
Modélisation numérique du pancréas. Accidentologie virtuelle

A.ABOUKASSEM, M. LLARI, A. LABE, P.J. AR-
NOUX, T. SERRE, P. ALLIOT, P. ORSONI, S.V.
BERDAH, V. MOUTARDIER, O. EMUNGANIA, S.
AGOSTINI, C.BRUNET
Service de Chirurgie générale et digestive
Hôpital Nord
Chemin des Bourrelly
13915 MARSEILLE cedex 20

Correspondance :
Adnan Aboukassem
Service de Chirurgie générale et digestive
Hôpital Nord
Chemin des Bourrelly
13915 MARSEILLE cedex 20

Résumé

Les lésions du pancréas demeurent celles les plus graves en accidentologie routière. Peu de publications les relatent et l'étude des mécanismes lésionnels induits résultait surtout de constatations anatomiques et cliniques. Connaître leurs mécanismes pourtant est une étape essentielle à une meilleure prévention. Les chirurgiens traumatologues sont peu documentés pour en parler, du fait de l'absence quasi-totale de matériel expérimental utilisable jusqu'à ces dernières années.

Après avoir réalisé une reconstruction 3D du pancréas et de son environnement, une modélisation par maillage numérique a permis de réaliser un modèle virtuel du pancréas doté des propriétés biomécaniques spécifiques à sa texture et à sa position pré-vertébrale, le rendant très performant lors des essais de « crash tests » virtuels.

Ainsi obtenues, ces procédures permettent de multiplier à l'infini les incidences de choc, les vitesses, les décélérations et les contraintes subies par le viscère. Il devient alors plus aisé d'analyser les mécanismes lésionnels et de proposer des modifications des différents moyens de protection, voire de proposer des orientations nouvelles de recherche en accidentologie.

Mots clés : Segmentation / reconstruction 3D / méthode de lissage / maillage / élément fini.

Introduction

Bien que les équipements de sécurité des véhicules soient de plus en plus sophistiqués, les traumatismes des régions abdominales décrits dans l'accidentologie clinique restent nombreux. Qu'il s'agisse de chocs frontaux ou latéraux, les lésions des organes de la région abdominale sont souvent très sévères. Si l'on se focalise bien souvent sur les organes les plus exposés au traumatisme fermé dont la fréquence de blessure est élevée, des organes tels que le pancréas présentent une fréquence plus faible, entre 0.4 et 1% chez l'adulte [Akhrass et al. 1997, De Angelis et al. 2000, Mayer et al. 2002], avec une forte prédominance masculine où l'âge moyen des patients est de 30 ans [Olah et al. 2003, Blocksom et al. 2004, Akhrass et al. 1997]. Néanmoins, on peut constater la gravité de ce traumatisme avec un taux de mortalité entre 20 et 22.5% [Mayer et al. 2002, Tyburski et al. 2001, De Angelis et al. 2000, Kiss et al. 2001, Blocksom et al. 2004] et un taux

Abstract

Pancreas digital modeling. Virtual accidentology

Pancreas injuries appear to be the most serious in road accident. Few data are available in literature and studies of organs injury mechanisms were classically provided by clinical and anatomical studies. However, knowledge of these mechanisms remains an essential step for road safety improvement. Trauma surgeons, because of a lack of experimental studies, cannot have guidelines for prevention and treatment.

A 3D pancreas and surrounding tissues reconstruction was performed and a numerical modelization permitted to obtain a pancreas virtual model with specific biomechanic characteristics induced by texture and prevertebral localization. These characteristics allow studies using virtual "crash test".

Thus, these procedures permit to perform analysis of pancreas speed, deceleration and trauma. Study of injury mechanisms is consequently improved and modification of prevention procedures and accidentology research can be proposed.

Keywords: Segmentation / 3D reconstruction / smoothing method / mesh / finite element.

de morbidité très élevé (23 -54%), [Mayer et al. 2002, De Angelis et al. 2000, Farrell et al. 1996, Tyburski et al. 2001, Blocksom et al. 2004] et jusqu'à 62,2% dans les formes graves [Lin BC et al., 2004].

Cette morbidité et mortalité élevée s'explique par :

- 1- le risque hémorragique, lié à son rapport anatomique très étroit avec le système porte, le tronc coeliaque et ses branches, ainsi que le pédicule mésentérique supérieur ;
- 2- le risque infectieux et inflammatoire, lié aux lésions duodénales, du wirsung et du cholédoque ;
- 3- le retard de diagnostic qui accentue la gravité de ce traumatisme. [Bradley et al. 1998, Olah et al. 2003, Haulik et al. 2001].

La compréhension du mécanisme lésionnel d'un traumatisme reste une étape essentielle pour la prévention, le diagnostic et également pour le traitement. L'étude de ces mécanismes lésionnels n'est pas toujours facile, surtout

quand il s'agit d'un organe d'accessibilité difficile, comme le pancréas. Les mécanismes les plus observés actuellement, qui expliquent l'origine de ces lésions du bloc duodéno-pancréatique au cours d'un accident de la voie publique, sont les décélérations violentes avec un impact contre le volant ou la ceinture de sécurité (mécanisme d'écrasement). Ce sont des constatations basées sur les données anatomiques et les examens cliniques effectués sur les personnes victimes d'un accident de la route.

