

---

**SEMINAIRE MECANIQUE DU VIVANT**

---

**Jeudi 9 Juin 2005 – Amphithéâtre Maurice Godet  
Bâtiment Jean D'Alembert INSA  
14<sup>h</sup> - 17<sup>h</sup> 30**

---

**14<sup>h</sup> – 14<sup>h</sup> 30 : Clémentine JACQUEMOUD**

*Caractérisation mécanique de la peau*

**14<sup>h</sup> 30– 15<sup>h</sup> : Sophie LAMIELLE**

*Caractérisation mécanique de l'abdomen*

**15<sup>h</sup> – 15<sup>h</sup> 30: Sonia DUPREY**

*Modélisation par éléments finis du complexe de l'épaule*

**15<sup>h</sup> 30– 16<sup>h</sup>: Ana Maria SFARGHIU**

*Etude du fonctionnement tribologique d'une articulation saine*

**16<sup>h</sup> -16<sup>h</sup>30: Anne AMBLARD**

*Etude tribologique d'une prothèse d'aorte fémorale*

**16<sup>h</sup> 30- 17<sup>h</sup>: Adriana Violeta SAVESCU**

*Nouveau modèle cinématique de la main*

**17<sup>h</sup> :**

*Conclusions , perspectives, discussions*

# **Caractérisation expérimentale et modélisation du comportement de tissus biologiques mous sous chargement dynamique**

**Clémentine JACQUEMOUD**

Laboratoire de **Biomécanique et Modélisation Humaine** – INRETS  
Laboratoire de **Mécanique des Contacts et des Solides** – INSA de Lyon

La prédiction du risque de blessure en cas d'accidents de la route passe de plus en plus par la simulation numérique de crash. Les modèles éléments finis du corps humain utilisés à cet effet doivent être capables de simuler des mécanismes de blessure très localisés. Pour cela, il s'avère nécessaire d'y inclure des données précises concernant le comportement mécanique des tissus sous sollicitations proches du choc.

Dans cette optique, l'objectif à long terme de cette étude est de déterminer les propriétés mécaniques des tissus biologiques mous fibreux sous chargement dynamique jusqu'à la rupture, puis d'intégrer leurs lois de comportement et leurs modèles d'endommagement dans des codes éléments finis. Les tissus concernés englobent toutes les parois de gros vaisseaux ou d'organes creux constitués de tissu conjonctif. Ils présentent ainsi une similitude géométrique: matériaux de type membrane et une similitude structurelle: matériaux constitués d'un réseau de fibres de collagène.

La démarche actuelle consiste, dans une première étape, à définir un protocole d'essais de traction permettant de déterminer à la fois les caractéristiques mécaniques du tissu sous sollicitations rapides (3m/s) et son mécanisme de rupture. Pour ce faire, les essais seront réalisés sur un montage de traction verticale adapté à un puits de chute dont la vitesse peut atteindre plusieurs mètres par seconde. A cela est associée une méthode de corrélation d'images numériques, utilisée pour la mesure de champs de déformations. Elle présente l'avantage, dans le cas de matériaux inhomogènes, d'apporter des résultats locaux. Ce protocole sera validé en premier lieu sur de la peau humaine avant de poursuivre les essais sur d'autres tissus.

Dans une deuxième étape, une analyse structurelle du matériau à l'échelle microscopique sera menée dans le but d'identifier une éventuelle relation entre les propriétés mécaniques et structurelles des tissus mous fibreux.

La dernière étape consistera à inclure ces paramètres structurels à la loi de comportement et au modèle d'endommagement du tissu.

# **Comportement et mécanismes de blessures de l'abdomen soumis à un chargement dynamique pour l'amélioration des moyens d'évaluation du risque lésionnel.**

**Sophie LAMIELLE**

**Laboratoire de biomécanique et de modélisation humaine – INRETS.**

**Université Claude Bernard Lyon I**

L'utilisation systématique de la ceinture de sécurité et la présence d'airbags ainsi que des améliorations techniques apportées ces dernières années (pré-tensionneurs, limiteurs d'efforts, ...) ont permis de diminuer le nombre de décès et de lésions graves notamment les blessures de la tête. A l'opposé, les données récentes d'accidentologie montrent un pourcentage croissant des blessures sévères de l'abdomen. Les lésions abdominales sont dues à l'interaction avec la ceinture de sécurité, le volant ou des accoudoirs. Bien que ces lésions soient moins fréquentes que celles concernant la tête, la gravité des blessures tend à être plus élevée lorsque des organes abdominaux sont impliqués. Actuellement, dans les modélisations de l'être humain ou sur les mannequins de choc, l'abdomen est généralement représenté dans sa globalité, sans différencier les organes le composant et ne permettent pas d'évaluer correctement le risque lésionnel.

