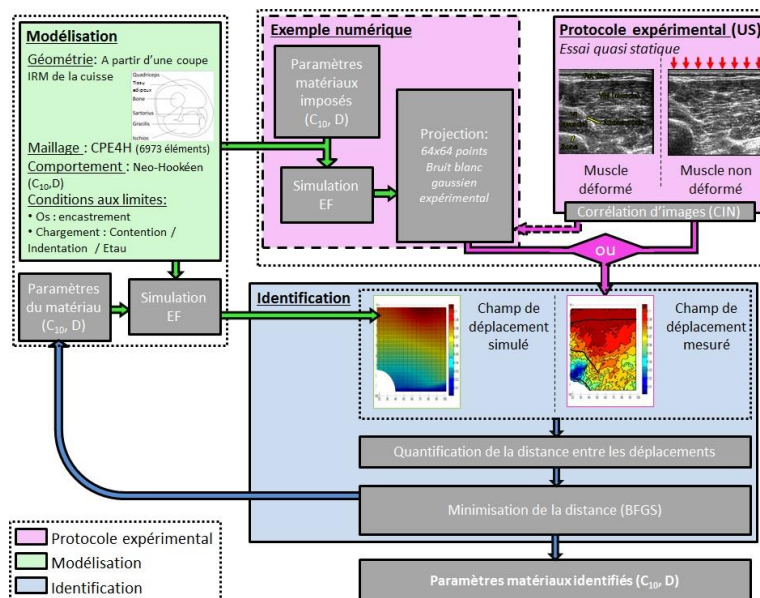


Par **Jean-Sébastien AFFAGARD**

*Identification des propriétés mécaniques des muscles de la cuisse : couplage des techniques de corrélation d'images aux techniques d'imagerie médicale*

Thèse présentée  
 pour l'obtention du grade  
 de Docteur de l'UTC



Soutenu le 14 octobre 2013

**Spécialité :** Bio-ingénierie, Biomécanique, Biomatériaux



---

**Identification des propriétés hyperélastiques des muscles de la cuisse  
à l'état passif**

*Couplage des techniques de corrélation d'images  
aux techniques d'imagerie médicale*

---

Thèse présentée pour l'obtention du grade de  
Docteur de l'Université de Technologie de Compiègne (UTC)

Champ disciplinaire : BioIngénierie, BioMécanique et BioMatériaux

Par :

**Jean-Sébastien Affagard**

---

Soutenue le 14 Octobre 2013 devant le jury composé de :

Rapporteurs	Michel CORET	<i>Professeur des Universités</i>
	Jos VANDER SLOTEN	<i>Professeur des Universités</i>
Membres du jury	Marie-Christine HO-BA-THO	<i>Professeur des Universités</i>
	Fabrice CHARLEUX	<i>Radiologue</i>
	David MITTON	<i>Directeur de recherche</i>
Directeurs de thèse	Sabine BENSAMOUN	<i>Chargée de recherches</i>
	Pierre FEISSEL	<i>Maître de Conférences</i>

---



Thèse préparée et soutenue au sein du :

Laboratoire BioMécanique et BioIngénierie (BMBI)

UMR CNRS 7338

et

Laboratoire Roverval

UMR CNRS 7337

UNIVERSITE DE TECHNOLOGIE DE COMPIEGNE

Rue Roger Couttolenc

CS 60319

60203 COMPIEGNE CEDEX

France

**Commission d'examen**

---

Rapporteurs :

- Monsieur Michel CORET, *Professeur des universités, Institut de Recherche en Génie Civil et Mécanique, Ecole Centrale de Nantes, Nantes*
- Monsieur Jos VANDER SLOTEN, *Professeur des universités, Université Catholique de Louvain, Belgique*

Examineurs :

- Madame Marie-Christine HO BA THO, *Professeur des universités, Université de Technologie de Compiègne, Laboratoire Biomécanique et Bioingénierie, UMR CNRS 7338, France*
- Monsieur Fabrice CHARLEUX, *Radiologue, ACRIM-Polyclinique Saint-Côme de Compiègne, France*
- Monsieur David MITTON, *Directeur de recherche, Université Claude Berlioz, Institut français des sciences et technologies des transports, de l'aménagement et des réseaux, Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, UMR 9406, Lyon 1, France*