Si l'expérimentation seule ou la connaissance clinique ne permet pas aujourd'hui de proposer une description fiable des mécanismes lésionnels, la simulation numérique [Brunet et al. 2004, Thollon et al. 2001, Behr et al. 2003, Serre et al. 2002] apparaît comme un outil complémentaire qui, une fois validé, permet d'accéder à une estimation fiable du mécanisme de blessure. Ainsi, les simulations faites avec le modèle HUMOS, ont permis de montrer, l'importance des mouvements relatifs des organes (en particulier le foie). Si dans le modèle HUMOS, le pancréas n'a pas été intégré en tant qu'élément (ce qui constitue en soi une erreur anatomique), la région du pancréas est particulièrement sollicitée que ce soit pour des chocs directs ou de fortes décélérations. Les effets mécaniques induits sont essentiellement des sollicitations en compression et cisaillement qui sont accentuées par la présence en arrière du rachis (figure 1).

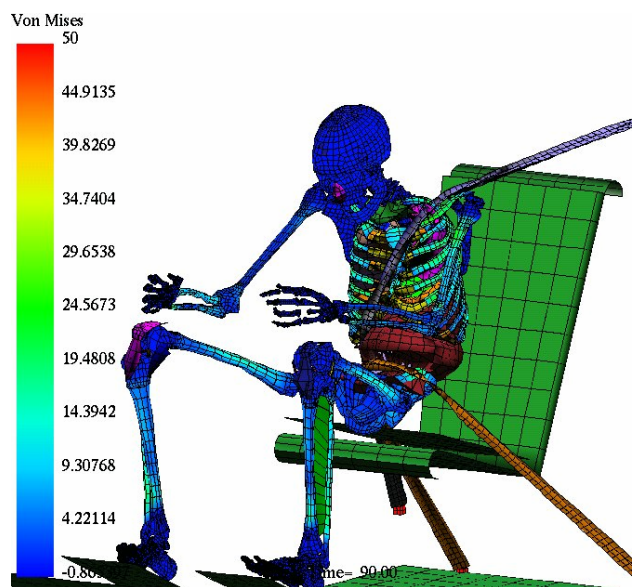


Figure 1 : Illustration de l'influence de la ceinture de sécurité en choc frontal avec pénétration

Sur la base des résultats précédemment obtenus au sein du Laboratoire de Biomécanique Appliquée, il apparaît aujourd'hui fondamental de proposer une modélisation très fine des organes de l'abdomen et en particulier du pancréas qui n'a pas été décrit jusqu'ici. Une des étapes essentielles à la modélisation est la reconstruction 3D et le maillage du pancréas qui est abordé dans cet article. Elle porte sur la mise en œuvre d'un modèle de toutes les structures anatomiques dont les fonctions mécaniques et physiologiques sont susceptibles d'être altérées lors d'un choc (le bloc duodéno-pancréatique y compris le wirsung et le cholédoque, le système porte, le tronc coeliaque et

ses branches principales, le pédicule mésentérique supérieur, le pédicule hépatique).

Matériels et méthodes

Lors de la simulation de chocs, il est nécessaire de pouvoir disposer de modèles fiables du corps humain afin de prédire les lésions que celui-ci subit lors d'un choc. Ainsi, un des critères essentiels de ces modèles éléments finis réside dans la définition géométrique sur laquelle ils s'appuient c'est-à-dire leur « bio fidélité ».

Principes de segmentation - reconstruction

Ce processus de reconstruction géométrique peut être décomposé en plusieurs phases :

- une première phase ayant pour objectif l'acquisition de données géométriques sur le corps humain et leur analyse ;
- une deuxième phase concernant la reconstruction 3D proprement dite des différents éléments anatomiques que l'on souhaite modéliser ;
- une troisième phase traitant ces reconstructions afin d'établir les maillages en éléments finis permettant les simulations numériques.

Ce processus peut parfois être lourd à mettre en place et par conséquent être coûteux en temps. Toutefois, il peut être rendu performant si il est effectué par des procédés de traitement automatique ou semi automatique [Bidal et al. 2002].

Concernant la première phase, l'acquisition des données s'appuie généralement sur des techniques d'imagerie médicale (radiographies, examens scanner, IRM, coupes anatomiques ...) ou encore sur des mesures réalisées directement sur le corps humain (biométrie, bras articulé 3D, ...). L'analyse de ces données brutes est alors souvent réalisée par des personnes expertes du domaine médical (anatomistes, chirurgiens, ...). Elle consiste la plupart du temps à appliquer des algorithmes de traitement d'image pour extraire les contours 2D des éléments à modéliser. Cette opération, appelée aussi « segmentation », consiste à trouver des zones homogènes dans une image. Elle est utile pour des besoins de différenciation ou de reconnaissance. Les contours peuvent être détectés par seuillage ou reconnaissance de textures en appliquant des méthodes de segmentation ou de filtrage par exemple [Coster et al. 89, Cocquerez et al. 95].

