

CARACTERISATION DES TISSUS DU VIVANT, IDENTIFICATION DE LOIS DE COMPORTEMENT

Y. Tillier Mines-ParisTech, PSL-Research University, CEMEF – Centre de mise en forme des matériaux, CNRS UMR 7635, CS 10207 rue Claude Daunesse, 06904 Sophia Antipolis Cedex, France. Téléphone : 04 93 95 75 63, Télécopie : 04 92 38 97 52, Adresse électronique : yannick.tillier@mines-paristech.fr

Mots clés : Biomécanique, caractérisation mécanique des matériaux du vivant, lois de comportement, analyse inverse, éléments finis

1. CONTEXTE

Il y a différents moyens de classer les matériaux, selon leur architecture atomique et moléculaire par exemple, leur état, leur origine, leur comportement, etc. La propriété fondamentale qui nous intéresse ici est de savoir s'ils sont ou non issus du vivant. De cette propriété dépendent en effet les essais mécaniques qui servent à caractériser leur comportement mécanique et les procédures de dépouillement associées à ces essais qui mèneront à l'identification des paramètres des lois de comportement qui les caractérisent. L'étude du comportement d'un matériau vivant présente un double intérêt : mieux comprendre comment fonctionne un organe ou un tissu pour mieux le réparer ou le remplacer dans le cas d'une lésion (implantologie, prothèse) ou pour modéliser son comportement le plus fidèlement possible au sein d'un simulateur, que ce soit dans le cadre d'une chirurgie ou médecine assistée par ordinateur (planification opératoire, chirurgie augmentée, simulateurs à visée pédagogique ...) ou de tout autre type de simulation (prévention routière, balistique ...). Pour ce qui est des simulateurs chirurgicaux, force est de constater qu'ils ont toujours du mal à s'imposer, hormis dans quelques niches telles que la planification d'intervention en neurochirurgie ou en implantologie dentaire. La raison majeure à cela est que ces simulateurs sont encore trop souvent considérés comme grossiers et qu'ils demeurent en deçà du seuil de réalisme qui en ferait de véritables outils de réalité virtuelle (Satava, 2001). C'est dans ce contexte que nous avons développé un certain nombre d'outils, tant expérimentaux que numériques, dont l'objectif commun est de permettre une meilleure caractérisation du comportement mécanique des tissus du vivant et de proposer des lois de comportement représentatives de ce comportement afin d'enrichir les codes de calculs numériques. Si des essais mécaniques conventionnels peuvent parfois être utilisés pour caractériser le comportement mécanique des matériaux vivants, les limitations qu'ils peuvent présenter nécessitent très souvent de les adapter. Outre les questions classiques que l'on peut se poser lorsque l'on est amené à caractériser le comportement d'un matériau, l'expérimentation en biomécanique soulève un certain nombre de problématiques nouvelles (d'ordre technique ou éthique par exemple) qui imposent de réaliser des compromis sur les essais et des hypothèses quant à la généralisation des résultats obtenus. En particulier, il est délicat de caractériser le comportement à rupture d'un tissu humain *in vivo*. Nous sommes également en droit de nous poser la question quant à la validité des propriétés établies *in vitro*. Dans un cadre bien défini, l'expérimentation animale peut le permettre, mais on obtient alors des propriétés associées au modèle animal qui n'est pas nécessairement représentatif du tissu humain. A ces questions qui sont au cœur même de la biomécanique s'ajoutent celles relatives à la variabilité des données inter- et intra- individuelles.

2. ETAT DE L'ART

2.1 Les essais normalisés

Un essai mécanique est une expérience qui sert notamment à caractériser les lois de comportement des matériaux, relations mathématiques visant à en modéliser le comportement. Celles-ci établissent