Directrices de thèse :

- Madame Sabine BENSAMOUN, *Chargée de recherches, Université de Technologie de Compiègne, Laboratoire Biomécanique et Bioingénierie, UMR CNRS 7338, France*
- Monsieur Pierre FEISSEL, *Maître de conférences, Université de Technologie de Compiègne, Laboratoire Roverval, UMR CNRS 7337, France*



« La vie c'est comme une  
boite de chocolat, on ne sait  
jamais sur quoi on va  
tomber »

*Forest Gump, 1994*



# Résumé

**TITRE : Identification des propriétés hyperélastiques des muscles de la cuisse à l'état passif : couplage des techniques de corrélation d'images aux techniques d'imagerie médicale.**

La compréhension du comportement musculaire est un champ d'investigation primordial dans divers domaines tels que le sport, le crash automobile et la médecine. Peu de techniques *in vivo* permettent aujourd'hui de caractériser les propriétés mécaniques du muscle. Aussi, l'objectif de ce travail est de développer une méthode d'identification *in vivo* à partir de mesures de champs de déplacement.

La méthode d'identification est composée de 3 étapes interdépendantes. La première consiste à réaliser une IRM de la cuisse pour segmenter manuellement différents tissus musculaires (quadriceps, ischios, gracilis et sartorius) et le tissu adipeux. Un comportement Néo-Hookéen est choisi pour modéliser le comportement hyperélastique ( $C_{10}$ ,  $D$ ). Dans un second temps, un dispositif expérimental de compression est développé pour mesurer le champ de déplacement *in vivo* à partir des techniques d'imagerie échographique et de Corrélation d'Images Numériques. Finalement, une méthode inverse est mise en œuvre pour identifier les paramètres  $C_{10}$  et  $D$  de chaque tissu. Par le biais d'un exemple numérique, l'erreur sur les paramètres identifiés est évaluée.

Les cartographies des champs de déplacement expérimentaux confirment les observations qualitatives obtenues sur les images échographiques et sont validées par les champs de déformation obtenus par approximation diffuse. Une faible erreur d'identification ( $C_{10} < 3\%$ ,  $D < 7\%$ ) est obtenue à partir de l'exemple numérique, et les paramètres mécaniques identifiés sont en accord avec la littérature. Ces résultats valident la démarche inverse mise en œuvre qui permettra, à terme, de suivre l'évolution des pathologies et de mener des simulations prédictives.

**Mots clefs :** Propriétés mécaniques *in vivo*, muscles de la cuisse, Corrélation d'Images Numériques (CIN), Imagerie médicale, Méthode inverse.



# Abstract

**Title: Identification of the hyperelastic properties of the passive thigh muscles: coupling of the image correlation with medical imaging techniques.**

The understanding of the mechanical behavior of the muscle tissue is an important field of investigation with different applications in medicine, car crash and sport. Currently, few *in vivo* imaging techniques are able to characterize the mechanical properties of muscle. Thus, this study aims at developing an *in vivo* identification method based on displacement field measurements.

The identification approach is composed of 3 dependent steps. The first step consists in performing a 2D MRI acquisition of the thigh in order to segment manually the muscle (quadriceps, ischio, gracilis and sartorius) and fat tissues. A Neo-Hookean model is chosen to characterize the hyperelastic behavior ( $C_{10}$ ,  $D$ ). Secondly, an experimental compression device is developed to measure the *in vivo* displacement field using ultrasound and Digital Image Correlation (DIC) techniques. Finally, an inverse method is implemented to identify the  $C_{10}$  and  $D$  parameters of each soft tissue. A numerical example is used to quantify the identification error on each parameter.

Displacement field measurements confirm the ultrasound observations. They are also validated by the cartographies of the strain fields, which are obtained by the diffuse approximation method. Using the numerical example, the identification leads to low errors on the  $C_{10}$  ( $< 3\%$ ) and  $D$  ( $< 7\%$ ) parameters. Identified values of the mechanical parameters are in good agreement with the literature. All results validate the implemented identification method. In the long term, this protocol will allow to follow the evolution of pathologies and to conduct predictive simulations.

