment abdominal, nous avons utilisé les modèles d'impacts (cf. figure 4 et 5) de Cavanaugh et de Viano (17, 18).

(Impacteur de 23.4 kg à 9.4 m/s.) en choc latéral. La courbe intermédiaire se situe entre les courbes de valeurs extrêmes observées sur cadavre, donc dans le corridor de validité.

Dans le cadre spécifique du foie, il s'agissait de reproduire les essais expérimentaux précédemment décrits et de les rendre conformes à l'étude des mécanismes lésionnels propres à cet organe. Afin d'éliminer les artéfacts propres à la ceinture de sécurité et d'étudier uniquement les effets induits par la décélération, le tronc a été disposé sur un plan dur, comme lors de l'expérimentation, grandeur nature, sur puit de chute libre (fig. n° 6).

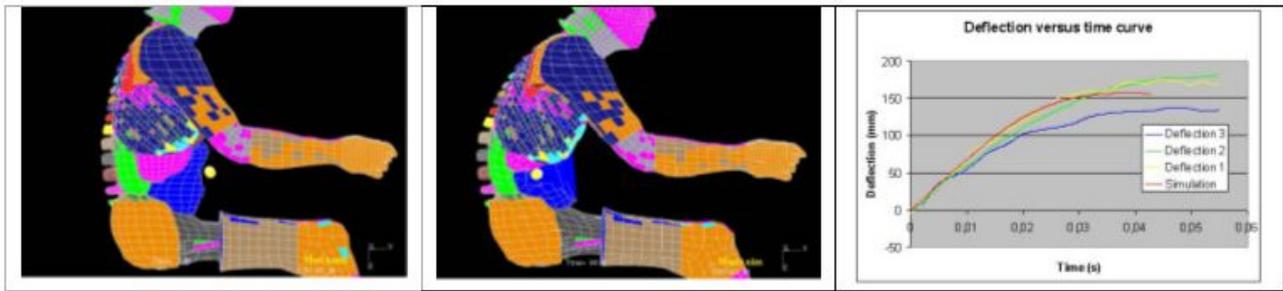


Figure 4 : Essai de validation de Cavanaugh pour le modèle complet (impacteur de 63.6 kg à 9.4 m/s.) : effets de la ceinture de sécurité (sangle pelvienne)

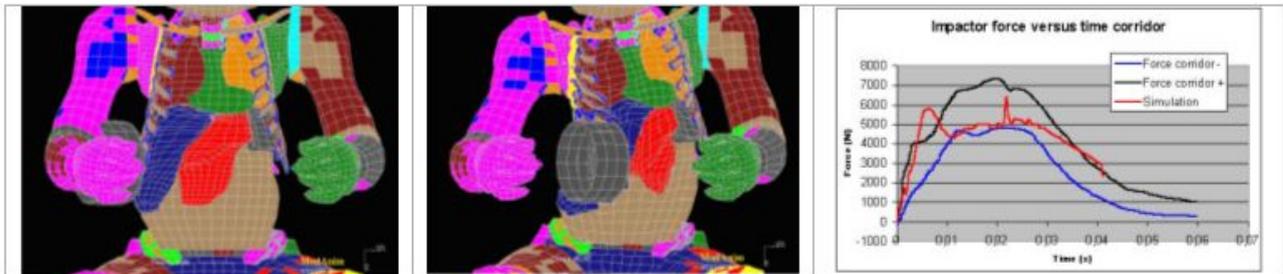


Figure 5 : Essai de validation de Viano pour le modèle complet

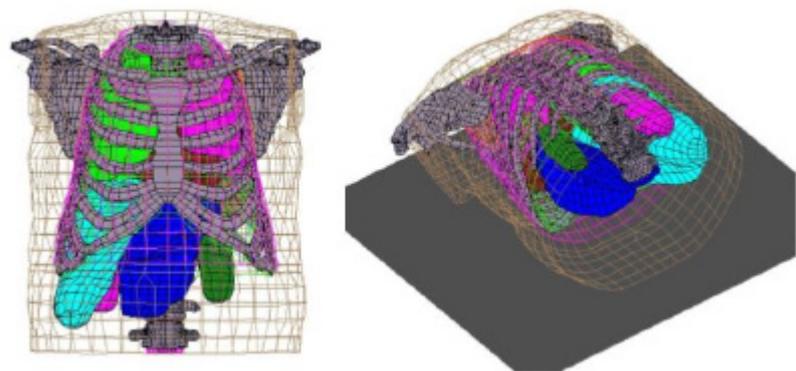


Figure 6 : Vue générale du modèle numérique avant essai.