généralement une relation entre les contraintes et les déformations. La déformation d'une pièce dépend de sa forme, de la manière avec laquelle les efforts extérieurs sont exercés sur elle, de la durée de la sollicitation et de l'environnement dans lequel elle se trouve (température, taux d'humidité, etc.). Les essais mécaniques peuvent intéresser de nombreux acteurs, et doivent par conséquent être reproductibles (identiques d'un échantillon d'un même matériau à un autre) et transportables (identiques d'un laboratoire à un autre). Des normes ont été créées pour garantir le respect de ces règles. Elles définissent la forme de l'échantillon (éprouvette normalisée) et comment les efforts sont exercés sur lui (essai normalisé). Il est également important de recourir à un élément de volume représentatif du matériau. Ainsi la taille caractéristique minimale de l'éprouvette dépendra du type et de la taille des hétérogénéités que l'on y trouve. La question se pose d'autant plus dans le cadre des matériaux issus du vivant. C'est le cas notamment des tissus osseux, selon que l'on souhaite en connaître les caractéristiques micro- ou macroscopiques ainsi que des muscles du fait de la présence de fibres musculaires. Nous verrons plus loin que cela explique en partie la très grande variabilité des caractéristiques mécaniques des matériaux biologiques dans la littérature. Le dépouillement des essais consiste le plus souvent à transformer les courbes « force-déplacement » enregistrées au cours de l'essai en courbes « contrainte-déformation ». La vitesse et la température auxquelles on déforme un matériau peuvent influencer son comportement. Il est généralement conseillé de solliciter le matériau dans des conditions aussi proches que possible de celle à laquelle il sera soumis au cours de sollicitations réelles ou d'un calcul de dimensionnement ultérieur. Le choix de la direction dans laquelle la sollicitation est appliquée peut également s'avérer déterminante. Il conditionne très souvent le domaine de validité des lois de comportement identifiées.

2.2 Les essais spécifiques aux matériaux issus du vivant

Une revue de la littérature permet de classer les essais spécifiques aux matériaux issus du vivant en deux catégories selon qu'ils sont réalisés *in vivo* ou *ex vivo*. Elles présentent toutes deux des avantages et des inconvénients. Les essais *in vivo* offrent le plus grand réalisme, l'organe ou le tissu étudié étant dans son environnement naturel. En revanche, il faut être attentif à la présence de phénomènes parasites liés par exemple à la contraction musculaire ou à la circulation sanguine. La prise en compte de ces artefacts est parfois possible mais elle augmente considérablement la complexité de l'essai. Ces essais ne sont pas obligatoirement synonymes d'essais non-invasifs ou atraumatiques même si sur des tissus humains ces aspects devront être privilégiés. Les bancs d'essais (traction, compression, torsion) utilisés pour caractériser le comportement mécanique de matériaux traditionnels ne peuvent bien évidemment pas être utilisés *in situ*. Les quelques cas reportés dans la littérature ont nécessité pour la plupart la mise au point d'outils spécifiques. On notera par exemple les travaux de Brown et al. (2001) ayant conduit à la mise au point d'une pince endoscopique motorisée permettant d'évaluer le comportement d'organes intra-abdominaux. Exclusivement utilisée sur le modèle animal, elle a permis de mettre en évidence le comportement élastique non-linéaire du foie et de l'intestin grêle. Les contraintes de taille principalement peuvent rendre la lecture des résultats de l'essai délicate et la miniaturisation de l'instrumentation rendre les mesures moins précises. Un autre système de caractérisation des propriétés mécaniques des tissus mous, par aspiration, a été mis au point par Kauer et al. (2002). Le profil du tissu aspiré, supposé lié à son élasticité, pouvait être lu grâce à un ingénieux système de miroir. Si elle donne des résultats concluants sur des tissus peu rigides comme le foie, cette technique peut plus difficilement permettre de caractériser le comportement de tissus plus rigides, comme les muscles. Pour des raisons parfois légales et éthiques mais principalement techniques, les essais *in vivo* sur des tissus biologiques demeurent donc relativement rares dans la littérature, à l'exception peut-être de ceux effectués sur la peau. Les essais *ex vivo* présentent quant à eux l'énorme avantage de pouvoir tester les échantillons de tissus à l'aide d'essais mécaniques classiques et ainsi d'identifier de nombreux paramètres relatifs au comportement des matériaux étudiés. Leur inconvénient majeur réside dans le prélèvement de l'échantillon lui-même qui risque grandement d'en modifier les propriétés. Il n'est pas non plus toujours évident, voire autorisé, de pouvoir déplacer des tissus d'origine biologique dans un laboratoire d'essais. Même s'il a été démontré qu'il existait des différences de comportement entre

des mesures réalisées *in vivo* et *ex vivo* (Brouwer, 2001), ces derniers restent tout de même parmi les plus répandus dans la littérature. On notera par exemple les travaux relatifs à la caractérisation mécanique du comportement de la langue humaine à l'aide d'un essai d'indentation (Gérard et al., 2005) ou encore celui d'anévrismes aortiques grâce à des essais de gonflement (Avril et al. 2010). Outre ces essais spécifiques, des machines d'essais (traction uni- et bi-axiale, compression) adaptées au comportement des tissus biologiques en terme de mors, de sensibilité ou permettant un maintien optimal des conditions de température et d'hydratation des tissus sont proposées sur le marché.

