

*Cette ressource est issue d'un travail collaboratif de Bastien Sauty et Thomas Lavigne (École normale supérieure Paris-Saclay, Génie Mécanique), étudiants en ingénierie biomécanique travaillant sur la modélisation multiphysique des tissus, respectivement des anévrismes aortiques et des escarres. Ce texte a été relu par Pierre-Yves Rohan, enseignant chercheur aux Arts et Métiers Paris, à l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, qui travaille sur la mécanique des tissus mous.*

Cette ressource a pour but d'introduire le thème de la biomécanique et d'être une base pour de futures ressources traitant de sujets particuliers de la biomécanique. Le document « *Caractérisation mécanique d'un tissu mou : le muscle* » [19] traite notamment du processus de modélisation d'un tissu complexe, en utilisant les outils de la mécanique des milieux continus.

## Introduction

La biomécanique, dans sa définition communément admise [1], [2], consiste en l'application des outils de la mécanique, ses méthodes et principes, aux tissus et organes biologiques et à leurs problèmes médicaux associés. Il s'agit d'une discipline ancienne, étudiée depuis l'antiquité, notamment par Aristote<sup>1</sup> avec son étude du mouvement des animaux dans son livre « *De Motu Animalium* ». Leonardo Da Vinci<sup>2</sup> est considéré comme un fondateur de la discipline, avec ses analyses mécaniques de l'anatomie humaine et animale, et leur intégration dans le développement de ses machines. Au fur et à mesure des siècles de nombreux scientifiques contribuent au développement de la discipline, notamment Eadweard Muybridge<sup>3</sup> avec son analyse du mouvement par décomposition photographique. Elle connaît son installation en tant que discipline à part entière au cours des années 1960-70 avec successivement la création du « *Journal of Biomechanics* » et des sociétés nationales, européennes, américaines, asiatiques et internationales de Biomécanique.

Discipline variée, au croisement de multiples sujets et méthodes, il est difficile d'aborder ce thème par une approche unique. Ainsi ce travail vise à présenter les principales problématiques, leurs analyses et les outils de mesures associés ainsi que leurs applications cliniques. Il ne s'agit donc pas d'une liste exhaustive des sujets étudiés, mais une approche de la démarche scientifique autour de la question biomécanique. Dans un premier temps, nous présenterons ce qui historiquement a fondé le domaine, à savoir l'analyse de la locomotion et du mouvement. Dans un second temps, nous nous intéresserons aux effets des efforts et déformations sur les tissus et les processus biologiques en jeu. Enfin nous considérerons les applications, principalement cliniques des outils développés, et leur place et potentiels dans le traitement actuel des pathologies.

<sup>1</sup> Aristote (384-322 av.J.-C.), philosophe et polymathe grec

<sup>2</sup> Leonardo Da Vinci (1452-1519), peintre et polymathe italien

<sup>3</sup> Eadweard Muybridge (1830-1904), photographe britannique

# 1 – Locomotions et mouvements

## 1.1 - Approche Historique

Historiquement, le sujet de la biomécanique s'est construit autour de l'étude du mouvement des êtres vivants. Ceux-ci constituent une structure assemblée de pièces rigides capables de s'articuler autour de liaisons. L'objectif était alors de comprendre comment les efforts et déplacement interagissent afin de créer un mouvement. Ainsi Borelli<sup>4</sup>, dans son traité sur le mouvement des animaux, « *De Motu Animalium* », étudie en détail la structure et les mouvements des principales articulations du corps humain [3] (Voir figure 1). Les muscles agissent comme des bras de leviers, et leurs fixations à proximité des liaisons, bien que permettant une certaine compacité et de grands déplacements, nécessitent des efforts démultipliés.

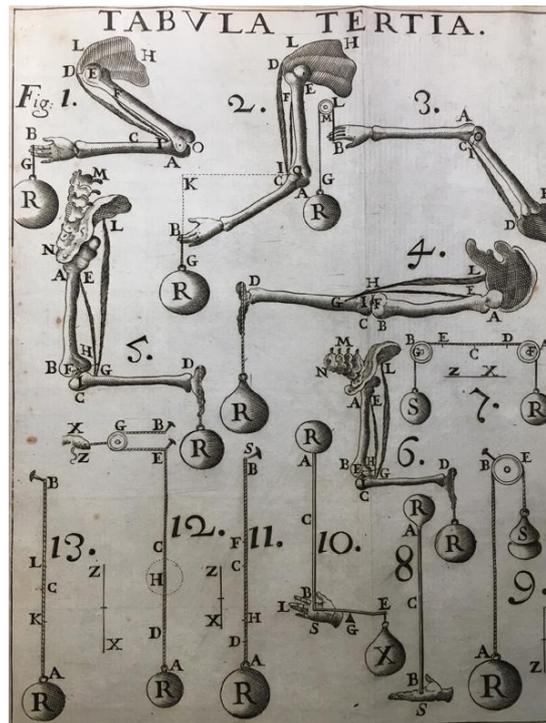


Figure 1 : Planche extraite de *De Motu Animalium* de Borelli, Représentation des différents éléments de l'articulation de l'épaule, source [3]

L'étude du mouvement trouve son intérêt dans de nombreux domaines : la compréhension des fonctions locomotrices de différents animaux, l'amélioration des équipements sportifs, mais aussi l'amélioration du diagnostic et des traitements des pathologies musculo-squelettiques. Il est en effet pour cela nécessaire de comprendre comment les efforts et mouvements interagissent et affectent le système musculo-squelettique.

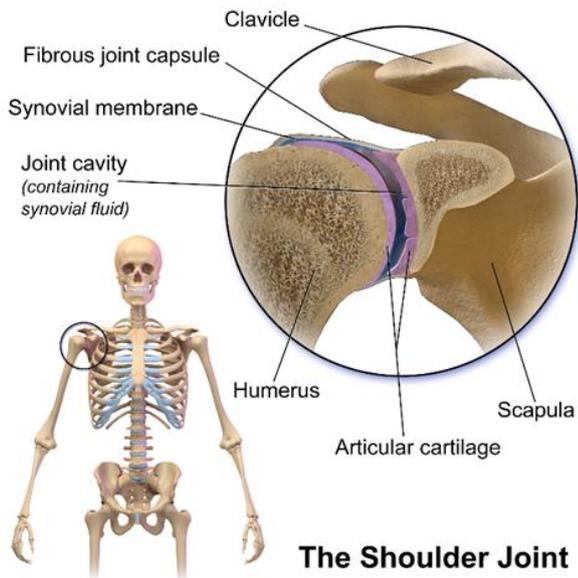
## 1.2 - Modélisation des solides rigides

L'assemblage des os dans un système squelettique permet de constituer une structure capable de se déplacer. Par rapport à ces mouvements, les déformations des os sont mineures. Il est donc possible de considérer ces derniers comme indéformables. Les articulations sont créées par un assemblage de surface d'os qui limitent les degrés de liberté des articulations. On peut classer ces dernières suivant leur fonction (mobiles, semi-mobiles, immobiles).