Une fois les fichiers de contours validés, la deuxième phase constituant la reconstruction 3D proprement dite peut débuter (figure 2).

Elle fait appel à des méthodes mathématiques avancées et de nombreuses méthodes de génération d'objets 3D à partir de leurs contours 2D existants. Parmi elles, citons les méthodes basées sur la triangulation de Delaunay [Boissonnat & Geiger 1992, George & Borouchaki 1997], les méthodes basées sur la déformation de maillages simplex [Delingette 1997] et enfin les méthodes basées sur l'algorithme du marching cube [Lorenson & Cline 1987, Bidal et al. 2002].

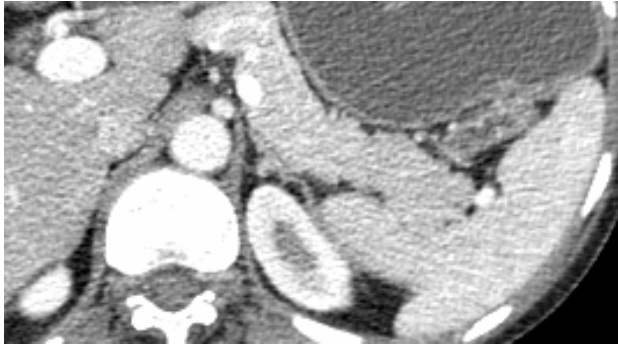


Figure 2 : coupe de scanner focalisé sur le pancréas et le pédicule hépatique

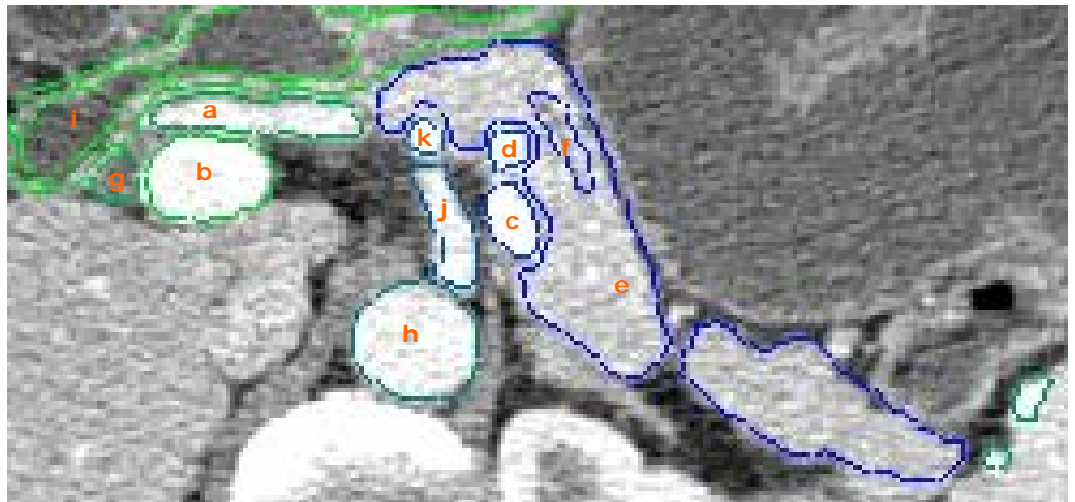


Figure 3 : Superposition des contours et de l'image Scanner. Sur cette vue sont proposés : l'artère hépatique (a), la veine porte (b), la veine splénique (c), l'artère splénique (d), le pancréas (e), le wirsung (f), le cholédoque (g), l'aorte (h), le duodénum externe et interne (i), le tronc coeliaque (j), la veine gastrique gauche (k).

Enfin, dernière phase du processus, la réalisation du maillage en éléments finis. Ce travail s'effectue à partir de la CAO 3D fourni lors de la phase précédente. Bien souvent réalisés manuellement, les maillages peuvent toutefois être générés de manière quasi automatique [Bidal et al 2002]. Ces maillages doivent se rapprocher le plus fidèlement possible du modèle anatomique utilisé comme donnée de départ puisqu'ils seront spécifiquement utilisés pour des simulations dans un objectif de prédiction de lésions. Cette tâche est tout aussi délicate que les autres puisqu'elle nécessite plusieurs choix cruciaux influant sur la qualité des simulations. En effet, cette dernière dépendra en particulier du type d'éléments que l'utilisateur aura choisi (surfacciques, volumiques, triangulaires, quadrangulaires, hexaédriques ...) et de la « qualité » des éléments [Frey et al. 2000]. Les critères de qualité d'un maillage pourront alors se baser sur la dimension des éléments, leurs angles minimal et maximal, leurs distorsions, leurs proportions (longueur, largeur, épaisseur)... Bien entendu, le nombre d'éléments et la précision des maillages devront être un compromis avec les temps de calcul des simulations.

Le cas du pancréas : de l'examen scanner à la géométrie puis au maillage optimisé.