2.3 Procédures d'identification

L'approche classique de l'identification des paramètres rhéologiques nécessite, pour traduire les résultats expérimentaux (forces, couples, allongements ...) en données intrinsèques aux matériaux, l'utilisation de modèles analytiques. Les hypothèses nécessaires à l'établissement de ces modèles sont souvent restrictives quant au mode de déformation et au champ de température. Elles limitent généralement l'analyse à des essais lents et présentant des taux de déformation homogènes et observables. Pour des sollicitations complexes, il est souvent impossible de relier grandeurs technologiques et mécaniques (force et tenseur des contraintes, déplacement et tenseur des déformations) sans ambiguïté. Il est donc apparu nécessaire de développer des modèles d'analyse rhéologique plus complets et rigoureux, rendant l'identification des paramètres rhéologiques plus flexible et, si possible, plus systématique : c'est le cas de l'identification par analyse inverse, qui repose sur le couplage de la modélisation des essais expérimentaux (généralement par éléments finis) et d'un module d'optimisation. Les paramètres sont obtenus en minimisant l'écart entre le calcul et l'expérience (fonction objectif). Elle permet ainsi d'éviter la formulation d'hypothèses trop fortes.

2.4 Lois de comportement applicables aux matériaux issus du vivant

Si les os sont généralement modélisés à l'aide de modèle élastiques linéaires, il est admis que les tissus biologiques mous présentent un comportement non-linéaire (parfois dépendant de la vitesse de sollicitation). Le cadre des petites déformations est souvent inadéquat puisqu'ils peuvent généralement subir des déformations très importantes (plusieurs centaines de pourcents). Si une façon simple, pour modéliser le raidissement des tissus mous avec l'augmentation de la déformation, consiste à considérer un comportement bilinéaire nécessitant l'identification de modules d'Young par morceaux, en partant du postulat qu'une transformation élastique est réversible, il est possible de définir des lois de comportement élastiques non-linéaires. Ce comportement hyperélastique s'exprime le plus souvent sous la forme d'une énergie de déformation Ψ . Il existe de nombreux potentiels hyperélastiques conduisant à différentes lois de comportement plus ou moins complexes. Parmi les lois hyperélastiques isotropes et compressibles classiques, on trouve la forme polynomiale générique suivante :

$$\Psi = \sum_{i+j=1}^n C_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j \quad (1)$$

I_1 et I_2 sont les premiers et seconds invariants du tenseur de Cauchy-Green et C_{ij} les paramètres du matériau. A partir de cette forme générique, on retrouve un certain nombre de lois habituellement utilisées dans le cadre de l'hyperélasticité :

$$\text{Modèle néo-Hookéen : } \Psi = C_{10} (I_1 - 3) \quad (2)$$

$$\text{Modèle de Mooney-Rivlin : } \Psi = C_{10} (I_1 - 3) + C_{01} (I_2 - 3) \quad (3)$$

Une autre forme classique est la loi de Ogden, qui, dans un cas isotrope s'exprime sous la forme :

$$\text{Modèle d'Ogden : } \Psi = \sum_{i=1}^n \frac{2\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3) \quad (4)$$

Ici, μ_i et α_i sont des paramètres matériaux, λ_1, λ_2 et λ_3 correspondant aux allongements dans les directions principales. Les tissus mous fibreux justifient quant à eux un traitement spécifique du fait de la présence en leur sein de fibres réparties autour d'une ou plusieurs directions privilégiées (fibres de collagène noyées dans une matrice d'élastine par exemple) leur conférant un comportement

anisotrope. Pour prendre en compte cette dispersion, Gasser et al (2006) ont introduit un tenseur de structure H qui projette le tenseur macroscopique des déformations sur la microstructure :

$$H = \frac{1}{4\pi} \int_{\varpi} \rho(n)n \otimes n d\varpi \quad (5)$$

ρ est la densité de fibres suivant la direction n et ϖ la sphère unité.

3. TRAVAUX PERSONNELS : AVANCEES

Les paragraphes suivants illustrent un certain nombre de tentatives de caractérisation de tissus du vivant, en insistant plus particulièrement sur ce qui rend les essais délicats, sur la nécessité d'employer ou de développer des outils spécifiques et sur les méthodes mises en œuvre pour identifier les paramètres rhéologiques d'un certain nombre de tissus.