<sup>4</sup> Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679), mathématicien, philosophe, médecin et physiologiste italien

Prenons comme exemple l'articulation de l'épaule. Elle est constituée d'une surface convexe sur l'humérus et d'une autre concave sur la scapula (voir figure 2). Ces deux surfaces constituent une liaison sphérique dont l'intégrité est garantie par la coiffe des rotateurs, un ensemble de quatre muscles qui plaquent l'humérus sur la scapula.

L'intégrité d'une articulation peut aussi être garantie par des ligaments qui maintiennent les os ensemble, comme dans le genou avec les ligaments croisés et latéraux ou dans la hanche avec les ligaments ronds.



**The Shoulder Joint**

Figure 2 : Articulation de l'épaule avec la description (gauche) des os et des cartilages formant la liaison pseudo-sphérique, et (droite) des muscles responsables de l'intégrité de cette articulation, source Blausen.com

La stabilité de la structure et les mouvements sont alors réalisés par les muscles, ensembles de cellules contractiles qui sont liés par leurs deux extrémités à des os au travers des tendons. Souvent, ils sont représentés par des ressorts hyper-élastiques avec une contraction active. Une telle modélisation permet de déterminer les efforts de liaisons à partir des efforts extérieurs appliqués.

### Détermination des efforts statiques dans une hanche

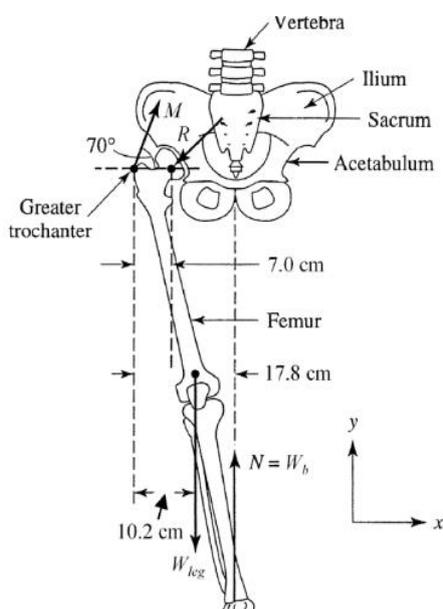


Figure 3 : Schématisation du problème de marche statique avec les différents efforts et dimensions, source [4]

Ce type de modélisation en solides rigides peut être utilisé pour étudier la réponse de systèmes poly-articulés à des sollicitations mécaniques statiques, quasi-statiques et dynamiques. Nous proposons ici un exemple analytique simple consistant en la détermination des efforts statiques dans une hanche. L'article [4] présente ainsi le processus de développement d'une prothèse de hanche rudimentaire. Dans un premier temps, les efforts statiques sont déterminés par une résolution de l'équilibre statique [5]. Ensuite ces efforts sont utilisés comme conditions aux limites pour le dimensionnement de la prothèse dans un logiciel éléments finis.

Lors d'une marche lente, on considère que le poids est complètement soutenu par une jambe, il y a donc un alignement du centre de gravité avec le pied. La hanche est approximée par une liaison sphérique (voir figure 3). Dans

notre problème, on s'intéresse alors à la détermination des inconnues du vecteur  $\vec{R}$  des efforts de cette liaison, en isolant l'ensemble de la jambe et le considérant comme un unique solide rigide.

Par ailleurs, le positionnement du fémur est réalisé par les muscles, en particulier les abducteurs, modélisé ici par le vecteur d'effort  $\vec{M}$ . Le poids de la jambe est évalué comme 16% du poids total  $W_l = 0.16W_b$  [5]. En réalisant l'équilibre statique au centre de rotation de la hanche, on obtient les équations suivantes via les projections selon les directions  $\vec{x}$ ,  $\vec{y}$  et  $\vec{z}$  respectivement :

$$\vec{F}_x : R_x + M \cos \theta = 0 \quad (1)$$

$$\vec{F}_y : R_y + M \sin \theta + W_b - W_l = 0 \quad (2)$$

$$\vec{M}_z : 10.8W_b - 3.2W_l - 7M \sin \theta = 0 \quad (3)$$

Puis,

$$M = \frac{10.8 - 3.2 * 0.16}{7 \sin \theta} W_b = 1.56W_b \quad (4)$$

$$R_x = -M \cos \theta = -0.53W_b \quad (5)$$

$$R_y = -M \sin \theta - 0.84W_b = -2.31W_b \quad (6)$$

On connaît ainsi l'ensemble des efforts appliqués sur l'articulation sphérique de la hanche pour le maintien de la posture. Il convient de remarquer que  $\|\vec{R}\| = 2.37W_b$ . Ainsi, les efforts dans la hanche sont plus élevés que le poids, du fait du bras de levier des abducteurs.

De plus, ce modèle est relativement simpliste et ne considère que la structure statique. En réalité, les chargements les plus importants sont dynamiques. Ainsi, le chargement de la hanche peut atteindre 7.2 fois le poids du corps [6].

### 1.3 - Intégration dans une structure complexe

Chez les êtres vivants, il existe une multitude de muscles et de liaisons rendant l'étude analytique de la transmission des efforts complexe. Il n'existe pas forcément de solution unique, et les modèles d'articulation simples ne sont pas toujours valides. On utilise alors les outils de l'ingénierie mécanique classique de l'étude des solides poly-articulés, associés à des expériences in vivo pour valider les modèles. Dans la suite de cette section, nous choisissons de nous appuyer sur le travail de l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST), qui a réalisé une étude sur les liens entre position levée des bras et troubles musculosquelettiques aux épaules [7]. Tout d'abord ils ont développé un modèle cinématique de l'épaule permettant d'établir les mouvements lors d'une tâche de manutention. Ensuite ils se sont intéressés à la création d'un modèle musculosquelettique pour l'analyse des efforts. Chacun de ces modèles a été validé par mesure expérimentale.

#### 1.3.1 - Mesure expérimentales

Dans une analyse du mouvement, de nombreux facteurs entrent en jeu : la cinématique, les efforts transmis, l'activité musculaire, et tout cela dans un processus de test constitué de différentes phases de mouvement. Il convient de mesurer au mieux ces différents facteurs afin de pouvoir valider le modèle créé.