L'intérêt de cette étude est de fournir un outil d'évaluation des risques lésionnels abdominaux associés au développement de nouveaux dispositifs de sécurité. L'objectif est de caractériser la réponse dynamique globale de l'abdomen lors d'une sollicitation mécanique soudaine afin, notamment, d'évaluer les performances des mannequins en terme de comportement aux chocs de l'abdomen et de vérifier leur adéquation avec les corridors définis pour les différentes configurations de chocs. La réponse devrait permettre de caractériser le mode de chargement de l'abdomen et les risques et mécanismes de blessures. Les informations recueillies concerneront les modes de chargement des différents organes, les niveaux d'effort et de pressions enregistrées, ainsi que leur comportement mécanique en fonction de la force d'impact appliquée. La recherche devrait également fournir des lois de comportement détaillées de différents organes creux (intestin, aorte, etc..), obtenues sur un nombre important et varié d'échantillons. Toutes ces données biomécaniques seront intégrées dans un modèle numérique validé, bio fidèle qui pourra traduire la complexité de l'abdomen et rendre compte de la réponse aux différentes sollicitations.

## **Modélisation par éléments finis du complexe de l'épaule**

**Sonia DUPREY**

**INRETS**, Laboratoire de **Biomécanique** et de **Modélisation Humaine**  
25, Avenue Francois Mitterrand  
69675 BRON CEDEX

Les lésions de l'épaule sont fréquentes lors des collisions automobiles latérales. Cette étude a pour but la mise au point d'un modèle numérique de l'épaule permettant la prédiction de lésions.

La validation d'un modèle de corps humain en éléments finis demande plusieurs étapes :

- la reproduction du mouvement général,
- un comportement correct de la zone sollicitée, la méthode principale étant l'étude des courbes de force déflexion,
- une distribution correcte des déformations en fonction des contraintes sur les différents éléments anatomiques (os ...) jusqu'à la rupture.

Ainsi lors de cette étude, le modèle d'épaule est soumis à des simulations d'impacts latéraux, et de plus, différentes simulations sont réalisées sur les pièces constitutives de ce complexe (humérus et clavicule). Les essais expérimentaux sollicitant ces pièces osseuses et permettant d'en valider les modèles sont actuellement en cours.

A ce stade de l'étude, l'importance du maillage et du type d'éléments employé dans les modèles a été mise en évidence. Le mouvement général du complexe de l'épaule soumis à un impact latéral est bien reproduit pour différentes vitesses et orientations d'impact. Les perspectives sont la validation des différentes pièces osseuses puis du modèle global.

# **Etude du fonctionnement tribologique d'une articulation saine.**

**Ana Maria SFARGHIU**

Laboratoire de Mécanique des Contacts et des Solides UMR/INSA 5514

Une articulation saine est un système tribologique performant car elle peut fonctionner normalement plus de 70 ans. Par conséquent, la compréhension de son fonctionnement tribologique est essentielle pour améliorer les traitements des maladies articulaires et optimiser la conception des prothèses.

La bibliographie propose différents points de vue : médical, physico-chimique et mécanique, du fonctionnement normal et surtout pathologique des composants articulaires (cartilage, synovie, ligaments...). Quelques articles réunissent ces points de vue et tentent de proposer des vues d'ensemble du fonctionnement biologique, physico-chimique et mécanique. Mais ils restent focalisés sur un seul des composants, comme par exemple le cartilage articulaire. Quant aux faibles valeurs du frottement articulaire elles sont corrélées principalement aux caractéristiques rhéologiques complexes de la synovie sans tenir compte des interfaces lipidiques. De plus, ces valeurs sont extrêmement dispersées car elles sont obtenues dans des conditions de sollicitations mécaniques très diverses et éloignées du fonctionnement tribologique réel d'une articulation saine.