3.1 Caractérisation mécanique de l'os cortical mandibulaire par analyse inverse d'un essai de compression

S'il est un domaine qui peut largement bénéficier de la simulation numérique, c'est celui de la chirurgie maxillofaciale, en particulier dans le cadre de l'implantologie. En pratique clinique, la pose d'implants dépend principalement de l'expérience de l'opérateur, ce qui conduit à une grande variabilité de résultats. Une meilleure connaissance de la répartition des contraintes au sein de l'os après mise en charge des implants dentaires, pourrait permettre d'en optimiser la forme, le nombre et le positionnement. Pour modéliser le comportement de la mâchoire et de la mandibule en particulier, il est important d'alimenter les modèles numériques avec des lois de comportement représentatives des tissus osseux. Tous les os du corps n'assurent pas la même fonction. C'est cette fonction qui conditionne les propriétés mécaniques que doit avoir l'os. Il est donc a priori impropre d'évoquer un comportement mécanique unique des os. On pourra au mieux parler du comportement mécanique d'une famille d'os. Il faudra également différencier le comportement en fonction du type d'os (spongieux ou cortical) auquel on s'intéresse. Ceci peut expliquer en partie la grande disparité de modules d'Young trouvés dans la littérature pour l'os (Odin et al., 2010). Une étude bibliographique montre que le type d'essai mécanique (compression, flexion 3 points, méthodes acoustiques ...) peut également influencer la valeur du module d'élasticité (en particulier si l'essai est confiné). La taille des éprouvettes utilisées pour caractériser le matériau est aussi un point critique. Certains auteurs (Hofmann et al., 2006) ont caractérisé l'os au niveau de l'ostéon (unité structurale élémentaire cylindrique dont l'association forme l'os cortical). Ces résultats ont parfois été extrapolés à l'échelle macroscopique, ce qui a conduit aux modules d'élasticité les plus élevés. Les méthodes de conservation des échantillons peuvent également modifier les résultats des essais. Un os conservé dans du liquide physiologique, à température ambiante se comportera différemment d'un os sec conservé par congélation. Enfin, l'âge du sujet sur lequel le prélèvement est effectué doit également être pris en compte. C'est tout particulièrement le cas pour la mandibule, sachant que chez un sujet édenté ou ostéoporotique la perte de qualité et de quantité osseuse peut être conséquente. Ainsi, rien que pour l'os cortical mandibulaire, les valeurs de module d'élasticité relevées dans la littérature s'étalent entre 1,5 et 30 GPa ! Cette variabilité nous a incités à proposer une nouvelle méthodologie d'étude du module d'Young de l'os cortical mandibulaire en maîtrisant chacun des aspects cités précédemment (Odin et al., 2010). Pour réaliser ultérieurement des simulations prédictives en implantologie dentaire, nous nous sommes placés à l'échelle macroscopique, en focalisant notre démarche sur l'os cortical. Une identification des paramètres par analyse inverse a été nécessaire de façon à pouvoir travailler sur des échantillons non standardisés. Lors de la mastication, l'implant tendant à solliciter l'os mandibulaire principalement en compression, l'essai de compression s'est avéré le plus pertinent. Neuf mandibules ont été prélevées sur des cadavres frais de cinq femmes et quatre hommes (âge moyen de 79,55 ans), conservés à -20°C , à l'institut d'Anatomie Normale de la faculté de Médecine de Nice. Les prélèvements d'échantillons ont été effectués dans le respect des règles éthiques et de sécurité. Chaque mandibule a été prélevée sans les tissus mous environnants ; des échantillons d'os cortico-spongieux d'environ 20 mm ont été obtenus à l'aide d'une fraise Lindemann montée sur un moteur, sous un sérum salé (9%0) afin de limiter au maximum

l'endommagement par échauffement. Chaque mandibule prélevée a ainsi été divisée en 4 à 6 échantillons (Figure 1). Chaque pièce a été évidée (suppression de l'os spongieux). Les échantillons d'os ont été conservés dans une glacière avant leur passage au scanner, durant leur transfert au laboratoire et avant leur test mécanique.



Figure 1. Préparation des échantillons

Des coupes tomodensitométriques ont été réalisées pour chaque échantillon (épaisseur des coupes de 600 μm , espacées de 300 μm) de façon à pouvoir reproduire ultérieurement leur modèle géométrique par segmentation d'images. Les échantillons prélevés sur les mandibules ont été soumis à un essai de compression sur une machine d'essai pneumatique Instron® 1121. Le capteur de force choisi était de 10 kN. Nous y avons adjoint un extensomètre de type LVDT. Les échantillons osseux ont été testés dans plusieurs directions (Figure 2a) de façon à vérifier leur anisotropie éventuelle.