**Keywords:** *In vivo* mechanical properties, Thigh muscles, Digital Image Correlation (DIC), Medical imaging, Inverse method

## Remerciements

Bien que cette partie se situe au début du manuscrit, j'ai attendu la fin de la thèse, ma thèse, pour me confronter à cet exercice. Et me voilà, docteur, avec un beau manuscrit, de beaux souvenirs de ces 3 années compiégnoises et de nouveau le syndrome de la feuille blanche. Ceux qui me connaissent savent bien que je ne suis pas du genre à dévoiler mes sentiments facilement. Alors, les mettre par écrit : quelle galère ! Allez, c'est parti, je me lance en commençant par les banalités et en essayant de me livrer de plus en plus.

Tout d'abord, je tiens à remercier Marie-Christine HO-BA-THO, MCH pour les intimes, directrice du laboratoire BMBI, Jean-Marc ROELANDT, directeur du laboratoire Roberval et Piotr BREITKOPF, qui assure actuellement l'intérim, pour m'avoir accueilli et pour avoir mis à ma disposition les moyens nécessaires pour mener à bien ce projet de thèse dans les meilleures conditions.

Je tiens par ailleurs à remercier vivement Michel CORET et Jos VANDER SLOTEN pour avoir accepté la tâche de rapporteurs. Merci également à David MITON d'avoir présidé mon jury de thèse, à Marie-Christine HO-BA-THO et au docteur Fabrice CHARLEUX, radiologue, pour leur participation en tant qu'examineurs, à ce jury de thèse.

Mes plus sincères remerciements vont à mes deux encadrants : Sabine BENSAMOUN et Pierre FEISSEL, qui m'ont offert, il y a 3 ans, l'opportunité de débiter cette thèse. Merci pour ces réunions hebdomadaires du début de thèse et ce suivi régulier qui m'ont permis d'appréhender la complexité de mon sujet, de m'insérer dans mes 2 laboratoires de tutelle et surtout de me redonner quelques bouffées d'oxygène et de réelles perspectives de travail. Je tenais aussi à vous remercier pour avoir, au quotidien, gardé vos portes ouvertes. Ceci nous a permis d'avoir des discussions scientifiques, tennistiques, philosophiques et écologiques. Pierre, je te remercie d'avoir fait l'effort de sortir une nouvelle chemise le jour de ma soutenance. Je tiens à préciser au lecteur que Pierre est très propre. Il est juste réticent au port de chemise et met la même à toutes les « sorties officielles ».

Je veux aussi remercier les personnes du corps administratif qui ont toujours répondu à mes questions que ce soit au sein du laboratoire, de l'école doctorale, des ressources humaines, ou même de l'UTC directement.

Je remercie les personnes qui m'ont permis de décrocher un contrat 1/6 deux années de suite et qui m'ont donné l'opportunité d'enseigner. Les heures d'encadrement de travaux pratiques sont parfois fatigantes mais ont contribué à me changer les idées. Merci à Delphine, Frédéric et Pierre de m'avoir fait confiance.

Le travail, c'est la santé..... Mais, bien évidemment, il n'y a pas que le travail dans la vie, il y a les **sorties** aussi !! (F Vincent, je me suis permis de légèrement modifier les paroles de ta chanson qui seraient mal vu dans un tel manuscrit). Je vais donc dans la suite essayer de me remémorer quelques petits moments qui m'ont permis de décompresser et de rebouter ce cerveau souvent au bord du « burn-out ». Pour ne pas faire de jaloux, je vais essayer de raconter des anecdotes sur mes différents groupes d'amis (c'est cette classification qui fait de nous, avec Chacha, des personnes assez psychorigides).