Dans les faits, le rôle tribologique réel de la synovie dépend non seulement des sollicitations locales de l'articulation, c'est-à-dire de l'ensemble moteur (tendons, muscles, ligaments), mais aussi des interactions des deux corps en contact (cartilages) qui ont une structure mécanique sophistiquée et des caractéristiques physico-chimiques complexes. Il convient donc de réaliser une analyse tribologique globale (biologique, mécanique et physico-chimique) de l'ensemble synovie - cartilages d'un contact articulaire sain. Pour cela, en réunissant les différents points de vue de la littérature, nous proposons une hypothèse du fonctionnement tribologique d'une articulation. Afin de valider cette hypothèse nous avons défini un modèle expérimental *ex vivo* réaliste, intégrant des substituts de synovie et de cartilage, destinés à caractériser les mécanismes tribologiques locaux de fonctionnement articulaire, en particulier à l'échelle moléculaire.

Des essais de frottement avec visualisation aident à clarifier le rôle des interfaces lipidiques dans la lubrification articulaire. Pour ce faire, un dispositif expérimental respectant les conditions de dynamique locale imposées par l'ensemble moteur d'une articulation saine a été mis au point. On comparera les comportements tribologiques du modèle de cartilage avec ou sans couches lipidiques, associé au substitut de synovie contenant ou non des lipides. Des observations dynamiques en microscopie optique à travers une plaque transparente permettront, grâce à des marqueurs spécifiques fluorescents, d'étudier les mouvements des molécules lipidiques dans la zone de contact.

# Etude tribologique d'une endoprothèse mise en place dans le cas d'un anévrisme de l'aorte abdominale.

Anne AMBLARD

Laboratoire de Mécanique des Contacts et des Solides UMR/INSA 5514

Les maladies cardio-vasculaires sont une cause majeure de décès dans les pays occidentaux. L'anévrisme de l'aorte abdominale, qui se caractérise par une dilatation localisée de l'aorte, est une maladie cardio-vasculaire touchant 6 à 7% de la population générale. La rupture d'anévrisme est un accident redoutable et mortel : sa prévention constitue donc un enjeu majeur.

Il existe deux techniques de traitement possibles d'un anévrisme de l'aorte abdominale. La première technique est la méthode chirurgicale classique, bien maîtrisée, mais qui reste une intervention lourde avec de nombreux risques de complications cardiaque et respiratoire. La seconde technique est la procédure endovasculaire qui consiste à faire glisser une endoprothèse par voie fémorale jusqu'au niveau de l'anévrisme. Bien que présentant de nombreux avantages, comme une durée d'hospitalisation plus courte, cette technique n'est pas encore totalement validée : l'évolution à long terme de ces endoprothèses et les complications engendrées par leurs mises en place ne sont pas encore maîtrisées. Les principales complications signalées dans les études actuelles sont les endofuites (passage de sang entre la prothèse et la paroi de l'artère) qui exposent au risque de rupture la poche anévrismale et justifient une surveillance prolongée des patients pour les dépister.

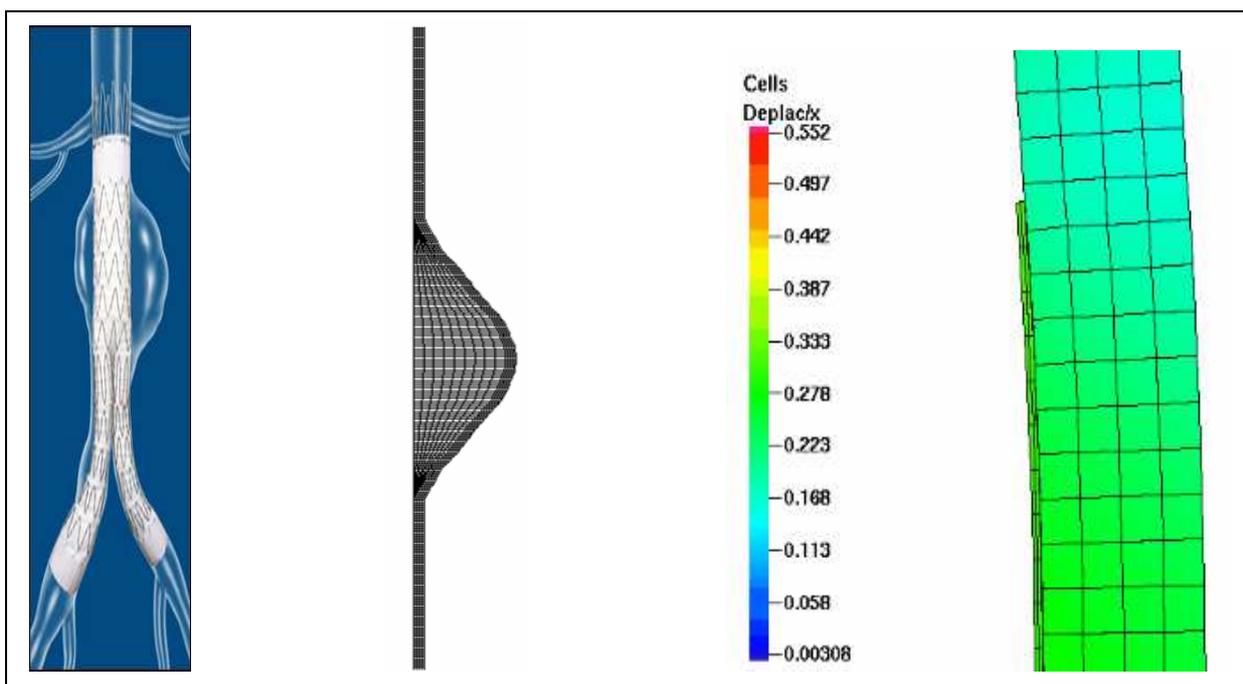
Ces endofuites sont une conséquence du phénomène dit de « pelure » lié au comportement viscoélastique de la paroi de l'artère sous l'action des contraintes induites par l'afflux périodique de sang sur la zone de fixation de la prothèse.