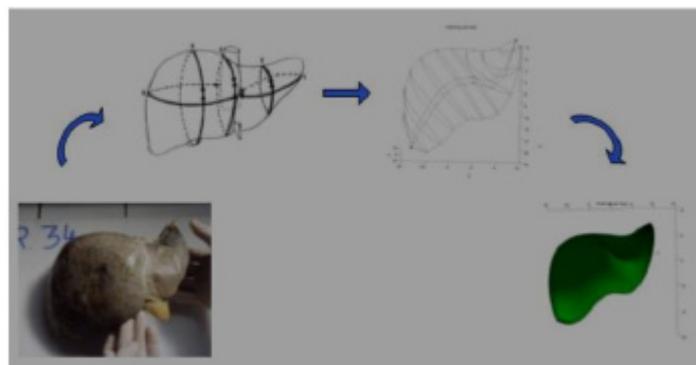
d) Morphométrie

Le sujet virtuel que nous avons créé, devait représenter un homme de taille moyenne. C'est pourquoi nous avons sélectionné un cadavre de 51 ans proche du 50^{ème} percentile, de sexe masculin. Cependant, il était indispensable de pouvoir faire varier la taille dans un échantillon correspondant à la population européenne. Pour cela, nous avons étudié la variabilité anthropométrique de modèles allant de 5^{me} au 95^{ème} centile. Dans ce cadre, nos études biométriques sur le foie, dont on connaît les variations morphologiques importantes (19-23) nous ont permis de fournir un modèle géométrique paramétrique de l'organe, sur la

base des travaux de référence (24). Plus d'une vingtaine de mesures de l'organe ont été définies (circonférences des lobes, longueurs, hauteurs, etc.) et appliquées sur un échantillon de 30 pièces non embaumées afin d'éviter les mécanismes de rétraction. Parallèlement, ont été réalisées des mesures somatométriques. Des corrélations ont été déduites à partir des méthodes de régression logistique.

Ainsi, un modèle géométrique tridimensionnel a été élaboré, aboutissant à une armature de l'enveloppe externe (fig. n° 7). Un quadrillage numérique surfacique a permis d'obtenir une représentation volumique du foie sous la forme d'un maillage.

Figure n° 7 : les étapes de construction du modèle géométrique



L'intérêt de la complémentarité de ces deux approches (étude anthropométrique et modélisation géométrique) est de fournir, à partir de quelques mesures externes réalisées sur un sujet, les dimensions internes de son foie et d'en proposer une représentation 3D dans l'espace.

Résultats

A- Des essais expérimentaux

Ils concernent les déplacements du foie dans la cavité abdominale et les caractéristiques biomécaniques du parenchyme hépatique.

1) Les effets de la décélération brutale

Les niveaux de décélération maximum, mesurés dans notre protocole, n'ont pas abouti à des lésions apparentes du foie et de ses attaches. Les valeurs des accélérations relevées pour toutes les campagnes d'essais on montré une forte répétitivité quelle que soit la vitesse appliquée avant l'impact (fig. n° 8). L'analyse des résultats obtenus pour un même segment corporel, et sur trois vitesses de sollicitation différentes, tend à montrer une régression quasi-linéaire entre les valeurs maximales des niveaux d'accélération relevés sur les différents composants de l'abdomen et les vitesses globales avant l'impact. Ainsi, cette régression (fig. n° 9) autorise une extrapolation, à partir des niveaux de sollicitations infra lésionnelles, vers le domaine lésionnel, sans qu'aucun biais scientifiquement établi puisse être opposé.

A la lecture des résultats issus de la cinématographie rapide, ces tests de décélération ont permis de vérifier l'absence d'influence des viscères de l'étage sous-mésocoliques sur le foie, pour ce type de décélération.

L'absence de superposition des courbes relatives à chaque composante anatomique étudiée, pendant la phase de mise en vitesse, est due à des artefacts dépendants des systèmes de mesures. Ces artefacts sont secondairement amplifiés lors des calculs des champs de vitesse et de déplacements par méthode d'intégration.

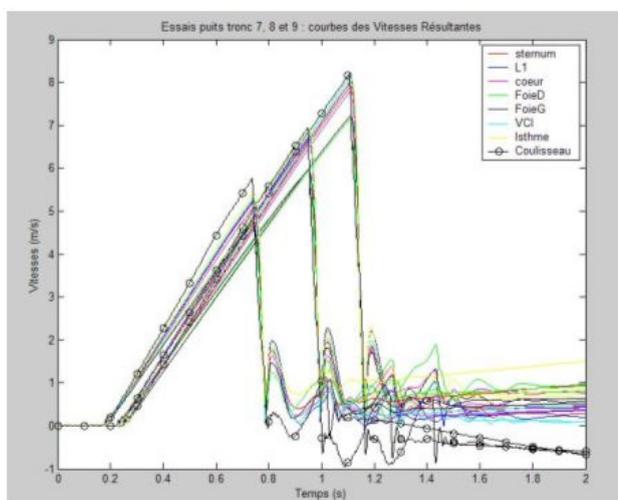


Figure 8 : Résultats cumulatifs des 3 vitesses différentes appliquées sur les différents sites anatomiques d'un même sujet.

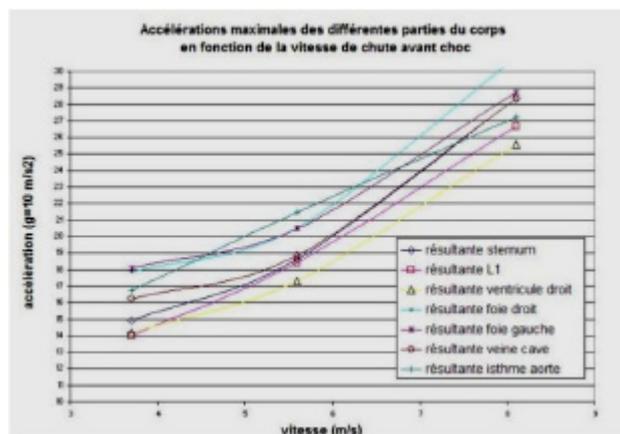


Figure 9 : Diagramme des niveaux d'accélérations maximales en fonction des vitesses appliquées.