La reconstruction faite du Pancréas s'inscrit dans le cadre d'un projet de modèle global du corps humain [Labe et al. 2006]. Pour cela, nous avons utilisé le scanner d'une femme volontaire de type 50^{ème} percentile âgée d'une trentaine d'années, dont la pathologie n'était pas de nature à fausser l'interprétation des données. C'est un scan-

ner injecté avec un temps artériel et portal, avec des coupes fines dont le pas physique est de 1.2mm, interpolé à 0.6mm (figure 2). L'ensemble des éléments anatomiques qui constituent le Pancréas a été identifié sur 205 coupes de scanners.

Les contours sont ainsi assemblés pour définir des surfaces qui sont automatiquement maillées avec des éléments mixtes (trias et quads). Ce travail a été possible par un logiciel de segmentation et de traitement de l'image médicale développé au sein du Laboratoire de Biomécanique Appliquée dans le cadre des travaux de S. Bidal. La qualité du maillage « primaire » ainsi obtenu dépend du pas de coupe initialement utilisé et des paramètres de traitement des contours dont en particulier la division de l'espace qui est liée avec les longueurs caractéristiques des éléments pour chaque objet géométrique. Ainsi pour décrire une forme géométrique aussi complexe que le pancréas nous avons été amenés à définir un maillage « primaire » de longueur caractéristique de l'ordre de 0.3 mm.

Les structures suivantes ont été reconstruites :

1-l'artère splénique, 2-le tronc coeliaque, 3-l'artère mésentérique supérieure, 4-l'artère hépatique, 5-l'artère pylorique (gastrique droite), 6-l'artère gastrique gauche, 7-l'artère gastro-duodénale, 8-la veine porte, 9-la veine splénique, 10-la veine mésentérique supérieure, 11-la veine gastrique gauche, 12-le cholédoque, 13-le wirsung, 14-le duodénum, le pylore et la partie inférieure de l'antra (interne et externe), 15-pancréas. (figure 4)

Notre objectif étant de décrire avec précision les mécanismes lésionnels, nous nous devons de réaliser un maillage

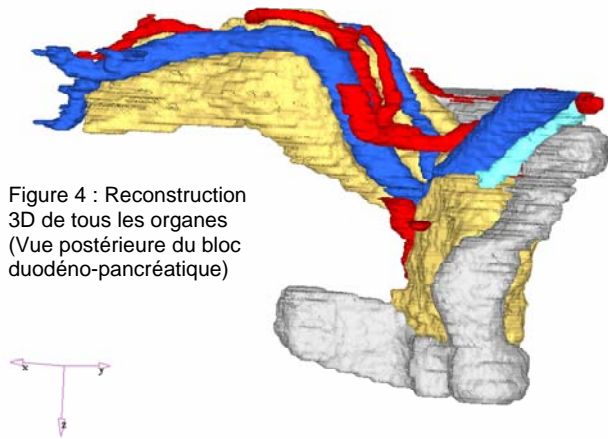


Figure 4 : Reconstruction 3D de tous les organes (Vue postérieure du bloc duodéno-pancréatique)

assez fin pour être capables de modéliser entre autres des structures aussi petites que des vaisseaux sanguins et le wirsung. La finesse du maillage ne doit pas non plus être trop grande car elle ralentit considérablement le temps du calcul et peut être à l'origine d'instabilités numériques. Compte tenu des puissances de calculs disponibles nous avons opté pour un maillage assez fin (l'ordre de grandeur des éléments étant du millimètre) pour décrire les mécanismes d'endommagement et de rupture nécessaires pour les besoins de description anatomique. Nous avons choisi d'utiliser des mailles triangulaires et tétraédriques afin d'optimiser la mise en œuvre du maillage puis de réduire les problèmes de distorsion des éléments (warping) ce qui annule des phénomènes numériques générés par le solveur.

Si le maillage « primaire » des éléments anatomiques propose une description géométrique cohérente des objets anatomiques, en revanche il n'est pas pertinent et exploitable pour le calcul. Il est donc nécessaire de corriger les anomalies telles que des non linéarités géométriques et des plis non cohérents avec l'anatomie du Pancréas et de ses composants.

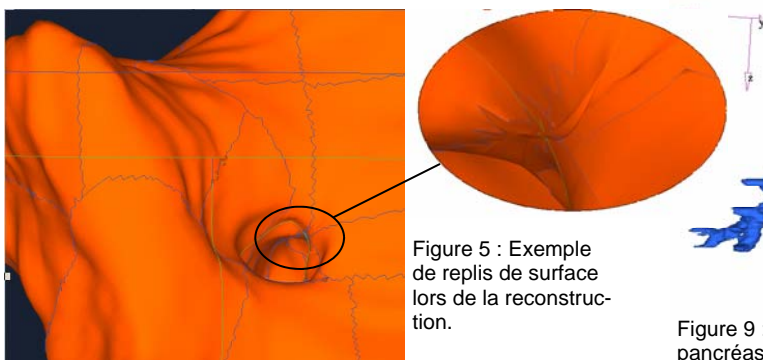


Figure 5 : Exemple de replis de surface lors de la reconstruction.

Les différentes structures ont été traitées séparément les unes après les autres avant d'être rassemblées et exploitées. Les dimensions et les positions de chaque objet sont déterminées lors du traitement des images scanner afin qu'ils puissent se placer naturellement les uns par rapport aux autres.