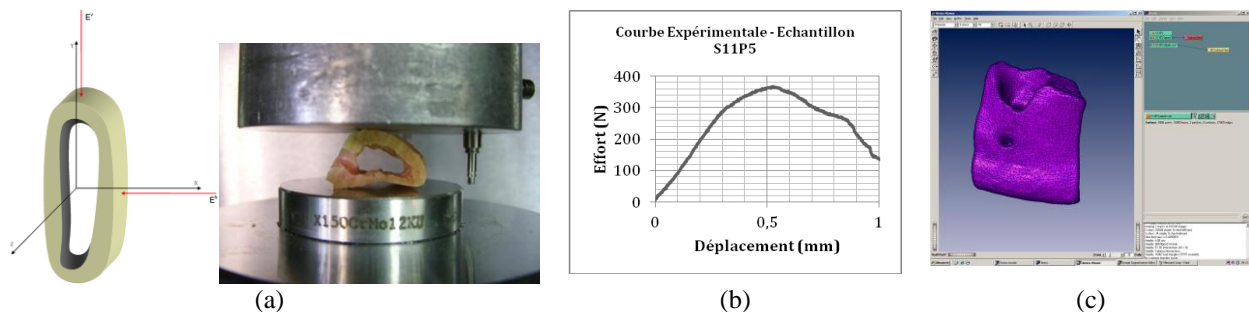


Figure 2. (a) Essais de compression, (b) courbe expérimentale, (c) géométrie après segmentation d'images scanner

Une loi de comportement élastique linéaire a été utilisée pour l'identification. Pour chaque échantillon, la valeur du module d'Young a été modifiée à l'aide d'un algorithme d'optimisation jusqu'à obtenir la superposition des domaines élastiques des courbes numérique et expérimentale. La valeur moyenne du module d'Young était de 2894 ± 685 MPa pour les essais réalisés dans la direction transversale (x) et de 3214 ± 699 MPa dans la direction longitudinale (y). La valeur moyenne globale est de 2980 ± 794 MPa. Elle se situe donc dans la fourchette basse des valeurs trouvées dans la littérature. Plusieurs facteurs, parmi lesquels le site de prélèvement, la taille des échantillons, l'âge des cadavres, des essais de compression non confinés, l'état d'hydratation, la température de l'essai, le mode de conservation des échantillons jouent dans ce sens. Mais la raison principale est intrinsèque à l'approche que nous avons proposée. En effet, la méthode inverse nécessite une modélisation au plus proche de la réalité, c'est-à-dire que le volume et l'architecture osseuse de l'échantillon testé expérimentalement et celui « testé » numériquement doivent être identiques. Or la sensibilité de l'imagerie par tomodensitométrie ne permet pas d'obtenir précisément la porosité osseuse. Par conséquent, la quantité de matière (maillée en éléments finis) de nos échantillons simulés est supérieure à celle des échantillons testés expérimentalement. Cette surévaluation de la quantité d'os cortical entraîne alors une sous-évaluation du module d'Young. Une image obtenue à l'aide d'un microtomographe, dont la précision de l'ordre de 10 micromètres est largement supérieure à celle de la tomographie médicale, confirme cette hypothèse (Figure 3). La porosité de l'os cortical apparaît très nettement par microtomographie, alors qu'elle est invisible en tomographie médicale standard. Dans notre approche, ce n'est donc pas le comportement de l'os cortical mandibulaire pur que nous avons identifié mais plutôt un comportement homogénéisé d'os

cortical comportant quelques alvéoles d'os spongieux. Il s'agit cependant de la bonne méthodologie, puisque c'est de ce comportement mécanique dont a besoin le chirurgien pour modéliser le comportement d'une mandibule avec un implant.

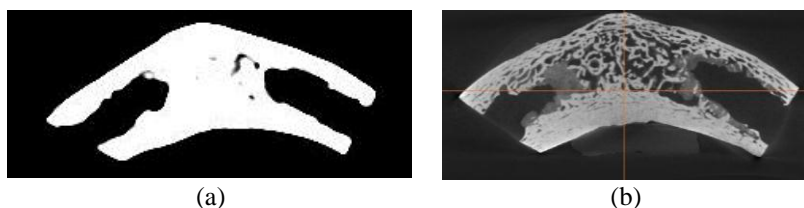


Figure 3. Image d'un échantillon osseux obtenue à l'aide (a) d'un scanner médical et (b) d'un microtomographe