Dans cette étude, le sujet soulève une charge entre différents étages d'une étagère. Les mouvements du corps sont mesurés à l'aide de marqueurs optiques (figure 4), positionnés sur le corps, et dont la position est déterminée à chaque instant à l'aide du système de caméras optoélectronique VICON. L'activité musculaire est mesurée par des électromyogrammes, et l'effort

appliqué par la charge est mesuré par l'instrumentation d'une poignée de la boîte. Ces différents systèmes de mesure sont, au préalable, calibrés par des processus normalisés.

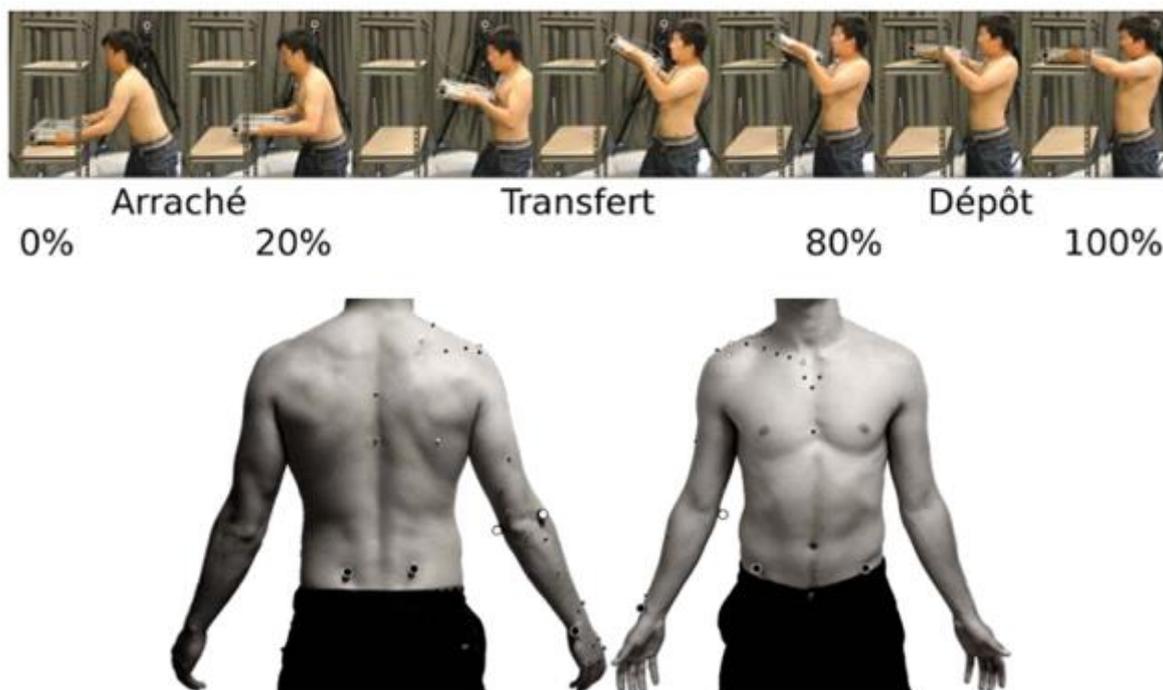


Figure 4 : (haut) Décomposition des étapes du mouvement. (bas) Marqueurs optiques captés par le système optoélectronique pour mesurer les mouvements réalisés, source [7]

### 1.3.2 - Modélisation cinématique

L'objectif est de déterminer pour chaque patient la géométrie de sa chaîne cinématique, à savoir le positionnement des différents centres de liaisons. La figure 5 montre la représentation schématique de la chaîne cinématique considérée. Les traits pointillés relient les centres de liaison et représentent les os, avec une longueur constante.

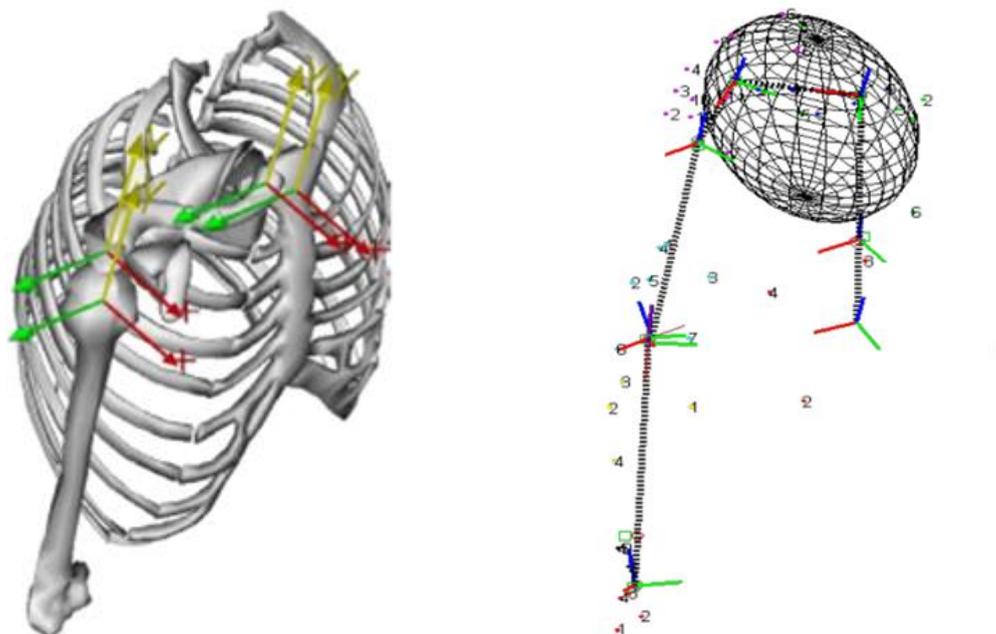


Figure 5 : Schématisation et modèle cinématique de l'épaule droite, de la cage thoracique et du bras. (gauche) Schéma simple des os permettant de placer les repères de rotation, utilisés comme bases pour la chaîne cinématique (droite) source [7]

Dans ce problème, le mouvement des membres est connu, mais la position des centres de rotation ne l'est pas. Ainsi, il s'agit d'un problème cinématique inverse, qui se résout à l'aide d'un processus d'optimisation.

### 1.3.3 - Modélisation musculosquelettique

Il existe un nombre important de muscles interagissant dans l'épaule, leur modélisation se fait donc via un logiciel comme *Anybody* ou *OpenSim* (voir figure 6). On fixe dans ce modèle les positions relatives des centres de liaisons, et par une analyse dynamique inverse, on peut remonter à la transmission des efforts dans chacun des muscles.