Ces artefacts, une fois évalués, sont ensuite considérés comme facteurs correctifs implémentés sur le champ de vitesse. Les résultats ainsi retraités se traduisent par un faisceau de courbes très proches lors de la phase de mise en vitesse (fig. n° 8).

Les déplacements relatifs inter organes, objectivés à la figure n° 10, attestent des notions qui ont fait partie, pendant longtemps, du domaine de l'hypothèse et de la logique. Il apparaît, à la lecture de ces courbes, que les déplacements de la masse hépatique, considérés dans le plan sagittal, se font vers l'avant, du fait de l'énergie cinétique emmagasinée lors de l'impact, ce dont atteste l'éloignement relatif du lobe droit par rapport à la première vertèbre lombaire. Dans un deuxième temps, les courbes se rapprochent puis se croisent, matérialisant le contact intime puis l'écrasement du foie sur le billot rachidien et sur la paroi lombaire dont on connaît la nature ostéo-musculaire en regard de la glande. Ce deuxième temps lésionnel pourrait être favorisé par le retour élastique généré par la compression de la base thoracique et la rigidité relative de la sangle musculaire abdominale en regard de la ceinture de sécurité.

Dans le plan frontal (déplacements en Y), on constate peu de déplacements entre les structures osseuses et le foie (fig. n° 10). En revanche, le lobe droit du foie, pris en tenaille entre la paroi antérieure de la base thoracique

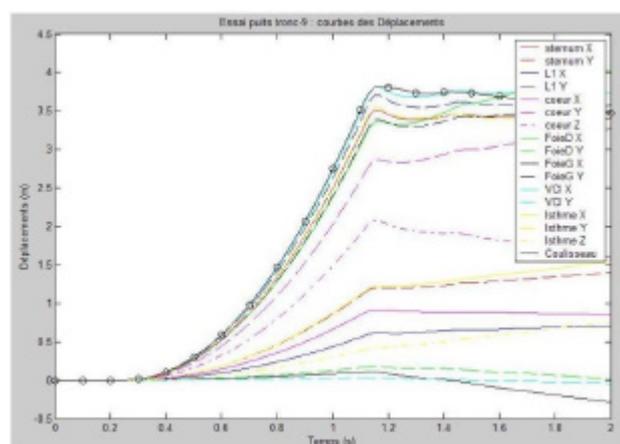


Figure 10 : Courbe des déplacements des capteurs d'accélération pour un essai à 8 m/s.

et le billot vertébral en arrière, la coupole diaphragmatique droite en haut, du fait de la forme conique de son dôme, amorce un mouvement de rotation axiale (effet de toupie).

2) Caractérisation du tissu hépatique

Les courbes de sollicitation en mode quasi-statique du parenchyme hépatique (fig. n° 11 et 12) attestent des limites d'élasticité du foie pour des valeurs voisines de 15 à 18 DécaNewtons. Au-delà de ces valeurs, le tissu hépatique ne retrouve pas sa configuration initiale. Les mêmes constatations sont observables sur les mesures d'élasticité dynamiques fournies par l'échographe (fig. n° 13).

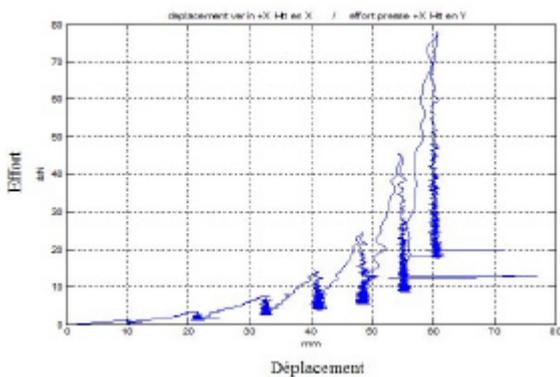


Fig n° 11 : Tests de compression quasi-statique en continu, par paliers successifs.

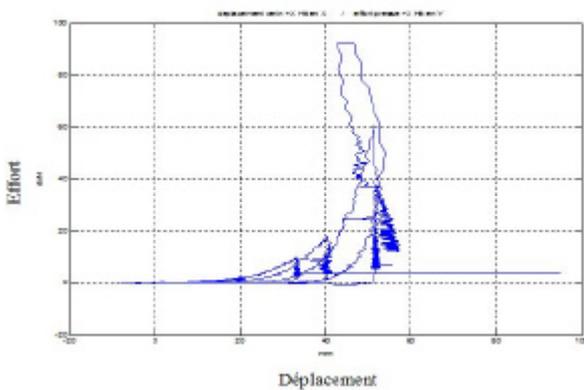


Fig n° 12 : Tests de compression quasi-statique, avec retour à la position initiale à chaque palier d'effort appliqué.