Je remercie donc les « amis UTC » pour ces moments de partage et de discussion. Je remercie les joueurs de foot et de basket du midi pour ces moments de détente. Merci aussi à tous ceux du bureau d'avoir participé à la pause gâteau du vendredi matin. Cette pause a permis de créer une certaine cohésion, utile, je pense, à un laboratoire. Je remercie Nicolas, Guillaume, Khalil et Laetitia, les post-docs, avec qui j'ai apprécié avoir des débats bien que ces personnes étaient un peu têtues dans l'ensemble !! Je remercie aussi Frédéric, Professeur, qui venait nous distraire par quelques blagues... Merci également aux thésards du bureau que j'ai croisés plus ou moins longtemps : Laetitia, Aziz (un bon parti qui cherche une femme et qui a plein de lingots d'or), Nha, Mashhour et Pierre. Je tiens aussi à dire un grand merci à ma collègue d'en face, Gwladys, souriante mais souvent chiante, pour avoir organisé de nombreuses soirées et mené de vives discussions. Je pense qu'on se souviendra tous de cette soirée pendant laquelle quelques bières se sont évaporées. Pour ma part, je garderai le souvenir de ma réunion le lendemain matin à 8h30... Un dernier remerciement à Sebastian, Marce et Themis avec qui j'ai passé un super moment en Grèce (en conf, pour le travail, bien sûr) !!! Je tiens également à remercier les thésards de mécanique : Jérémy L et Jérémie B, Pierre, Anthony, Lydie (j'espère n'oublier personne). Ah si ! J'oubliais Mouldi et Ludo qui m'ont donné une super idée de prénom si j'avais eu une fille (Mouldovica). Mais j'ai eu un

garçon... Ne vous inquiétez pas, j'y reviendrai. Donc, les deux cocos, je pense que vous vous souviendrez longtemps de cette soirée, photos et vidéos à l'appui, pendant laquelle je vous ai annoncé la future naissance. Que ça fait mal à la tête ce genre d'annonce, n'est-ce pas ? Le dernier qui me reste et à qui, contrairement aux autres, j'aimerais dire « non-merci » est Quentin. Pour l'anecdote, ce non-merci vient du fait qu'il n'aime rien et qu'il en a fait sa devise durant les pauses du vendredi matin. J'ai, par ailleurs, pu me ressourcer au quotidien dans son bureau en compagnie de Gwladys. Enfin, je remercie toutes les personnes qui ont relancé le RED<sup>2</sup> et qui m'ont fait sortir pendant cette dernière année de thèse. Merci notamment à Benjamin et à Marina chez qui nous avons fini à 5h du mat' pour manger des pâtes !

Je remercie aussi les « amis Chacha » (amis de Charlotte à l'origine) : Amandine, Valérie, Mathilde, Steph et Sylvain, Charline et Matthieu, Audrey et Kevin, Nico, Caro et Fanfan. Merci d'avoir été présents pour toujours organiser un apéro, une soirée dès que l'on rentrait en Bretagne. Je me souviendrai particulièrement des Beauvaisiens qui nous ont gentiment hébergés après ces quelques jours à Valence. Et oui, après un weekend festif voire presque « échangiste », nous avons dû continuer les festivités chez vous après avoir constaté que notre voiture, s'ennuyant sur le parking, avait décidé de faire un tour à la fourrière !

Merci aussi aux amis JS (mes potes d'enfance). Redge, Hugues, Aurélien, Gui, Dim, Jon, Denis, David et Vince et à leur conjointes et enfant(s). Bien que chacun fasse sa vie de son côté (et moi le premier), je sais qu'on sera toujours là les uns pour les autres. J'attends avec impatience qu'on puisse se retrouver entre hommes pour les prochaines échéances (tu vas prendre cher pour ton EVG Aurélien...).

Enfin merci à la famille, non pas pour ces trois dernières années seulement, mais pour votre continuel soutien... Vous avez su, malgré le fait que j'ai cherché ma voie, toujours avoir confiance en moi et, je vous l'accorde, la tâche n'était pas facile jusqu'ici. Je vous remercie tous ; Maman, Papa, Papi, Quentin, Xavier, Mayelle, Michèle, Jean-Marc, Sylvain, Cyril et même celles qui ne sont plus là pour lire ces quelques mots ; pour cet accompagnement moral, logistique et financier qui me permet à présent de voler de mes propres ailes... Alors, profitez-en donc maintenant les parents et prenez des vacances !!! J'en profite pour remercier dans cette partie la famille Robert : Olivier, Mémé (Jaco), Pépé (Pat') et les autres... de m'avoir supporté depuis que je vous côtoie !!