3.2 Caractérisation mécanique des tissus mous

Promoteur historique de la cœliochirurgie, la chirurgie gynécologique se prête aisément à la simulation numérique. Une fois la caractérisation mécanique des organes pelviens réalisée, elle devrait jouer un rôle majeur dans son développement. Après avoir testé avec succès l'identification de paramètres de reins d'agneaux à l'aide d'un essai d'indentation (Tillier et al., 2003), nous avons décidé d'appliquer une méthode similaire aux organes utérins. L'essai d'indentation présente le double avantage d'être simple à mettre en œuvre et d'être proche des sollicitations rencontrées au cours d'une intervention chirurgicale (palpations à l'aide d'une pince par exemple). L'idée étant de réaliser des essais sur des organes juste après leur ablation chez des patientes diagnostiquées comme présentant des troubles utérins, il n'était pas concevable, contrairement aux reins morts, de les transporter au laboratoire (pour des raisons de conservation notamment et de règlement intérieur). En tenant compte des possibilités offertes par les méthodes d'analyses inverses, nous avons donc conçu et réalisé une machine d'essai transportable (« pince rhéobiol »), utilisable à proximité d'un bloc opératoire (Figure 4a). L'extrémité hémisphérique de l'indenteur, de 5 mm de diamètre, a été choisie de façon à être du même ordre de grandeur que celle des pinces chirurgicales utilisées en laparoscopie. Les procédures chirurgicale et radiologique ont été définies conjointement avec les membres de l'équipe chirurgicale de gynécologie obstétrique. Il a été notamment demandé aux chirurgiens qui réalisaient les hystérectomies de préserver l'organe comme un système clos, en pratiquant notamment l'occlusion de l'ensemble des vaisseaux sanguins afin d'éviter toute hémorragie. Trois utérus, présentant des fibromes à leur surface, ont été testés à l'aide de la pince dans la demi-heure qui a suivi leur ablation. Des clichés des utérus ont été réalisés tous les 2 mm à l'aide d'un scanner médical (Figure 4b) en prévision de leur modélisation géométrique. Il était important de ne pas abîmer les utérus au cours des différentes étapes car ils étaient transmis en fin de parcours aux services d'anatomopathologie. Les essais d'indentation ont été réalisés sur des zones exemptes de tout fibrome (Figure 4c). La reproductibilité des essais a été vérifiée en réalisant systématiquement trois essais d'indentation consécutifs sur chaque zone testée. Des essais réalisés à deux vitesses d'indentation différentes (vitesses moyennes respectivement de 6,10 mm/s et 10,9 mm/s) sur une même zone d'un même utérus indiquent que, dans cette gamme de vitesse, celle-ci n'a que peu d'influence sur le comportement du corps utérin. Les courbes obtenues par deux tests réalisés sur deux zones différentes du corps utérin sont quasi superposées. Ceci rend compte d'une certaine homogénéité de son comportement. De même, deux utérus ayant des dimensions proches ont un comportement assez similaire. Une seconde campagne d'essais a été lancée pour caractériser le comportement de l'ampoule. De forme plus aplatie que le corps utérin, l'ampoule a nécessité d'adapter l'embout de la pince afin qu'elle permette de réaliser un essai de bipoinçonnement. Contrairement à l'essai d'indentation, les courbes résultant de tests successifs ne sont pas superposées. L'ampoule tarde en effet à recouvrer sa forme initiale, ce qui peut être le reflet d'une certaine viscosité des tissus ou tout simplement d'une réorganisation spatiale une fois qu'ils ont été écrasés. Comme cela a été souligné dans le cas de l'os, la qualité des résultats d'une identification des paramètres rhéologiques par analyse inverse dépend énormément de la mise en donnée numérique. Elle doit être la plus proche possible du protocole expérimental. Si la géométrie du

poinçon est parfaitement connue, celle de l'utérus a été reconstruite à l'aide d'un logiciel de segmentation d'images (AMIRA 3D®) à partir des images scanner (Figure 4).