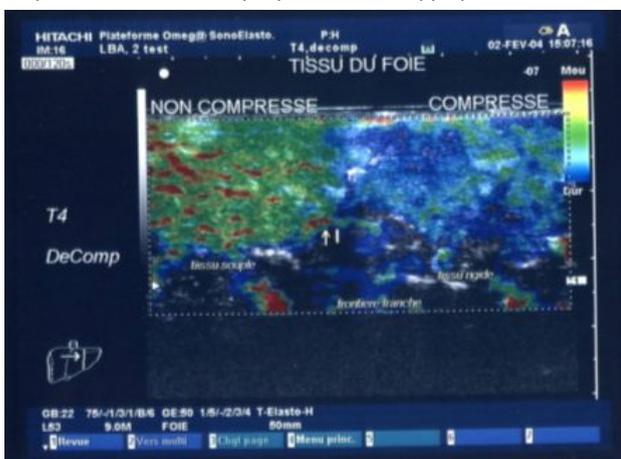


Fig n° 13 : Echographie, en temps réel, du parenchyme hépatique comprimé.

A gauche, le tissu hépatique normal, dans lequel apparaissent des zones d'élasticité en plages denses.

A droite le tissu lésé, dans lequel on ne retrouve aucune zone capable retrouver des valeurs normales d'élasticité.

B – De l'analyse morphométrique

Concernant les variations anthropométriques, nous avons pu les observer tant sur la forme générale du foie que dans les corrélations entre les mesures corporelles et celles des composantes propres de la glande.

Au vu des résultats statistiques, nous pouvons avancer, en particulier, qu'il existe des corrélations morphométriques générales entre le périmètre abdominal et la taille, le poids et le périmètre thoracique. Les mêmes corrélations ont été observées pour le périmètre thoracique par rapport au poids et à la taille.

Plus spécifiquement, la circonférence du lobe droit du foie, dans le plan transversal, est corrélée à la taille, au poids, au périmètre thoracique et au périmètre abdominal. Ceci peut trouver une explication dans le fait que c'est le lobe droit qui est le plus en rapport avec la paroi thoracique par l'intermédiaire de la coupole diaphragmatique droite sur lesquels il se moule. De même, la circonférence du lobe gauche dans le plan transversal est liée au poids et à la taille.

Nous avons remarqué que la circonférence du foie, dans le plan du ligament falciforme, était proportionnelle aux circonférences maximales des lobes droit et gauche de la glande, mesurées dans le plan sagittal. Ces deux dernières mesures étant également corrélées entre elles.

C – Les chocs virtuels

Le modèle numérique a permis, d'une part de reproduire les conditions des chocs réels et de vérifier la cohérence entre les tests grandeur nature et les tests virtuels; d'autre part, il a permis d'imaginer les scénarios les plus

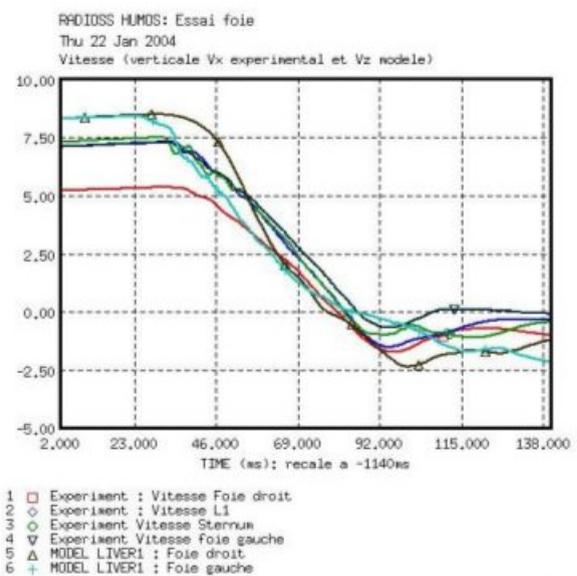


Figure n° 14 : Comparaison des vitesses expérimentales et des vitesses numériques.

divers de traumatismes et leurs conséquences lésionnelles éventuelles.

Les résultats proposés ici (fig n° 14), par comparaison avec les vitesses déduites des accélérations expérimentales, montrent une réponse similaire du modèle tant dans la forme de la courbe, dans son amplitude, que dans la chronologie de son évolution.

Une fois la validation acquise, la simulation numérique offre la possibilité de disposer de données non enregistrables expérimentalement (déformation, contraintes, pressions, cinématique, interaction entre les différents composants) sur l'ensemble des éléments anatomiques et de les suivre pendant toute la durée de l'essai.

L'analyse cinématique du modèle, dans les conditions décrites ci-avant, souligne plusieurs phénomènes importants : un mécanisme de flexion du grill costal qui absorbe une grande partie de l'énergie du choc; l'analyse des courbes de Von Mises appliquées aux composantes osseuses atteste que les niveaux de contraintes atteintes (30MPa) sont bien en dessous des seuils de rupture du tissu osseux (fig n° 15).

Il apparaît que le foie, subi une forte élongation de ses attaches postérieures. De plus, s'agissant d'un tissu déformable, on observe une torsion selon l'axe transversal de l'organe. Cette torsion est majorée par l'inégalité de volume entre les lobes droit et gauches. Cette torsion est matérialisée par le différentiel des vitesses enregistrées au début et à la fin de la phase de décélération (fig. n° 16 et 17). Ce mécanisme précis pourrait, pour son propre compte, être à l'origine de nombreuses ruptures intra parenchymateuses que l'on observe fréquemment sur les coupes tomodensitométriques des polytraumatisés. Pour les autres mécanismes lésionnels, il apparaît que les viscères creux n'ont aucun rôle, les lésions hépatiques n'étant dépendantes que de l'environnement ostéo musculaire, à savoir la paroi abdominale.