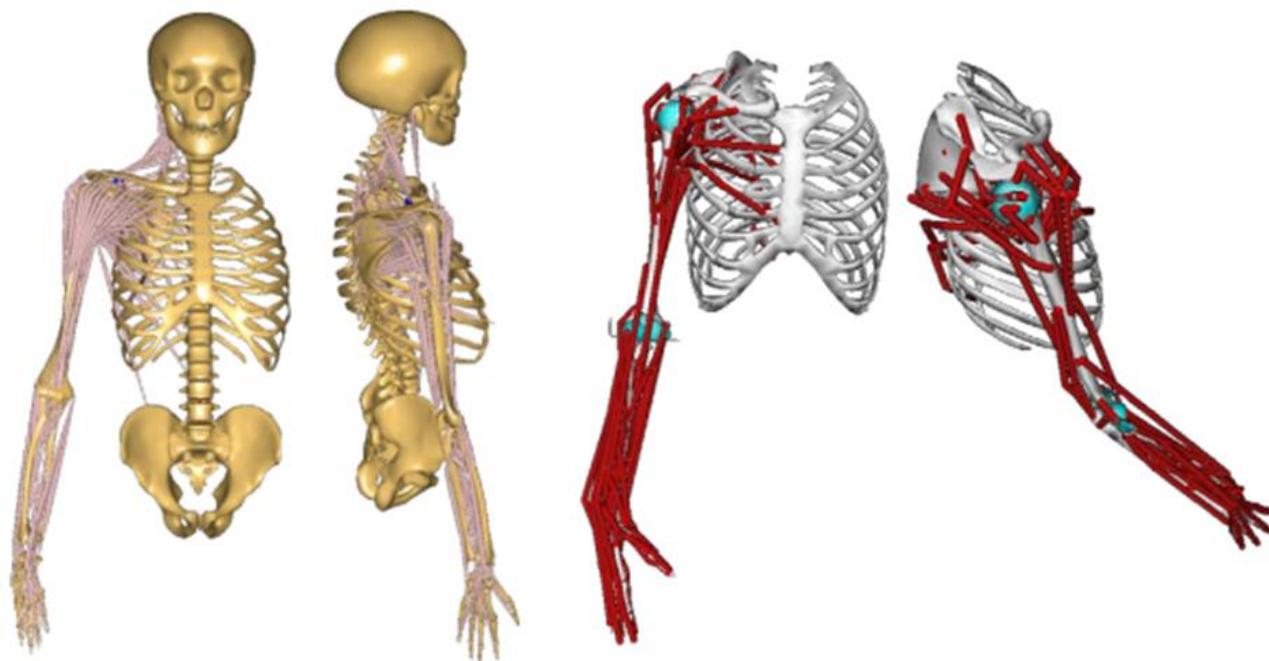


Figure 6 : Deux modèles de l'épaule Anybody (gauche) et OpenSim (droite) servant à déterminer les efforts dans les muscles par dynamique inverse, source [7]

### 1.3.4 - Discussions et Limites des modèles

Ces modèles apportent de nombreuses informations sur les potentielles causes d'endommagement de l'épaule lors de ce type de manutentions répétées. De manière générale les modèles musculosquelettiques apportent de nombreuses informations sur la mécanique du mouvement. En revanche, ils sont limités par l'utilisation de propriétés musculaires moyennes, très peu personnalisées, et qui limitent donc la justesse des résultats pour un sujet particulier. Il est en effet très difficile d'obtenir les propriétés matériaux réelles des muscles, cela nécessitant des mesures in-vivo invasives. Finalement, le comportement d'un muscle, d'un os ou d'une articulation dans ces modèles est limité à une ligne d'action, à une liaison sphérique. En réalité, le comportement de ces tissus biologiques est bien plus complexe, souvent non-linéaires, avec une géométrie complexe. Il est alors nécessaire d'étudier la déformation des tissus afin de comprendre le rôle de la mécanique dans les pathologies (l'arthrose par exemple).

## 2 – Déformations des tissus (de l'os au cerveau)

La structure du corps humain est organisée autour des os, qui supportent l'ensemble des autres organes nécessaires. Ces organes sont des tissus moins rigides (voir figure 7), des « tissus mous » qui sont soumis à des déformations importantes. Il est nécessaire pour analyser leur comportement de s'intéresser aux déformations de la matière. Ces déformations apparaissent dans de nombreux cas, notamment physiologiques : les contractions musculaires nécessaires à la locomotion, la

conduite et la propulsion du sang dans le système cardiovasculaire... Dans un cadre pathologique, les tissus peuvent être soumis à de nombreuses déformations : la rupture des os dans un accident, la déformation du tissu cérébral lors d'une commotion cérébrale, mais aussi la rigidité des cellules cancéreuses qui favorise la propagation des métastases. Tous ces processus interviennent donc à différentes échelles sur les différentes structures composant les organes.

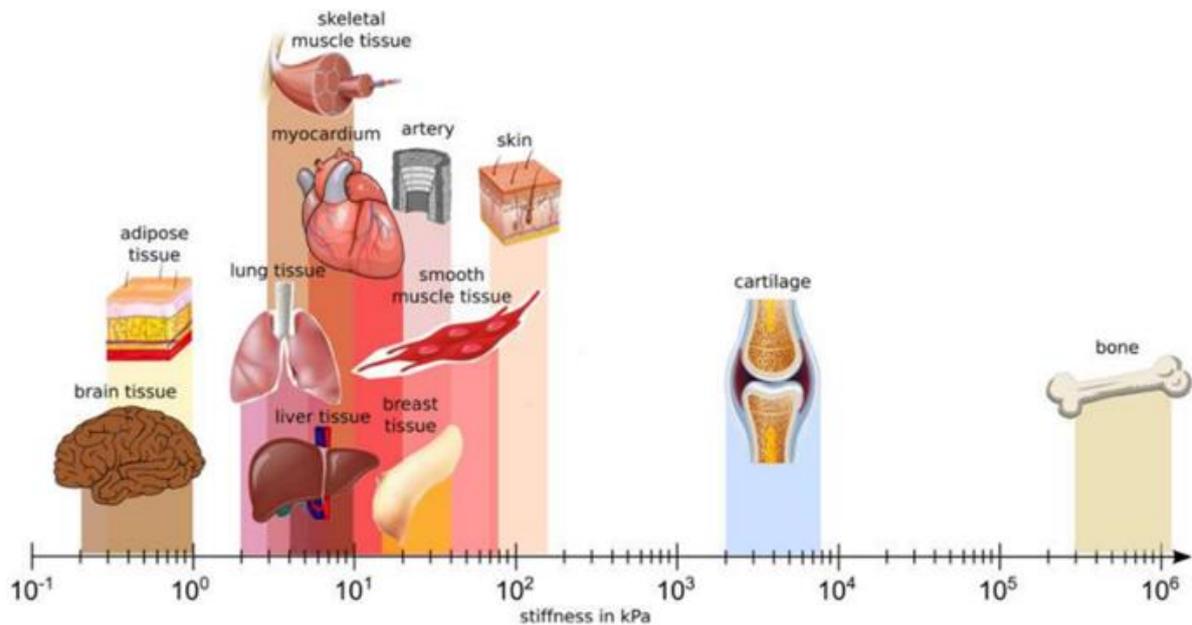


Figure 7 : Rigidité des différents tissus présents dans le corps humain, source [8]

## 2.1 - Différentes échelles (de la cellule à l'organe) et différents phénomènes

Un organe est un assemblage complexe de tissus biologiques, eux-mêmes constitués par un ensemble de cellules, de matrices extra-cellulaires et d'espèces chimiques (figure 8). Chacun de ces constituants joue un rôle mécanique et biologique différents, ce qui conduit à un comportement complexe des tissus, fortement non-linéaire.