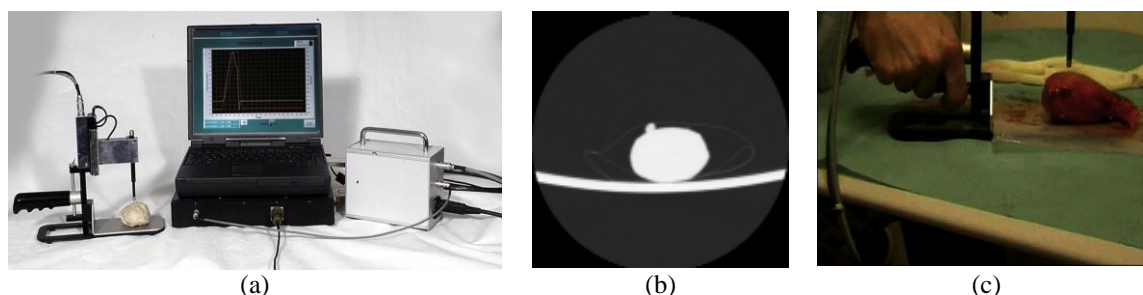


Figure 4. (a) Pince rhéobiol complète, (b) coupe tomographique 2D d'un utérus, (c) essai d'indentation sur le corps utérin

Les conditions aux limites enregistrées expérimentalement (zone d'indentation, profils de vitesse de l'indenteur/poinçon) ont été reportées dans le modèle éléments finis afin de reproduire l'essai numériquement. Différentes lois de comportement, parmi celles introduites au paragraphe 2.4 ont été étudiées et les paramètres rhéologiques ont été identifiés par analyse inverse en comparant les valeurs de la force calculées pour un déplacement d'indenteur de 3,5 mm à celles obtenues expérimentalement. La loi de Mooney-Rivlin approche correctement la courbe expérimentale avec des paramètres C_{10} et C_{01} respectivement de 0,05 MPa et 0,0175 MPa. Les résultats obtenus sur les trompes de Fallope se sont révélés beaucoup plus non-linéaires et le recours à une loi de comportement hyperélastique de type exponentielle s'est avéré nécessaire pour modéliser au mieux leur comportement. La pince rhéobiol a par ailleurs fait l'objet d'un prêt au Laboratoire de Biomécanique Appliquée (LBA) de l'IFSTTAR à Marseille. Elle a été utilisée pour caractériser le comportement mécanique du placenta suivant un protocole relativement proche, à l'aide cette fois-ci d'une loi hyperélastique d'Ogden (Dorez et al., 2010).

4. QUELS APPORTS POUR LA CLINIQUE ?

L'exemple d'application qui suit illustre parfaitement la nécessité de connaître avec précision le comportement mécanique des tissus mis en jeu dans le cadre d'une opération de chirurgie maxillo-faciale (Savoldelli et al., 2010). L'objectif de cette étude était d'évaluer, à l'aide d'un modèle élément fini, la variation de contrainte susceptible d'apparaître au niveau de l'articulation temporo-mandibulaire d'un sujet suite à une opération de distraction symphysaire permettant d'accroître la taille de sa mâchoire. Cette procédure chirurgicale implique la section en deux parties de la mandibule au niveau de la symphyse puis la création d'un cal osseux et de ses tissus mous environnants sous l'effet d'un écartement progressif des deux parties à l'aide d'un distracteur.

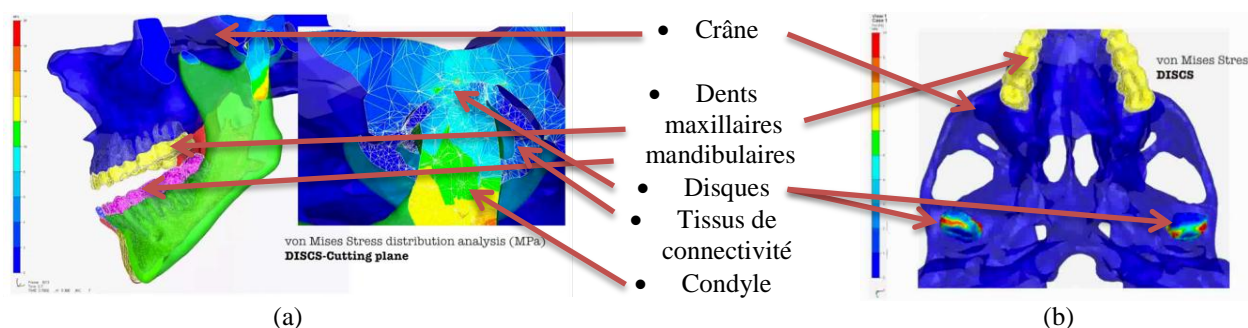


Figure 5. Contraintes de von Mises sur des coupes (a) longitudinale et (b) transversale de l'articulation au cours de la mastication

Dans cet exemple, les caractéristiques prises pour l'os sont celles qui ont été identifiées précédemment. Celles des tissus mous ont été sélectionnées dans la littérature. Le système

masticatoire a pu être modélisé grâce à des clichés obtenus par IRM et tomographie. Les structures anatomiques représentées dans ce modèle sont l'os cortical et l'os spongieux mandibulaires, le crâne, les dents maxillaires et mandibulaires, les disques articulaires et les tissus de connectivité (Figure 5). La faible différence de contraintes avant et après distraction n'a pas permis de présupposer d'éventuels changements anatomiques de l'articulation pouvant expliquer une fatigue à long terme des tissus impliqués et a permis de conforter en cela la théorie clinique selon laquelle la distraction symphysaire n'entraîne pas de dysfonction majeure de la jonction temporo-mandibulaire ni de résorption condylienne.