Pour finir, il y a 3 ans, ma p'tite Chacha (la même que dans « les amis de Chacha »), tu as fini les remerciements de ta thèse par : « A mon tour d'être là à présent» [*Charlotte Robert, thèse2010, Optimisation de l'architecture HiSens*]. Je te dirais que la tâche n'était pas facile vu que tu étais à Orsay en post-doc et moi à Compiègne... Donc, ça partait mal !! Cependant, pendant cette période, malgré le fait que nos discussions étaient centrées sur ma thèse, tu as su m'écouter, me conseiller et me motiver. Je te dois aussi de longues heures à corriger ma thèse... Je peux dire, qu'en ce sens, tu as su être présente... Mais, en plus de tout ça, malgré la difficulté de la chose, tu m'as apporté un joli cadeau nommé Colin (Affagard) à la fin de cette thèse... en plein pendant la rédaction. Il a d'ailleurs été adorable et a fait ses nuits rapidement pour me laisser travailler sereinement. Et me, nous, voilà partis pour la vie de famille qui, j'espère, sera longue et heureuse à vos côtés !!! A ton tour maintenant Colin de passer ta thèse !!

J'espère n'avoir oublié et blessé personne par mes anecdotes. Alors, un grand merci à tous, même toi qui vient de dévorer ces remerciements. Et sur ce, bonne lecture de l'intégralité ou même d'une partie de ce document.





# Table des matières

<b>RESUME</b> .....	<b>7</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>8</b>
<b>REMERCIEMENTS</b> .....	<b>9</b>
<b>LISTE DES SYMBOLES</b> .....	<b>21</b>
<b>INTRODUCTION</b> .....	<b>25</b>
<b>CHAPITRE I : ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE</b> .....	<b>31</b>
1. MISE EN CONTEXTE.....	32
2. LES MUSCLES STRIES SQUELETTIQUES .....	34
2.1. A l'échelle macroscopique .....	34
2.1.1. <i>Architecture et généralités</i> .....	34
2.1.2. <i>Composition des tissus mous de la cuisse</i> .....	37
2.1.2.1. <i>Les muscles de la cuisse</i> .....	37
2.1.2.2. <i>Aponévrose</i> .....	38
2.1.2.3. <i>Tissu adipeux et peau</i> .....	38
2.1.3. <i>Système vasculaire</i> .....	40
2.2. A l'échelle microscopique.....	41
2.3. Modèles rhéologiques du muscle .....	43
3. CARACTERISATION MECANIQUE DES TISSUS MOUS .....	45
3.1. Lois de comportement.....	46
3.1.1. <i>Introduction à la mécanique des milieux continus</i> .....	47
3.1.2. <i>Comportements linéaires</i> .....	49
3.1.3. <i>Comportement hyperélastique</i> .....	51
3.1.3.1. <i>Généralités</i> .....	51
3.1.3.2. <i>Modèles de la série de Rivlin et variantes</i> .....	55
3.1.3.3. <i>Modèle de Ogden</i> .....	57
3.1.4. <i>Viscoélasticité</i> .....	58
3.2. Problèmes inverses en mécanique.....	60
3.2.1. <i>Définition d'un problème inverse</i> .....	60
3.2.2. <i>Approches variationnelles</i> .....	61
3.2.2.1. <i>Méthode de recalage par éléments finis</i> .....	61