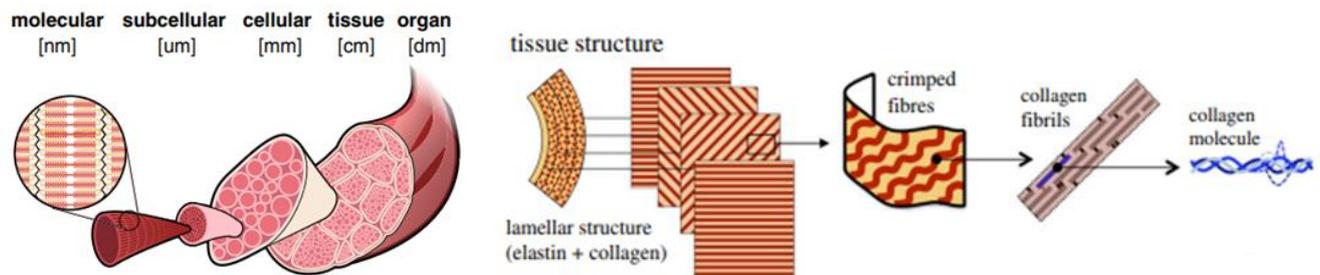


Figure 8 : (à gauche) Description des différentes échelles physiques présentes dans un muscle, source [9]  
(à droite) Description multi-échelle des fibres de collagène dans un tissu artériel, source [10]

De plus, les tissus ont un comportement chimique, biologique et mécanique, avec leurs échelles géométrique et temporelle propres. L'étude de leur comportement dépend donc de l'échelle caractéristique du phénomène considéré. Un modèle avec une échelle caractéristique faible et qui prend en compte toutes les interactions entre les différentes physiques apporte plus de précision, en revanche cela augmente grandement les coûts de calculs.

Ainsi le tissu artériel peut-être modélisé de plusieurs manières différentes. La figure 9 (gauche) montre un modèle complet du système cardiovasculaire, qui prend en compte une rigidité du tissu artériel, mais aussi une perte de charge visqueuse, et une inertie de propagation de l'onde de pression. Ce type de modèle est utile pour déterminer le comportement global du sang (couple flux

pression), mais ne permet pas de comprendre comment le tissu artériel se comporte lorsqu'il est soumis au flux sanguin. Au contraire, le modèle élément fini avec interactions fluide-structure permet de modéliser le flux local du sang, ses interactions avec le tissu et l'adaptation biologique de ce dernier. En revanche la modélisation complète du système cardio-vasculaire avec ce modèle est impossible, par la reconstruction géométrique nécessitée, et par les coûts de calculs que cela engendre.

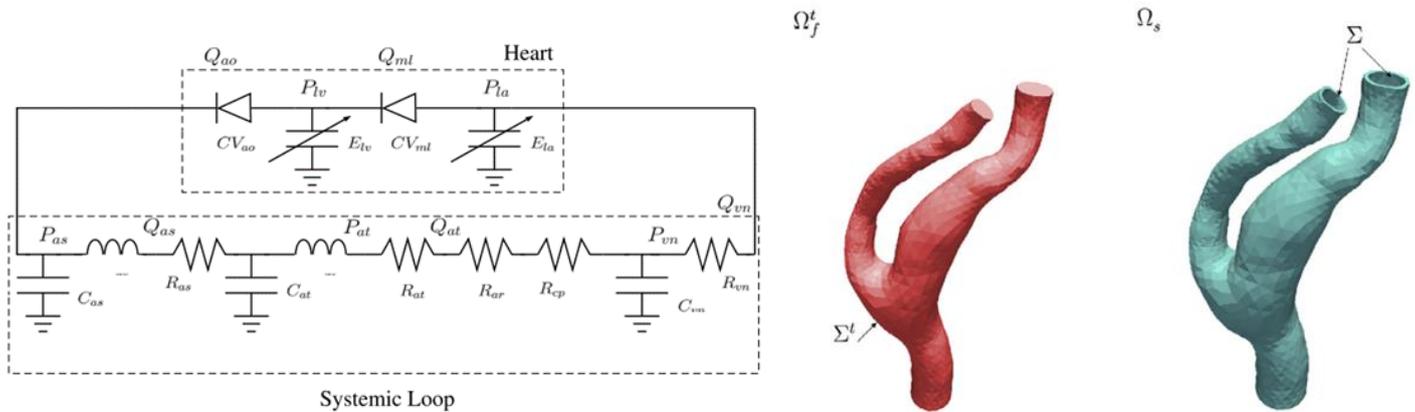


Figure 9 : Deux modèles d'artères : (à gauche) Modèle complet du système cardiovasculaire (à droite) Modèle éléments finis avec interactions fluides structures, source [11]

## 2.2 - Modélisation : grandes déformations et omniprésence des outils numériques

Les tissus ont des géométries et des propriétés matériaux complexes et non-linéaires. En effet, les cellules composant un tissu peuvent être considérées comme continues ou discrètes suivant l'échelle du processus étudié. Les interactions complexes des différents constituants mènent à un comportement non-linéaire, parfois hyper-élastique (élastique non-linéaire), viscoélastique (évolution temporelle de la réponse) ou même poro-élastique (avec la présence d'un fluide en mouvement dans le tissu). Il est alors souvent nécessaire de modéliser ces tissus par un modèle numérique, et dans le cadre des grandes déformations, avec des lois de comportement matériaux non-linéaires.