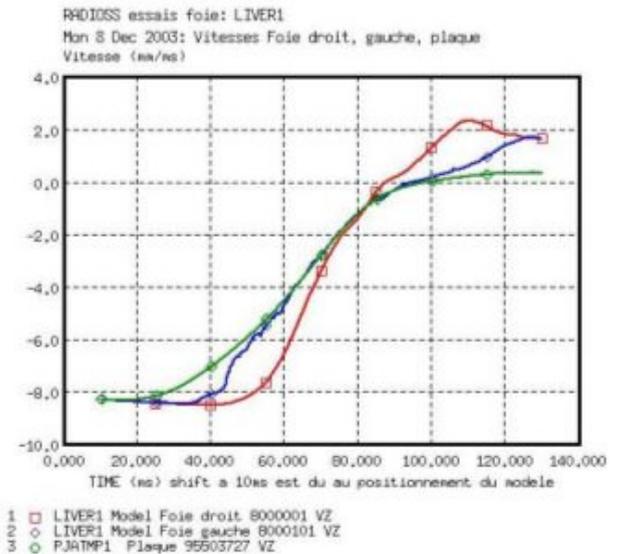


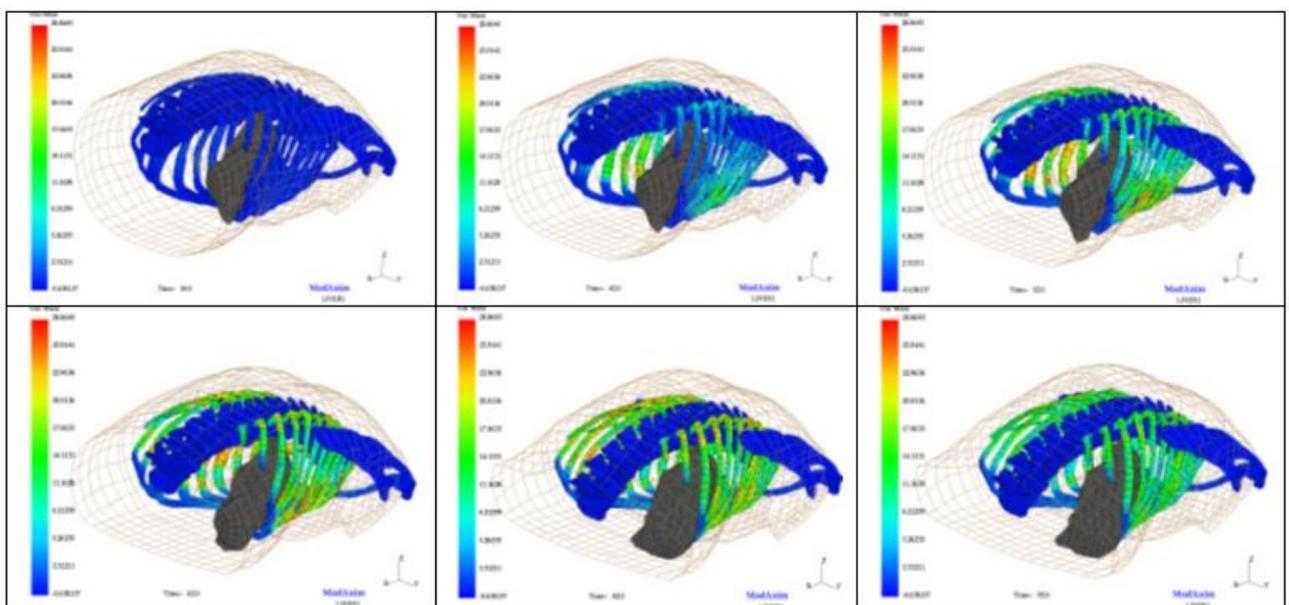
Figure n° 16 : courbes des vitesses du support et des deux lobes du foie.

Discussion

Après les lésions encéphaliques, le parenchyme hépatique est une cause fréquente de mortalité immédiate ou secondaire. Il s'agit, en effet, d'un tissu friable, protégé par une fine capsule décrite par Glisson. L'opérateur sait combien sa palpation « appuyée » est susceptible d'engendrer des zones d'attrition très hémorragiques.

Les mécanismes lésionnels ont été élaborés, pour certains à partir des données fournies par les relevés d'accidents de la route, les enquêtes cliniques issues de services d'urgences chirurgicales, pour d'autre à partir de supputations fondées sur des notions d'anatomie descriptive des attaches du foie et de son environnement (25). Ainsi, en matière d'accidents de la route, il a été

Figure n° 15 : Courbes de Von Mises sur les structures osseuses et cartilagineuses