Un modèle EF représentant le système complet aorte/endoprothèse/athérome a été conçu dans le but de développer une méthodologie permettant :

- de déterminer les paramètres augmentant les risques d'endofuites
- d'aider au choix de la meilleure endoprothèse en terme de caractéristiques mécaniques.

Les contraintes induites par l'écoulement du sang sont calculées à partir du modèle rhéologique de Phan-Thien et Tanner permettant de prendre en compte le caractère Non-Newtonien du sang.

Le code de calcul Plast2 est utilisé afin de visualiser l'évolution des contacts endoprothèse/aorte, endoprothèse/athérome et athérome/aorte.



## **Modèle cinématique du pouce**

**Adriana Violeta SAVESCU**

LBMH - Laboratoire de **B**iomécanique et **M**odélisation **H**umaine (LRE\_T 32  
INRETS/UCBL)

INRETS - Institut National de **R**Echerche sur les **T**ransports et leur **S**écurité  
UCBL - Université **C**laude-**B**ernard - **L**yon1  
25, Avenue F. Mitterrand - case24 -  
69675 BRON CEDEX

Beaucoup des études ont été réalisées sur l'analyse du pouce et spécialement de l'articulation carpométacarpienne. Dans le domaine clinique ces études peuvent être suffisantes. Par contre, pour la simulation du mouvement de la main, et spécialement pour la préhension, une analyse du pouce comme partie intégrante de la main est nécessaire. L'objectif de cette étude est d'analyser la cinématique du pouce par rapport à la main (i.e. l'articulation du poignet). L'étude propose un modèle cinématique composant quatre segments rigides articulés avec 5 degrés de libertés pour une meilleure représentation des postures de la main, plus spécialement pour l'opposition du pouce aux autres doigts. Les articulations metacarpophalangienne et interphalangienne ont un degré de liberté représenté par le mouvement de flexion/extension. L'articulation carpométacarpienne est modélisée avec trois degrés de libertés : les mouvements de flexion/extension, abduction/adduction et rotation autour de 'axe longitudinal du premier metacarpien. Pour cette articulation les axes du mouvement ne sont ni parallèles ni concurrentes. Le modèle est défini utilisant la convention Denavit-Hartenberg.

Un système de capture optoélectronique (Motion Analysis®) a été utilisé pour l'enregistrement des trajectoires des marqueurs collés sur le pouce et sur la paume de la main. Les sujets (sains au niveau des articulations du pouce) ont réalisé des mouvements de flexion/extension et abduction/adduction. La main a été fixée sur une planche pour éviter l'influence de celle-ci sur le mouvement du pouce. Pour une analyse exclusive de l'articulation carpométacarpienne les autres articulations ont été immobilisées à l'aide d'une attelle.

Cette étude a proposé une caractérisation géométrique du pouce in vivo et par rapport à la main. L'angle entre l'axe d'abduction/adduction du poignet et l'axe de flexion/extension de l'articulation carpométacarpienne  $7.81^\circ$  et l'angle entre l'axe de flexion/extension et d'abduction/adduction de l'articulation carpométacarpienne est de  $48.83^\circ$ . La validation de ce modèle cinématique a été faite réalisant des postures réalistes utilisant le mannequin numérique MAN3D.