Résultats

Une première étape nous a permis d'obtenir des reconstructions géométriques tridimensionnelles :

Figure 6 : Vue antéro-latérale du bloc duodéno-pancréatique « sans le système porte et sans la paroi musculaire de duodénum »

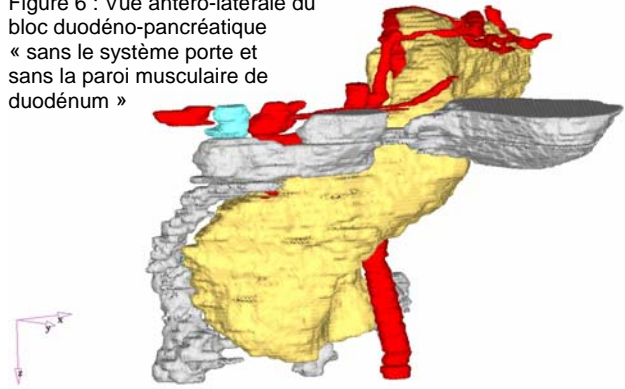


Figure 7 : Vue postéro-latérale sans le système porte et sans la paroi musculaire de duodénum

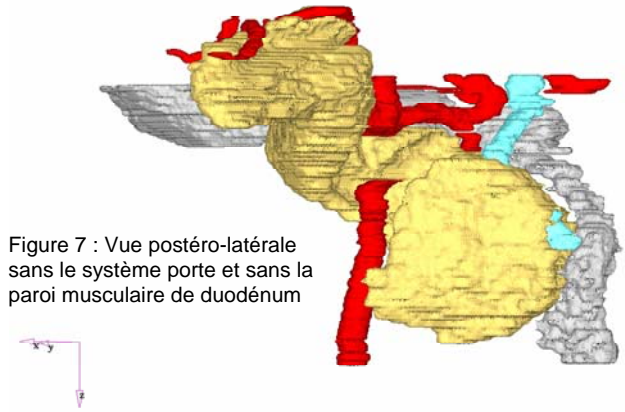


Figure 8 : Vue postérieure du wirsung, le cholédoque et la muqueuse duodénale

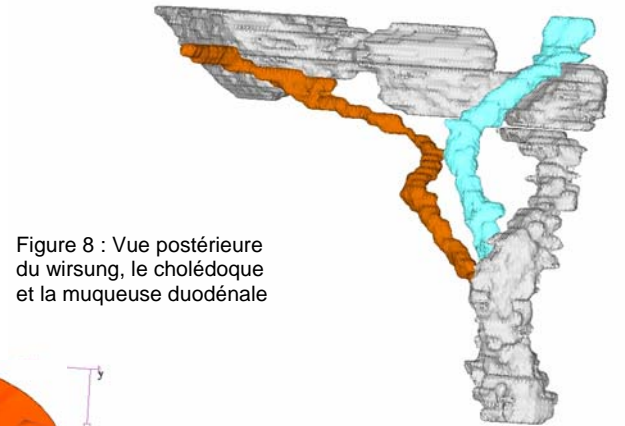
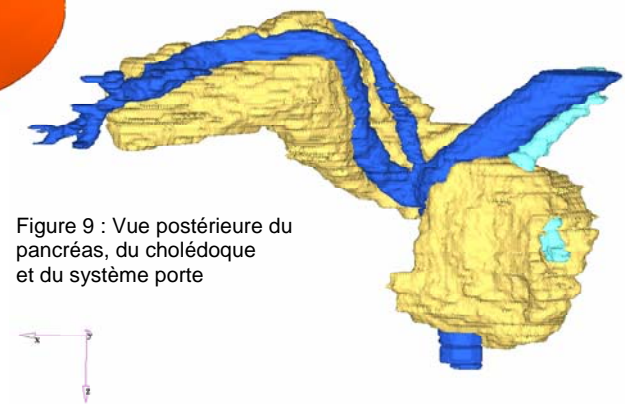


Figure 9 : Vue postérieure du pancréas, du cholédoque et du système porte



Une deuxième étape a permis de réaliser le maillage du pancréas par des éléments triangulaires puis tétraédriques. Ce maillage est obtenu par traitement de surface (smoothing methods), qui permet de supprimer les non linéarités géométriques. Cette optimisation du maillage assure le meilleur compromis entre une représentation

géométrique aussi fine que possible et une représentation d'un modèle éléments finis exploitable et stable avec nos outils numériques à venir.

Cette deuxième étape sera suivie de l'implémentation des propriétés biomécaniques dans le modèle numérique de l'organe, puis il sera intégré dans notre modèle de corps humain virtuel afin de pouvoir réaliser des crash-tests virtuels.