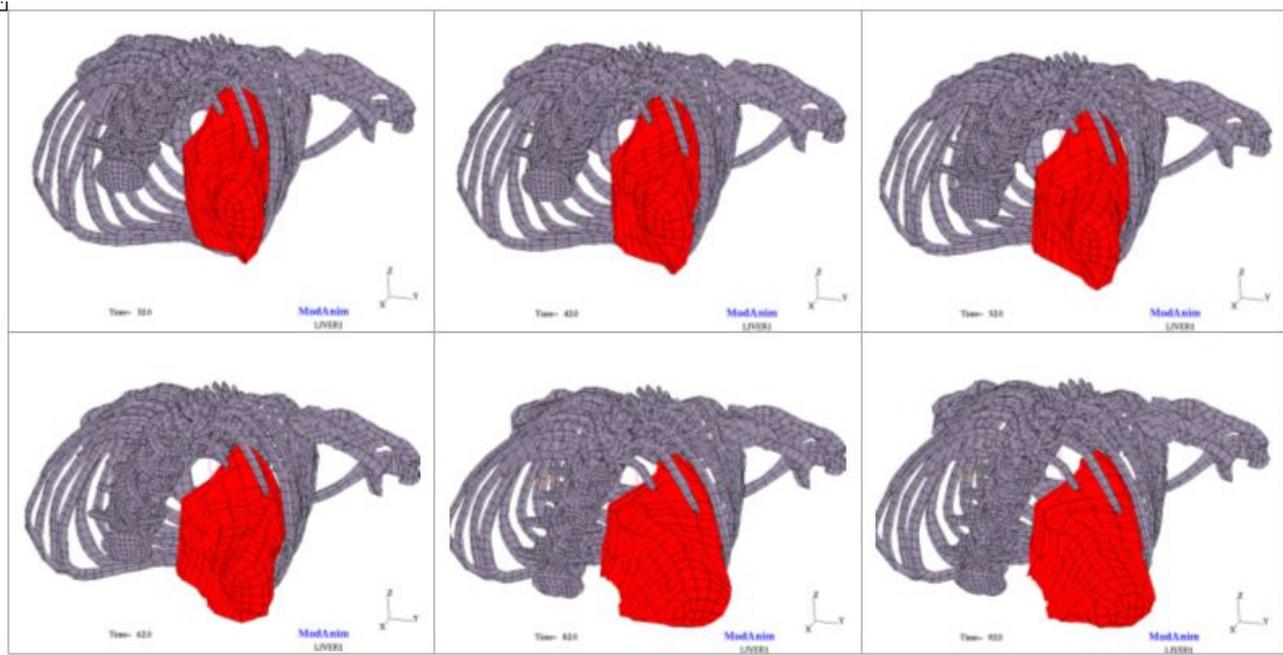


Figure n° 17 : mécanismes de torsion axiale du foie lors de la décélération. Vue inférieure du modèle virtuel

rapporté, sans qu'une véritable preuve scientifique n'ait étayé cette affirmation, que le port de la ceinture de sécurité a modifié la nature des lésions abdominales en cas de chocs frontaux (26) et que la ceinture diagonale serait, pour son propre compte, responsable d'écrasement par compression (27-30). De même, en comparant la densité des ligaments postérieurs du foie et de la capsule de Glisson, certains auteurs ont déduit l'existence d'une rupture située à la jonction de deux résistances différentes (2).

La dissection de 60 foies et de leurs attaches nous a apporté la notion de gradation dans les limites extrêmes de résistance aux fortes décélération. En effet, dans un premier temps, pour une décélération de faible intensité, les deux feuillets du ligament coronaire (droit plus souvent que le gauche, du fait de la masse dominante du lobe droit), qui ne sont que la ligne de réflexion du péritoine viscéral avant que ce dernier tapisse le diaphragme (feuillelet supérieur) ou la paroi lombaire (feuillelet inférieur), utilisent, au maximum de leur capacité, leurs réserves d'allongement. Lors de fortes décélération, du fait de la restitution de l'énergie cinétique amenant le foie de l'arrière vers l'avant, puis inversement, ces ligaments deviennent un agent de décapsulation en défaveur du parenchyme hépatique sous jacent qui est moins adhérent que ne le sont les constituants de la paroi abdominale (muscles lombaires et diaphragmatiques). C'est alors que, ces fragiles attaches étant décollées, les seules amarres restantes sont les veines sus-hépatiques, dans leur zone de fragilité, c'est à dire le court segment libre, situé entre la portion protectrice intra parenchymateuse du vaisseau et l'abouchement dans la veine cave inférieure.

A ces notions s'ajoutent celles des enregistrements intra-corporels fournis par les accéléromètres et les très nombreuses données issues du modèle numérique.

C'est ainsi que nous avons pu démontrer le rôle majeur des interactions observées entre le foie et la paroi abdominale et celui des mouvements de bascule et de torsion axiale du foie, à l'origine des blessures. Les traumatismes virtuels permettent de créer des conditions extrêmes au moyen de vitesses qu'il ne serait pas possible d'atteindre dans les conditions de crash tests habituels. Un autre avantage, longtemps resté dans le domaine de l'imaginaire, est celui de pouvoir reproduire, à l'infini, sur le même modèle expérimental, des incidences de chocs extrêmement variées.

Envisagé sur le plan de ses caractéristiques tissulaires, le foie est un matériau viscoélastique, parfois décrit comme poro-élastique, en raison de la forte présence de sang (9-12, 31). Connaître le comportement mécanique de cet organe nécessite d'établir les relations entre contrainte et déformation lorsque le matériau est soumis aux forces de compression, de cisaillement ou de torsion. Il s'agit alors d'évaluer les composantes élastiques et visqueuses c'est à dire la façon dont il va dissiper de l'énergie (augmentation de la raideur, retard sur le retour élastique) lorsqu'il est sollicité. Les travaux présentés dans la littérature se sont principalement basés sur l'utilisation d'échantillons (appelés éprouvettes) prélevés sur le tissu hépatique (10 et 11). Si ces méthodes permettent d'accéder précisément aux relations contraintes/déformations locales, elles peuvent altérer, lors du prélèvement, l'intégrité de la structure et donc modifier son comportement mécanique global. C'est pourquoi, afin de compléter cette approche, nous nous sommes orientés vers une étude des caractéristiques mécaniques du matériau en utilisant des techniques de mesure de déformation in situ de l'organe dans son ensemble.