5. PERSPECTIVES DANS LA THEMATIQUE

Compte-tenu de la complexification croissante des lois de comportement proposées dans la littérature et du nombre de paramètres à identifier pour pouvoir modéliser au mieux le comportement des tissus du vivant, il va être de plus en plus difficile de trouver des jeux de paramètres uniques, y compris en recourant à des algorithmes d'optimisation de plus en plus puissants. Une façon d'améliorer cette identification est d'enrichir la base expérimentale en adjoignant aux courbes forces-déplacement globales des notions de déformations locales. Ceci est rendu possible grâce à des dispositifs de mesure de champs par stéréo-corrélation d'images, basées par exemple sur le suivi de mouchetis aléatoires déposés à la surface des organes. Pour des modèles de lois de comportement basés sur la microstructure des matériaux, une observation microscopique des fibres peut s'avérer nécessaire. De plus en plus d'auteurs ont recours par exemple à la microscopie confocale pour déterminer l'agencement des fibres de collagène au repos ou en cours d'essais. Toutes ces techniques sont actuellement mises en œuvre au laboratoire pour compléter le dispositif de la pince rhéobiol ou en complément d'essais de traction biaxiale, par exemple pour caractériser le comportement de valves cardiaques aortiques.

REFERENCES

- Avril S., Badel P., Duprey A., "Anisotropic and hyperelastic identification of in vitro human arteries from full-field optical measurements", *Journal of Biomechanics*, **43**, 15, (2010), pp. 2978-2985.
- Brouwer, I. U. "Measuring in-vivo animal soft tissue properties for haptic modeling in surgical simulation". *Stud. Health. technol. Inform.*, **81**, (2001), pp. 69-74.
- Brown, J. R. "Computer controlled motorized endoscopic grasper for in vivo measurement of soft tissue biomechanical characteristics", *Stud. Health Technol. Inform.*, **85**, (2001) pp. 71-73.
- Dorez M., Delotte J., Behr M., Thollon L., Tillier Y., Azuar P., "Détermination expérimentale des lois de comportement mécanique du placenta", *Gynécologie Obstétrique & Fertilité*, **38**, (2010), pp 429-432.
- Gasser T., Ogden R., Holzapfel G., "Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fiber orientations", *Journal of the royal society interface*, **3**, 6, (2006), pp. 15-35. 7).
- Gérard J.-M., Ohayon J., Luboz V., Perrier P., Payan Y., "Non linear elastic properties of the lingual and facial tissues assessed by indentation technique. Application to the biomechanics of speech production", *Medical Engineering and Physics*, **27**, 10, (2005), pp.884-892.
- Hofmann T., Heyroth F., Meinhard H., Franzel W., Raum K., "Assessment of composition and anisotropic elastic properties of secondary osteon lamellae", *J. Biomech*, **39**, (2006), pp. 2282-94.
- Kauer M. V., Inverse "Finite element characterization of soft tissues. Medical Image Analysis", **6**, (2002), pp. 275-287.
- Odin G., Savoldelli C., Bouchard P.-O., Tillier Y., "Determination of Young's modulus of mandibular bone using inverse analysis", *Medical Engineering & Physics*, **32**, 6, (2010), pp. 630-637.
- Satava R., "Surgical education and surgical simulation", *World J Surg*, **25**, 11, (2001), pp. 1484-1489.
- Savoldelli C., Bouchard P.-O., Loudad R., Baque P., Tillier Y., "Stress distribution in the temporo-mandibular joint discs during jaw closing: a high-resolution three-dimensional finite-element model analysis", *Surg. Radiol. Anat.*, **34**, 5, (2010), pp. 405-413.
- Tillier Y., Paccini A., Durand-Reville M., Bay F., Chenot J.-L., "Three dimensional finite element modelling for soft tissues surgery", *International Congress Series*, **1256**, (2003), pp. 349-355.