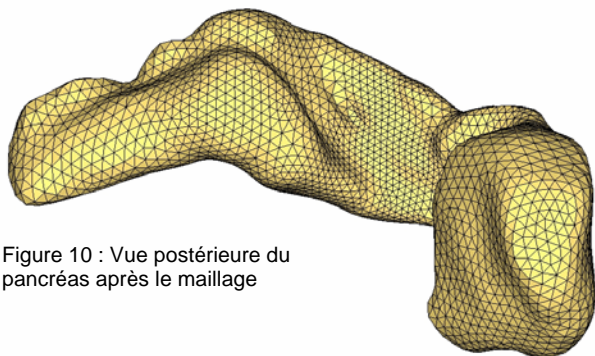


Figure 10 : Vue postérieure du pancréas après le maillage

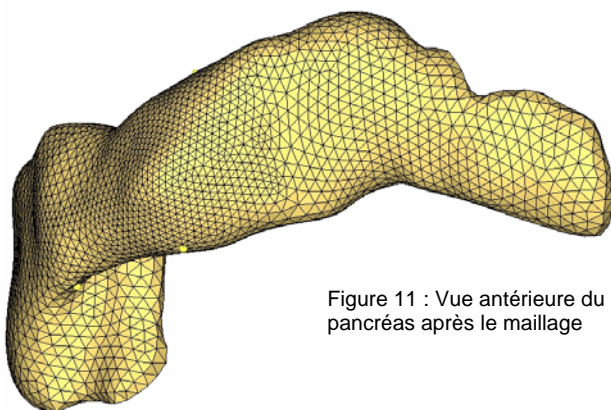


Figure 11 : Vue antérieure du pancréas après le maillage

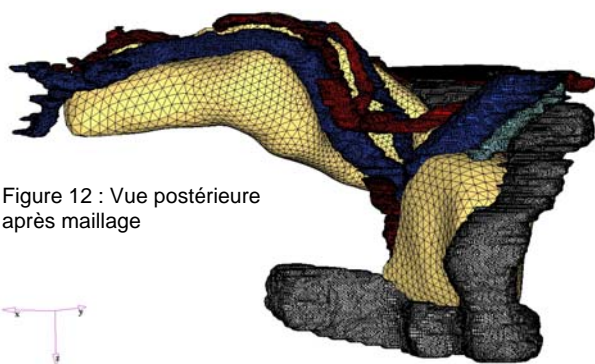


Figure 12 : Vue postérieure après maillage

Discussion – Conclusion

Ce modèle a été réalisé à partir d'images scanner avec des coupes très fines, ainsi la reconstruction des petits vaisseaux (artère pylorique, veine et artère gastrique gauche, artère gastro-duodénale) et surtout le canal de wirsung avec l'ampoule de VATER (éléments nécessaires pour la « classification de Lucas » des traumatismes de pancréas – [Lucas, 1977] ont pu être représentés.

La reconstruction de l'arcade céphalique du pancréas n'a pas pu être réalisée, ainsi que la veine mésentérique inférieure. Le scanner qui a été réalisé sans balisage, et la résolution des images acquises rendent difficile l'inter-

prétation des contours de la muqueuse et de la face interne du duodénum. Un scanner complémentaire permettrait de compléter les informations et d'adapter les éléments anatomiques obtenus au maillage initial par des méthodes de krigeage. La principale difficulté rencontrée lors de cette recherche est liée à l'identification précise des contours du pancréas. Ainsi l'utilisateur, même le plus averti, ne peut suivre exactement la géométrie d'une coupe à l'autre. La conséquence de cette imprécision de l'utilisateur se retrouve dans l'aspect bosselé de la géométrie. Les techniques d'optimisation de surface et de correction de maillage a posteriori apparaissent comme une solution idéale à condition qu'elle soit validée par l'anatomiste.

Les étapes découlant de ce travail seront tout d'abord, l'intégration par interprétation anatomique du péritoine postérieur et du fascia d'accolement (non disponible sur les scanners actuels (Treizt et Toldt) et enfin l'intégration complète du complexe pancréatique dans l'abdomen avec la modélisation de son système d'attache. Ensuite le comportement viscoélastique avec endommagement (friable et fragile) sera implémenté de la même manière que le modèle développé par Arnoux (2001) et identifié à partir d'essais expérimentaux de caractérisation. Enfin, ce nouveau modèle pourra être placé en situation de choc pour évaluer les traumatismes virtuels de cette région.

Références

1. Brunet C., Serre T., Cheynel N., Arnoux P.J., Thollon L., Masson C., Tropiano P., Berdah SV., Dervichian M., Alliot P., Orsoni P., Poitout D., Les traumatismes virtuels du foie : apport des essais expérimentaux en sollicitation dynamique et de la modélisation numérique. *acad-chirurgie/ememoires* 2004 ; 3(1) : 73-82
2. Blocksom JM, Tyburski JG, Sohn RL, Williams M, Harvey E, Steffes CP, Carlin AM, Wilson RF. Prognostic determinants in duodenal injuries. *Am Surg.* 2004;70(3):248-55
3. Tyburski JG, Dente CJ, Wilson RF, Shanti C, Steffes CP, Carlin A. Infectious complications following duodenal and/or pancreatic trauma. *Am Surg.* 2001;67(3):227-31.
4. Lin BC, Chen RJ, Fang JF, Hsu YP, Kao YC, Kao JL. Management of blunt major pancreatic injury. *J Trauma.* 2004;56(4):774-8.
5. Thollon L., Behr M., Cavallero C., Brunet C. Finite Element Model of Thoracic Member in Side Impact, *Arch Physiol Biochem*, 2001; 109: 110.
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*, 2003; 6(4): 263-73.
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. Surg Radiol Anat* 2002; 24:382-7.
8. Labe A., Arnoux P.J., Behr M., Kayvantash K., Brunet C. Advanced Finite Element Model to Simulate Pelvic Failure Process, 2006, 7th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering
9. Cocquerez J.P., Philipp S. (1995) Analyse d'images : filtrage et segmentation, Ed. Masson
- 10.
11. Coster M., Chermant J.L. (1989) Précis d'analyse d'images, Presse du CNRS
12. S. Bidal, T. Serre, K. Kayvantash, M. Fieschi, J. Bonnoit (2002) Semiautomatic 3D reconstruction and meshing of organs from 2D contours, Actes du 7ème Congrès Numérisation 3D – Human Modelling, 24-25 Avril 2002 Paris – 7p – HARBOUR