Parmi les rares études biomécaniques ayant porté sur le foie, une étude tchèque (31) a tenté d'individualiser des

paramètres spécifiques au parenchyme et à la capsule de Glisson et de reproduire, sur mannequin les déplacements de la rate et du foie lors d'une forte décélération. Cependant, toutes les expérimentations ont été faites sur des éprouvettes de tissu hépatique et non sur du foie entier, de sorte que les résultats sont entachés d'un biais scientifique évident. En revanche, ce travail a eu le mérite de reconnaître l'absence totale de bio fidélité des mannequins

Des analyses en morphométrie, il en est ressorti des corrélations entre les mesures corporelles d'ensemble et les mesures des viscères abdominaux. On peut ainsi prévoir un modèle virtuel adapté à chaque variété morphologie humaine. L'énorme capacité d'adaptation des modèles numériques ajoutera à la finesse et à la pertinence des accidents virtuels. Par exemple, à tel morphotype correspondra un niveau spécifique de vulnérabilité de tel ou tel élément embarqué à bord d'une voiture encore au stade de prototype virtuel.

Conclusion

Les traumatismes virtuels du foie sont désormais accessibles grâce aux différents travaux débutés, dans

notre laboratoire, en 1978. Ceux-ci ont concerné les études cinématiques réalisées sur cadavres humains, corrélées aux données cliniques recueillies en traumatologie de la route, les études biomécaniques du tissu hépatique et son comportement, in situ, lors de fortes décélération. Toutes ces données ont permis, à partir de coupes d'un cadavre mis en position de conduite, de créer un « homme virtuel » capable d'être soumis à différents accidents virtuels. Connaissant les limites de la tolérance au choc du foie, selon l'incidence de l'impact et les vitesses appliquées, il est possible de déterminer les limites au-delà desquelles un composant de véhicule devient dangereux alors que l'on se trouve encore au stade virtuel de sa conception,

Remerciements à :

Claude CAVALLERO, Max PY et Franck MEYER (Service technique LBA)

Dr. Véronique VITTON, Dr. Sara BRADJANIAN (Service de Gastro-entérologie Pf. J.C. GRIMAUD – Hôp. Nord. Marseille)

Corinne BRICOUT et Patrick ESMIEU de la Société HITACHI MEDICAL SYSTEMS, pour leur compétence et leur aide précieuse.

Références

1. La Sécurité Routière en France, 2002, a documentation française, DF : 5 7070-2 ISBN : 2-11-005408-5
2. Brunet C., Sielezneck I., Thomas P., Thirion X., Sastre B., Fariße J. Treatment of hepatic trauma with perihepatic mesh: 35 cases. *The Journal of Trauma*, 1994, 37(2):200-203
3. Brunet C., Sielezneck I., Thomas P., Thirion X., Sastre B., Fariße J. Place actuelle du Filet Péri-Hépatique Résorbable. A propos d'une série de 105 traumatismes du foie. *Ann. Chir.*, 1995, 49 (4):275-280.
4. G. Winckler Manuel d'anatomie topographique et fonctionnelle ; Masson Ed. (Paris), 1974.
5. Thollon L., Behr M., Cavallero C., Brunet C. Finite Element Model of Thoracic Member in Side Impact, *Archives of Physiology and Biochemistry*, 2001, 109:p110.
6. Behr M., Arnoux P.-J., Serre T., Bidal S., Kang H.S., Thollon L., Cavallero C., Kayvantash K., Brunet C. A human model for road safety: from geometrical acquisition to model validation with Radioss. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, Vol 6 n°4, 2003, pp263-273.
7. Serre T., Brunet C., Bidal S., Behr M., Ghannouchi S.-E., Chabert L., Durand F., Cavallero C., Bonnoit The seated man: geometry acquisition and three-dimensional reconstruction. *J. Surgical and Radiologic Anatomy*, n°24, 2002, pp382-387.
8. Arnoux P.-J., Behr M., Thollon L., Kayvantash K., Cavallero C., Brunet C. Lower limb finite element model for injury biomechanics from model design to virtual trauma evaluation. IXth International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics, Sydney, Australia, June 2003, 7p.
9. Holmes M.H. Finite deformation of soft tissue: Analyse of a mixture model in uni-axial compression. *J. of Biomechanical Engineering*, Vol. 108, pp. 372-381, 1986.
10. Dan D., PhD Caractérisation mécanique du foie humain en situation de choc. Thèses de Sciences, Paris 1999.
11. Dan D., Flaud P. Elaboration d'une méthode de caractérisation mécanique sur foie. Démarche expérimentale. *Archives of Physiology and Biochemistry*, vol. 106, suppl. B, p. 185. 1998.
12. Fung Y.C. *Biomechanics : Materials properties of living tissue*. Springer Verlag, 1993.
13. Yamada H. *Strength of biological materials*. Krieger Press 1970
14. Haut R.C., Nahum A.M. and Melvin J.W. *Biomechanics of soft tissues, Accidental Injury – Biomechanics and Prevention*. Springer-Verlag, 1993; 224-246
15. Lizee E., Robin S., Soong E., Bertholon N., Le Coz J. Y., Besnault B., Lavaste F. Proc Development of a 3D finite element model of the human body. *Stapp Car Crash Conf., SAE no 983152*, 1998, pp. 215-238.
16. Arnoux P.J., Chabrand P., Jean M., Bonnoit J A visco-hyperelastic model with damage for the ligaments of the knee under dynamic constraints. *International Journal on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2002; Vol. 5 (2), 167-174.
17. Cavanaugh J.M., Nyquist G.W., Goldberg S.J., King A. I. Lower abdominal tolerance and response. *SAE, Paper N° 861878*.
18. Viano C. V. Biomechanical responses and injuries in blunt lateral impact. *SAE Paper N° 892432, Proceedings of the 33th Stapp Car Crash Conference*, 1989, pp. 113-142.
19. Dikansky M. Les différents types de forme et de position des organes du corps humain. *Bull.Mem. Soc. Anat. Paris*, 1925, vol 95, pp13-22
20. Senegas J., Rigaud A. Etude de l'angioarchitecture du foie humain et de ses variations en fonction de la forme et de l'orientation de ce viscère. *Bull. Ass. Anat* (1969), 143 :1535-1544.
21. Caix M., Outrequin G., Cubertafond P., Descottes B. Région thoraco-abdominale et type morphologique. *Bull. Ass. Anat.* (1970), vol 149, pp 501-518.
22. Caix M., Cubertafond P., Outrequin G. Projection pariétale du bord antérieur du foie chez l'adulte (étude statistique). *Bull.Ass. Anat.*, (1970), vol 148, pp 295-311.
23. Caix M., Outrequin G., Cubertafond P. Contribution à l'étude des variations morphologiques du foie en fonction de l'ontogénèse. *CR Bull.Soc.Anat.*, (1970), vol 149, pp 692-712.
24. Rosset E., Brunet C., Meunier B., Marie P.A., Di Marino V., Argeime M., Fariße J. Anatomic basis of the liver for the development of a perihepatic prosthesis. *Surg.Radiol.Anat.*