On distingue deux types de lois de comportements : les approches phénoménologiques et les approches basées sur la microstructure du tissu. L'approche phénoménologique se fait en ajustant un modèle à des mesures expérimentales, par exemple des essais de traction sur des échantillons de tissus. Ce type de modèle est facile à réaliser, mais n'est valable que dans les conditions

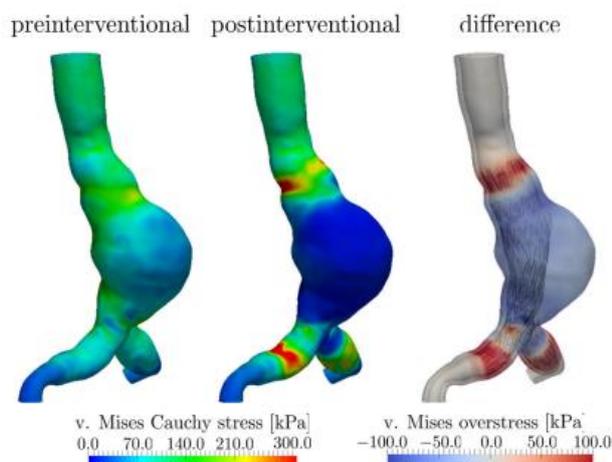


Figure 10 : Contraintes dans la paroi artérielle abdominale avant et après une chirurgie endovasculaire pour le traitement d'un anévrisme, source [18]

d'expériences. Ainsi les aspects anisotropes, la fraîcheur des tissus, les conditions aux limites entre autres vont fortement affecter les résultats et donc le modèle qu'on en retire. De plus, généralement les paramètres matériaux trouvés dans ce processus n'ont pas de sens physique et sont donc difficilement interprétables. Nous invitons le lecteur à se tourner vers l'article sur la déformation des tissus mous [19] pour avoir plus de détail sur leur modélisation. L'approche basée sur la microstructure vise à proposer un modèle des interactions entre les différents composants à une plus petite échelle, et d'en construire un modèle homogénéisé.

La géométrie complexe doit parfois être adaptée à chaque individu. Dans ce cas, l'imagerie médicale (radio, scan...) associée à un processus de segmentation permet de reconstruire la géométrie spécifique d'un patient. Le modèle complet comprend la géométrie, les lois matériaux et les conditions limites définis et permet alors d'obtenir la répartition des contraintes et déformations (voir figure 10).

Finalement, lorsque les tissus sont soumis à des chargements trop importants, ils s'endommagent, parfois jusqu'à la rupture. Ces comportements non-physiologiques s'accompagnent de pathologies et de complications. Ainsi une rupture d'un anévrisme lié à une faiblesse du tissu artériel entraîne une hémorragie interne, et souvent conduit au décès. Il est donc nécessaire de comprendre les mécanismes d'endommagement au travers d'une modélisation adaptée.

### 2.3 - Cas d'application : artère soumise à une pression sanguine

Les artères jouent un rôle primordial dans la circulation du sang. Leur élasticité, et leur capacité à

se déformer sous la pression sanguine permet de stabiliser le couple débit pression dans le cadre physiologique. En revanche, dans un cadre pathologique, la rigidité du tissu peut changer, ce qui mène à des maladies, comme l'hypertension ou les anévrismes... Ainsi la compréhension du comportement mécanique est nécessaire à l'analyse et au traitement de ces pathologies.

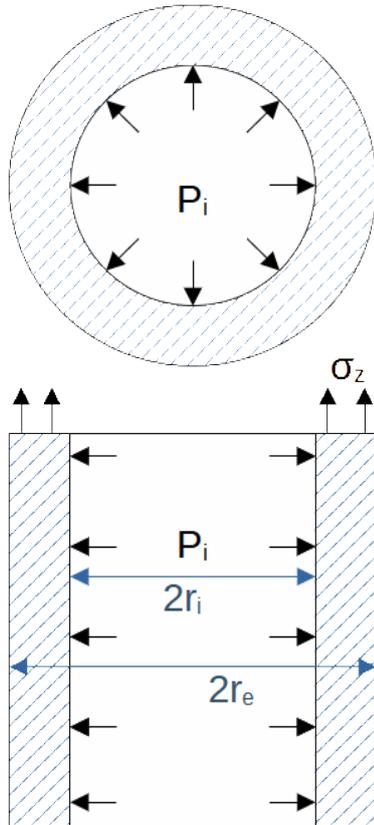


Figure 11 Modèle d'une artère cylindrique

Les artères ont des géométries complexes, qu'on peut simplifier dans un premier temps comme des cylindres infinis soumis à une pression interne et incompressible. En réalité, les artères ont un comportement proche de celui des caoutchoucs, et sont capables d'avoir des grandes déformations élastiques. Pour cet exemple analytique, on s'intéresse uniquement au cas de petites déformations élastiques, en coordonnées cylindriques.

Le champ de déplacement et son gradient associé s'écrivent.

$$\vec{u} = \begin{pmatrix} u_r(r) \\ 0 \\ u_z(z) \end{pmatrix}; \nabla \mathbf{u} = \begin{pmatrix} u_{r,r} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{r}u_r & 0 \\ 0 & 0 & u_{z,z} \end{pmatrix} = \epsilon \quad (7)$$

En élasticité linéaire, le tenseur des contraintes est alors :

$$\sigma = 2\mu\epsilon + \lambda Tr[\epsilon]I \quad (8)$$

$$\sigma = \begin{pmatrix} 2\mu u_{r,r} + \lambda(u_{r,r} + \frac{1}{r}u_r + u_{z,z}) & 0 & 0 \\ 0 & \frac{2\mu}{r}u_r + \lambda(u_{r,r} + \frac{1}{r}u_r + u_{z,z}) & 0 \\ 0 & 0 & 2\mu u_{z,z} + \lambda(u_{r,r} + \frac{1}{r}u_r + u_{z,z}) \end{pmatrix} \quad (9)$$

L'équation d'équilibre en statique s'écrit :  $\text{div } \sigma = 0$ . D'où :

$$\text{div } \sigma \cdot \vec{e}_r = \sigma_{rr,r} + \frac{\sigma_{rr} - \sigma_{\theta\theta}}{r} = 0 \quad (10)$$

Puis,

$$(2\mu + \lambda) \left( u_{r,rr} + \left( \frac{1}{r} u_r \right)_{,r} \right) = 0 \quad (11)$$

Finalemment, on a un vecteur de déplacement selon l'axe du rayon de la forme suivante :

$$u_r = \frac{Ar}{2} + \frac{B}{r} \quad (12)$$

Pour le déplacement axial, on a directement  $\text{div } \sigma \cdot \vec{e}_z = u_{z,zz} = 0$ . D'où, on définit l'élongation axiale constante comme :  $\lambda_z = u_{z,z} + 1$

Le tenseur des contraintes a la forme suivante :

$$\sigma = \begin{pmatrix} (\mu + \lambda)A - \frac{2B}{r^2} + \lambda u_{z,z} & 0 & 0 \\ 0 & (\mu + \lambda)A + \frac{2B}{r^2} + \lambda u_{z,z} & 0 \\ 0 & 0 & (2\mu + \lambda)u_{z,z} + \lambda A \end{pmatrix} \quad (13)$$