13. Boissonat JD & Geiger B (1992) Three dimensional reconstruction of complex shapes based on the Delaunay triangulation. Rapport INRIA N°1697
14. Lorensen W, Cline H Marching cubes : A high resolution 3D surface construction algorithm. Computer Graphics 1987; 21:163-9.
15. Delingette H (1997) General object reconstruction based on simplex meshes. Rapport INRIA n°3111.
16. P. Frey, P.L. Georges (2000), " Maillages ", Hermes Science
17. Bradley EL 3rd, Young PR Jr, Chang MC, Allen JE, Baker CC, Meredith W, Reed L, Thomason M. Diagnosis and initial management of blunt pancreatic trauma: guidelines from a multiinstitutional review. Ann Surg. 1998; 227(6):861-9.
18. Dubois J, Porcheron J, Lacroix M, Menaoui N. Isolated pancreatic neck rupture] Ann Chir. 2001;126(9):863-8. French.
19. Olah A, Issekutz A, Haulik L, Makay R. Pancreatic transection from blunt abdominal trauma: early versus delayed diagnosis and surgical management. Dig Surg. 2003;20(5):408-14.
20. Mayer JM, Tomczak R, Rau B, Gebhard F, Beger HG. Pancreatic injury in severe trauma: early diagnosis and therapy improve the outcome. Dig Surg. 2002; 19(4):291-9
21. De Angelis P, Bergaminelli C, Pastore S, Giardiello C, Salzano A, Vecchio G. [Duodenal and pancreatic injuries] Minerva Chir. 2000 ;55(4):239-45. Italian.
22. Kiss L, Remescu A. [Injuries to the duodenum and pancreas in 42 operated cases] Chirurgia (Bucur). 2001;96(1):23-35. Romanian.
23. Haulik L, Toth B, Issekutz A, Gartner B. [Pancreatic injury in blunt abdominal trauma: early versus late diagnosis and surgical management] Magy Seb. 2001;54(5):309-13. Hungarian.
24. Farrell RJ, Krige JE, Bornman PC, Knottenbelt JD, Terblanche J. Operative strategies in pancreatic trauma. Br J Surg. 1996;83(7):934-7.
25. Akhrass R, Yaffe MB, Brandt CP, Reigle M, Fallon WF Jr, Malangoni MA. Pancreatic trauma: a ten-year multi-institutional experience. Am Surg. 1997;63(7):598-604.
26. 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. Vol. 5 (2), pp. 167-174, 2002
27. Lucas CE diagnosis and treatment of pancreatic and duodenal injury. Surg Clin North Am 1977

Discussion

Intervention de H Bismuth

Je voudrais vous demander si le fait de faire cette modélisation sur un seul scanner ne risque pas d'entraîner une limitation des interprétations des conséquences lésionnelles des simulations de traumatismes que vous étudiez.

Réponse de A Aboukassem

Plusieurs essais ont été réalisés sur des morphotypes différents, cependant :

- 1-nous avons délibérément choisi le scanner d'une patiente de 50ème percentile, dont le bloc duodéno-pancréatique représente la forme anatomique la plus fréquemment rencontrée.
- 2-selon nos connaissances des traumatismes du pancréas, nous pensons que les sites des variations anatomiques du bloc duodéno-pancréatique (la papille, le crochet du pancréas, le rapport entre le hile splénique et la queue du pancréas) ne jouent pas un rôle primordial dans les mécanismes lésionnels, puisque la position du pancréas (par rapport aux rachis, l'aorte, la veine cave inférieure, la veine porte et ses affluents, le foie. etc.) est invariable ou peu variable.
- 3-ce modèle sera validé après comparaison avec les autres modèles expérimentaux qui ont été effectués au sein de notre laboratoire et qui regroupent des morphotypes différents.