- (1995), vol 17, pp 1-5.
25. Les traumatismes du foie – rapport de l'AFC – 98° Congrès Français de Chirurgie – Arnette Blackwell 15-25.
 26. Observatoire National Interministériel de Sécurité Routière. Les dispositifs de retenue pour enfants en 1994. Utilisation et efficacité. Sécurité Routière. La documentation routière Ed. 1994.
 27. Contoslavos DL, Laposata E.A. Sagittal liver transection –an injury from improperly worn shoulder harness seatbelts : a report of two cases. J. Trauma, 1992; 33, (4), 637-640.
 28. Crespy G., Dufreineix O. Hépatectomies gauches spontanées par la ceinture de sécurité. Presse Med., 1985 ; 14, (5), p 281.
 29. Lechaux J.P., Poinard J.P., Ravaut Y., Asseraf J., Boulakia C. Les traumatismes de l'abdomen par ceinture de sécurité. Nouv. Presse Med. 1981; 10, (41), 3385-88.
 30. Vinard J.L., Brichon P.Y., Ohanessian J.H., Maudrux G., Latreille R. Quelques lésions rares provoquées par la ceinture de sécurité. J. Chir., (Paris), 1983 ; 120, (1), 41-45.
 31. Stingl J., Bacá V., Cech P., Kovanda J., Kovandova H., Mandys V., Rejmontova J., Sosna B. Morphology and some biomechanical properties of human liver and spleen. Surg. Radiol. Anat; 2002; (24), 285-289.

Discussion

Question de JL RIBARDIERE

Si j'ai bien compris, 2 facteurs interviennent dans les lésions hépatiques :

- 1- L'écrasement du grill costal par la ceinture de sécurité : ne faudrait-il pas remplacer ces ceintures par un système rigide de protection ?
- 2- Quelle est la part de l'énergie cinétique, proportionnelle à la vitesse acquise, dans l'arrachement des veines sus hépatiques.

Réponse de Ch BRUNET

1- L'écrasement du grill costal ne peut être protégé par un système rigide, sauf à disposer d'une sorte de coque, qui aurait ses inconvénients propres. Heureusement les airbags compensent ces mécanismes. Il n'en reste pas moins qu'il faut continuer les recherches sur la texture des ceintures, surtout leur largeur et leurs zones d'appui, à la fois sur le thorax, l'abdomen, et le pelvis.

2- L'énergie cinétique absorbée lors du choc ($\frac{1}{2} mV^2$) entraîne la masse hépatique vers l'avant, pendant trois milli-secondes, période pendant laquelle la portion intra-parenchymateuse des veines sus-hépatiques se dissocie du court segment terminal de ces mêmes veines sus-hépatiques, entraînant des lésions d'arrachement. De plus, pendant la phase numéro 2 du traumatisme, au cours de laquelle le foie accuse un mouvement de rotation, autour du billot rachidien, c'est la veine sus-hépatique droite qui est la plus sollicitée, dans un mécanisme de torsion et de traction vers la gauche.