Finalemment, les conditions aux limites nous donnent un système de trois équations pour déterminer les constantes  $(A, B, u_{z,z})$  :

$$\vec{e}_r \cdot \sigma(r_i) \cdot (-\vec{e}_r) = (\mu + \lambda)A - \frac{2B}{r_i^2} + \lambda u_{z,z} = -P_i \quad (14)$$

$$\vec{e}_r \cdot \sigma(r_e) \cdot \vec{e}_r = (\mu + \lambda)A - \frac{2B}{r_e^2} + \lambda u_{z,z} = 0 \quad (15)$$

$$\vec{e}_z \cdot \sigma \cdot \vec{e}_z = (2\mu + \lambda)u_{z,z} + \lambda A = \sigma_z \quad (16)$$

Dans ce cadre, on peut imposer un déplacement axial et radial de manière indépendante. En réalité, le tissu est quasi-incompressible, ce qui lie les déplacements et efforts aux limites. La condition d'incompressibilité s'écrit :

$$\text{Tr}[\epsilon] = A + u_{z,z} = 0 \quad (17)$$

Cet exemple simple est une des premières étapes dans la modélisation des artères. En réalité, les géométries, le flux pulsant du sang, et la variation de pression au cours d'une pulsation (de 80 mmHg à 120 mmHg) mettent en jeu des phénomènes bien plus complexes, notamment un comportement en grandes déformations et dynamique. Il convient alors de développer des modèles éléments finis qui prennent en compte les interactions entre le fluide et la structure [12].

### 3 – Applications cliniques, industriels et enjeux

La biomécanique a de nombreuses applications commerciales, dans l'amélioration des performances sportives, la biomimétique... Mais surtout, elle se développe autour des applications biomédicales. Ainsi, les hôpitaux intègrent de plus en plus des départements de biomécanique, afin d'améliorer l'analyse et le traitement de pathologies, l'analyse des mouvements [13], mais aussi le développement de prothèses et orthèses ou encore l'assistance à la planification de chirurgie.

#### 3.1 - Potentiels prosthétiques

L'association de l'imagerie médicale, des matériaux biocompatibles et des analyses biomécaniques ont permis de développer des prothèses personnalisées. Ces prothèses permettent de reproduire les fonctions des organes endommagés tout en diminuant la gêne occasionnée par rapport à des prothèses standards. Ainsi, on peut trouver des prothèses de hanches personnalisées

commercialisées par des entreprises des technologies biomédicales comme Materialise<sup>5</sup>. Les prothèses et implants profitent de plus du développement de l'impression 3D pour leur personnalisation. Ainsi, il est possible de réaliser des chirurgies maxillo-faciales pour la reconstruction post-traumatique<sup>6</sup>. Le développement de nouveaux matériaux biocompatibles comme le pyrocarbone sont en outre de nouvelles opportunités pour la réalisation de prothèses inertes et résistantes à l'usure, comme les implants à la main pour le traitement de l'arthrose (voir figure 11 [14]).

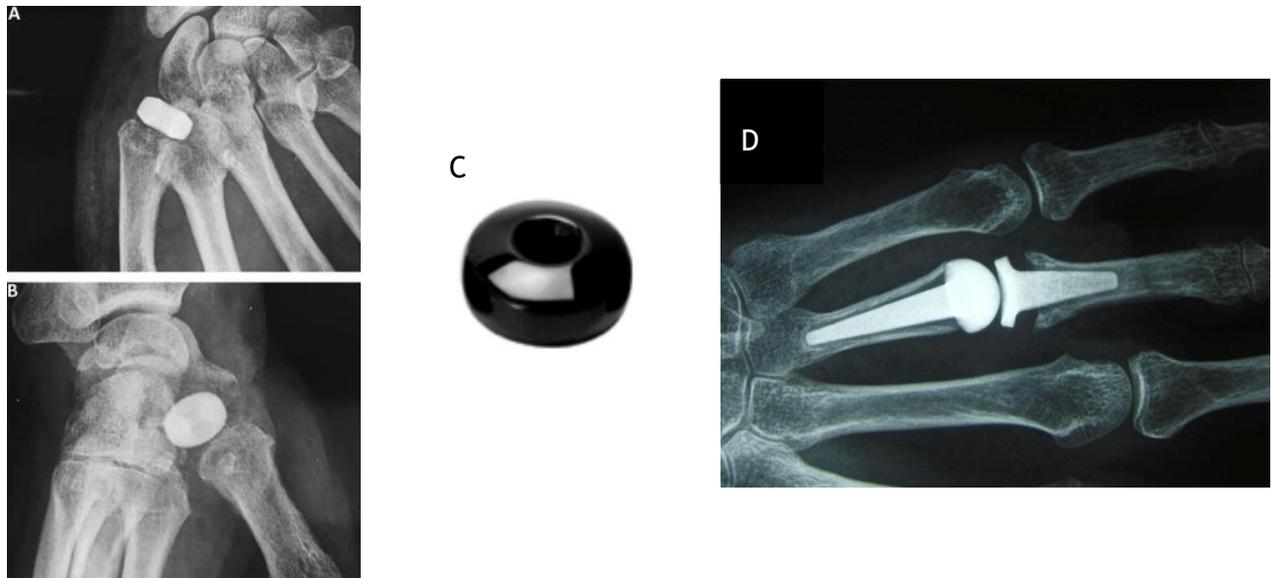


Figure 12 : (A,B) Radio de l'implantation du Pyrodisk (C), (D) Implant de joint complet, source [14]

### 3.2 - Assistance à la planification de chirurgie

La biomécanique permet par ailleurs d'apporter des outils d'analyse, qui peuvent être utilisés pour améliorer les opérations chirurgicales. On peut citer par exemple les biomodèles qui reproduisent les os par impression 3D, pour préparer les chirurgiens à une opération [15]. L'entreprise *Predisurge* à Saint Etienne, par exemple, produit une solution numérique pour la planification d'une opération de réparation des anévrismes abdominaux. Cela permet aux chirurgiens réalisant une réparation endovasculaire de choisir la greffe stent adaptée.

### 3.3 - Limites et freins de l'intégration des outils biomécanique dans les traitements cliniques

Ces avancées technologiques sont aujourd'hui limitées par leur disponibilité dans les hôpitaux. En effet, les coûts de calculs des modèles éléments finis ne permettent pas aujourd'hui d'obtenir des résultats en temps réels avec des résultats précis. De plus, les êtres vivants présentent de nombreuses variabilités (taille, poids, mode de vie...), qui rendent nécessaire l'utilisation et le développement de modèle patient-spécifique prenant en compte les morphologies et propriétés mécaniques de chacun. Ce genre de modèle s'appuie sur de l'imagerie 3D et complexifie l'utilisation des modèles.