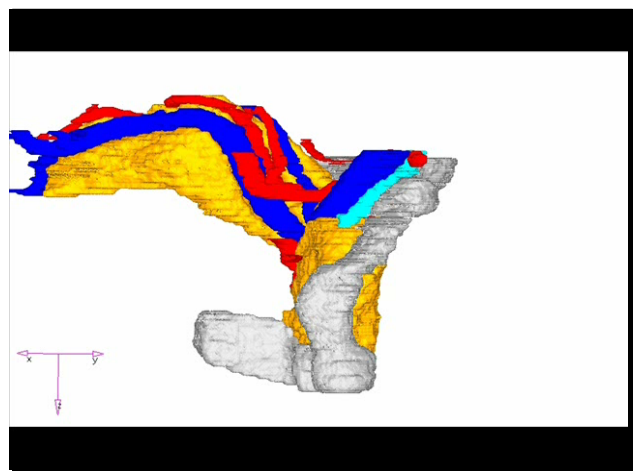
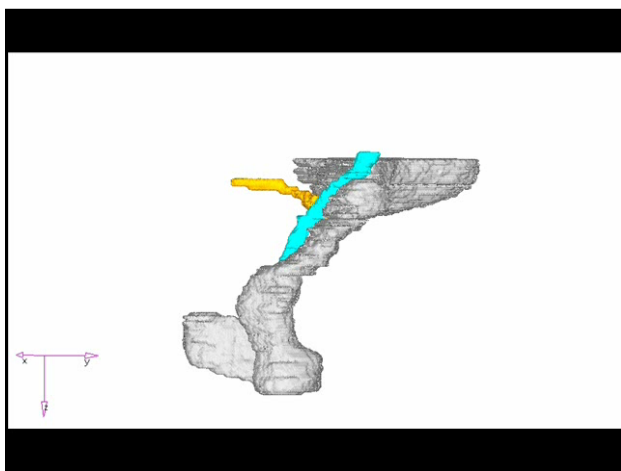
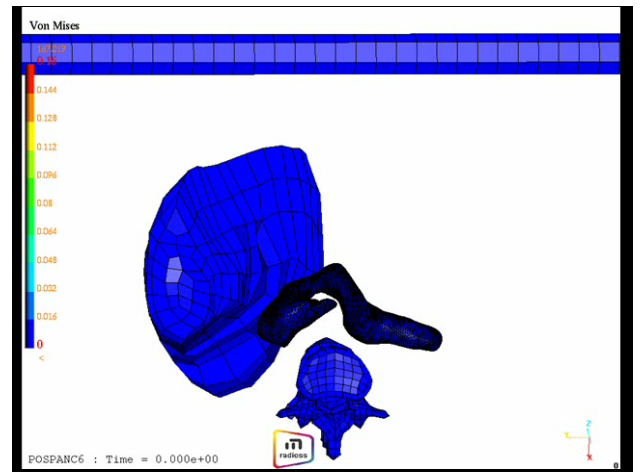
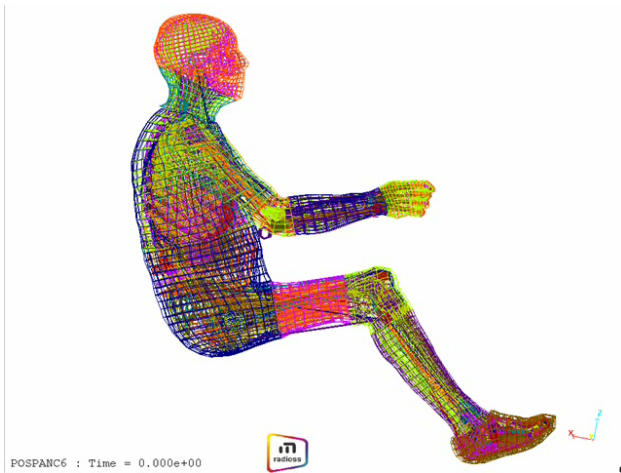
Intervention de J Marescaux

Merci de définir l'étape de transfert des paramètres de l'imagerie médicale en paramètres de réalité virtuelle. Pourquoi n'utilisez-vous pas les logiciels de reconstruction automatique et semi automatique actuellement disponibles en France (INRIA et IRCAD).

Réponse de A Aboukassem

- 1-Dans notre expérience, nous avons constaté de nombreuses erreurs de calcul sur des reconstructions, acquises après le traitement des images avec ces logiciels.
- 2-Ces logiciels utilisent la méthode de seuillage (utilisant des limites de densité radiologique entre l'organe ciblé et son entourage); ce qui n'est pas le cas pour des structures telles que le Wirsung, la muqueuse duodénale et gastrique, le parenchyme pancréatique... etc.

Ces logiciels, certes séduisants, ne permettent donc pas une reconstruction discriminative de la totalité du duodénum et de la totalité de la tête du pancréas, pris séparément, ce qui est indispensable à l'analyse des comportements biomécaniques spécifique à chaque élément anatomique.



Vidéos

Application de notre modèle dans le domaine de la traumatologie: l'impact d'un guidon ou d'un volant dans la région épigastrique d'un conducteur.

- 1) Vue globale de l'accident.
- 2) Effet de cet impact sur le pancréas; on constate en fin de l'épreuve que la tête du pancréas est soumise à une force différente que celle du corps et du queue; ce qui explique la survenue fréquente des fractures de l'isthme pancréatique dans ce genre de trauma.
- 3) Reconstruction du Wirsung (en couleur jaune), du cholédoque (bleu) et de la muqueuse de l'antre et du duodénum.
- 4) Vidéo du bloc duodéno-pancréatique en 3D.