<sup>5</sup> <https://www.materialise.com/en/medical/acetabular-hip-implant-amace>

<sup>6</sup> <https://www.materialise.com/en/medical/solutions-for-cranio-maxillofacial-surgeons/personalized-solutions>

Le développement de ces traitements est aussi limité par leur coût, notamment dans les pays en développement. Ainsi des équipes s'appuient sur l'impression 3D pour développer des prothèses « Low-Cost » optimisées [16].

Finalement le développement des jumeaux numériques est aujourd'hui une perspective florissante pour l'intégration totale des outils de modélisations dans l'analyse de l'évolution des pathologies, afin de prendre en compte toute l'histoire des patients dans la prédiction des évolutions [17]. Les mesures des propriétés locales des matériaux restent cependant une limite importante, tant qu'il n'est pas possible de réaliser des mesures in-vivo non invasives.

## Conclusion

Dans ce document nous avons abordé quelques outils de la mécanique utilisés pour l'étude de tissus biologiques. Le thème de la biomécanique est vaste, avec de nombreux outils différents (les modèles, les mesures disponibles) et des applications très diverses. Les principaux enjeux du domaine restent cependant clairs : la complexité des matériaux et géométries, ainsi que les variabilités inter-sujets demandent une évaluation accrue des modèles. Cette évaluation est limitée par la disponibilité des données disponibles, pour des raisons pratiques, éthiques et économiques. Finalement il convient d'utiliser des modèles adaptés à chaque utilisation et utilisateur. Une preuve de concept avec un modèle élément finis n'aura pas le même usage qu'un modèle simplifié pour une application chirurgicale.

## Références :

- [1] "Biomechanics: Principles and Applications," *Biomechanics: Principles and Applications*, 1982, doi: 10.1007/978-94-009-7678-8.
- [2] B. Innocenti, "Biomechanics: a fundamental tool with a long history (and even longer future!)," *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, vol. 7, no. 4, p. 491, Oct. 2017, doi: 10.11138/MLTJ/2017.7.4.491.
- [3] N. Piolanti, S. Polloni, E. Bonicoli, M. Giuntoli, M. Scaglione, and P. F. Indelli, "Giovanni Alfonso Borelli: The Precursor of Medial Pivot Concept in Knee Biomechanics," *Joints*, vol. 6, no. 3, pp. 167-172, Sep. 2018, doi: 10.1055/S-0038-1675164.
- [4] H. M. Kamel, "MODELING AND SIMULATION OF A HIP PROSTHESIS IMPLANTATION," pp. 3-5, 2018.
- [5] I. P. Herman, "Physics of the Human Body," 2016, doi: 10.1007/978-3-319-23932-3.
- [6] *Basic biomechanics of the musculoskeletal system 1*, 4th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins Health, 2012.
- [7] L. Desmoulins, B. Michaud, P. Allard, A. Plamondon, and M. Begon, "Études et recherches RAPPORT R-828 Cinématique et modélisation biomécanique de l'épaule lors de tâches de manutention Prévention durable en SST et environnement de travail", Accessed: Mar. 01, 2022. [Online]. Available: [www.csst.qc.ca/AbonnementPAT](http://www.csst.qc.ca/AbonnementPAT)
- [8] S. Budday, T. C. Ovaert, G. A. Holzapfel, P. Steinmann, and E. Kuhl, "Fifty Shades of Brain: A Review on the Mechanical Testing and Modeling of Brain Tissue," *Archives of Computational*

*Methods in Engineering*, vol. 27, no. 4, pp. 1187-1230, Jul. 2019, doi: 10.1007/S11831-019-09352-W/FIGURES/42.

- [9] K. M. Wisdom *et al.*, “Use it or lose it: multiscale skeletal muscle adaptation to mechanical stimuli,” *Biomech Model Mechanobiol*, vol. 14, pp. 195-215, 2015, doi: 10.1007/s10237-014-0607-3.
- [10] M. Marino, G. Pontrelli, G. Vairo, and P. Wriggers, “A chemo-mechano-biological formulation for the effects of biochemical alterations on arterial mechanics: the role of molecular transport and multiscale tissue remodelling”, doi: 10.1098/rsif.2017.0615.
- [11] A. Quarteroni, A. Veneziani, and C. Vergara, “Geometric multiscale modeling of the cardiovascular system, between theory and practice,” *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 302, pp. 193-252, Apr. 2016, doi: 10.1016/J.CMA.2016.01.007.
- [12] D. Bianchi, E. Monaldo, A. Gizzi, M. Marino, S. Filippi, and G. Vairo, “A FSI computational framework for vascular physiopathology: A novel flow-tissue multiscale strategy,” *Medical engineering & physics*, vol. 47, pp. 25-37, Sep. 2017, doi: 10.1016/J.MEDENGPY.2017.06.028.
- [13] “Biomechanics | The Orthopedic Specialty Hospital.” <https://intermountainhealthcare.org/locations/the-orthopedic-specialty-hospital/medical-services/sport-science-and-sports-training/programs/biomechanics/> (accessed Mar. 01, 2022).
- [14] P. Bellemère, “Pyrocarbon implants for the hand and wrist,” *Hand Surgery and Rehabilitation*, vol. 37, no. 3, pp. 129-154, Jun. 2018, doi: 10.1016/J.HANSUR.2018.03.001.
- [15] V. Bagaria and K. Chaudhary, “A paradigm shift in surgical planning and simulation using 3Dgraphy: Experience of first 50 surgeries done using 3D-printed biomodels,” *Injury*, vol. 48, no. 11, pp. 2501-2508, Nov. 2017, doi: 10.1016/J.INJURY.2017.08.058.
- [16] “LIMBS International: Prosthetics for the Poor.” <https://borgenproject.org/prosthetics-for-the-poor/> (accessed Mar. 01, 2022).
- [17] “Stakeholder workshop on the Human Digital Twin organized by the European Commission.” <https://www.vph-institute.org/news/stakeholder-workshop-on-the-human-digital-twin-organized-by-the-european-commission.html> (accessed Mar. 01, 2022).
- [18] S. Avril, M. W. Gee, A. Hemmler, and S. Rugonyi, “Patient-specific computational modeling of endovascular aneurysm repair: State of the art and future directions,” *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, vol. 37, no. 12, Dec. 2021, doi: 10.1002/CNM.3529.
- [19] T. Lavigne, B. Sauty, S. Laporte, Caractérisation mécanique d’un tissu mou : le muscle passif, [https://eduscol.education.fr/sti/si-ens-paris-saclay/ressources\\_pedagogiques/caracterisation-mecanique-dun-tissu-mou-le-muscle-passif](https://eduscol.education.fr/sti/si-ens-paris-saclay/ressources_pedagogiques/caracterisation-mecanique-dun-tissu-mou-le-muscle-passif)