3.2.2.2. <i>Erreur en relation de comportement</i> .....	62
3.2.3. <i>Méthode des champs virtuels</i> .....	63
3.3. Tests mécaniques <i>in vivo</i> .....	65
3.3.1. <i>Essais mécaniques sans recours à l'imagerie</i> .....	66
3.3.2. <i>Essais mécaniques couplés à une mesure par imagerie échographique</i> .....	69
3.3.3. <i>Essais mécaniques couplés à une mesure par Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)</i> .....	75
4. OBJECTIFS DE LA THESE .....	82
<b>CHAPITRE II : MATERIEL ET METHODES .....</b>	<b>85</b>
1. DESCRIPTION DE LA METHODE D'IDENTIFICATION GLOBALE.....	86
2. CHOIX DU CHARGEMENT : CONTENTION, COMPRESSION, INDENTATION .....	89
2.1. Modèle éléments finis .....	90
2.1.1. <i>Géométrie, maillage et conditions aux limites</i> .....	90
2.1.2. <i>Loi de comportement</i> .....	91
2.2. Modélisation du chargement .....	92
2.3. Analyse de sensibilité.....	95
3. PROTOCOLE EXPERIMENTAL .....	96
3.1. Description du dispositif expérimental .....	96
3.1.1. <i>Dispositif de compression</i> .....	96
3.1.2. <i>Application in vivo</i> .....	98
3.1.3. <i>Application in vitro : Fantôme CIRS</i> .....	99
3.2. Mesure du champ de déplacement .....	100
3.2.1. <i>La Corrélation d'Images Numériques (CIN)</i> .....	100
3.2.1.1. <i>Méthodes locales</i> .....	100
3.2.1.2. <i>Méthodes globales</i> .....	102
3.2.1.3. <i>Caractéristiques des images ultrasonores pour une corrélation d'images numériques optimale</i> .....	103
3.2.2. <i>Principe de la technique d'échographie</i> .....	104
3.2.3. <i>Optimisation des paramètres d'acquisition</i> .....	105
3.2.4. <i>Caractérisation du mouchetis</i> .....	110
3.2.5. <i>Caractérisation du bruit de mesure</i> .....	110
3.3. Mesure des champs de déplacement et de déformation .....	111
3.3.1. <i>Champ de déplacement</i> .....	111

3.3.2. <i>Champ de déformation</i> .....	113
4. IDENTIFICATION .....	117
4.1. Formulation du problème inverse .....	117
4.2. Algorithmes de minimisation .....	118
4.3. Minimisation à partir du couplage d'une surface de réponse et d'une réduction de modèle .....	124
4.4. Applications de la méthode d'identification .....	127
4.4.1. <i>Exemple numérique</i> .....	127
4.4.2. <i>Tissu musculaire</i> .....	131
5. CONCLUSION .....	132
<b>CHAPITRE III : RESULTATS</b> .....	<b>133</b>
1. CHOIX DE LA SOLLICITATION MECANIQUE .....	135
2. OPTIMISATION DES PARAMETRES D'ACQUISITION .....	139
2.1. Choix de la fréquence .....	140
2.2. Optimisation du gain (G) à dynamique fixe .....	140
2.3. Détermination du couple gain / dynamique optimal .....	142
2.4. Résumé des paramètres d'acquisition .....	144
2.5. Auto-corrélation du mouchetis .....	144
2.6. Quantification de l'erreur aléatoire sur les déplacements .....	145
3. ANALYSE DU CHAMP DE DEPLACEMENT ET DU CHAMP DE DEFORMATION .....	148
3.1. Etude <i>in vitro</i> .....	148
3.1.1. <i>Champ de déplacement</i> .....	148
3.1.2. <i>Champ de déformation</i> .....	149
3.2. Etude <i>in vivo</i> .....	154
3.2.1. <i>Champ de déplacement</i> .....	154
3.2.2. <i>Champ de déformation</i> .....	158
3.3. Résumé de la mesure de champ .....	161
4. CHOIX DE L'ALGORITHME DE MINIMISATION .....	162
5. IDENTIFICATION DES PROPRIETES MECANQUES DES MUSCLES DE LA CUISSE .....	163
5.1. Quantification de l'erreur d'identification – exemple numérique .....	163
5.1.1. <i>Identification des 10 paramètres mécaniques</i> .....	163
5.1.2. <i>Hypothèse simplificatrice : identification de 8 paramètres mécaniques</i> ..	164
5.2. Caractérisation des propriétés mécaniques des muscles – application <i>in vivo</i> ..	165

5.2.1. <i>Identification des propriétés mécaniques du tissu adipeux et du tissu musculaire</i> .....	165
5.2.2. <i>Identification des propriétés mécaniques de chaque tissu musculaire</i> .....	167
5.3. Résultats préliminaires de l'identification par réduction de modèle.....	168
<b>CHAPITRE IV : DISCUSSION</b> .....	<b>173</b>
<b>CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES</b> .....	<b>181</b>
<b>RÉFÉRENCES</b> .....	<b>185</b>
<b>SITE INTERNET</b> .....	<b>197</b>
<b>PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS</b> .....	<b>199</b>





## Liste des symboles

$\lambda$	Elongation
$L$	Longueur
$L_0$	Longueur initiale
$\varepsilon$	Déformation uniaxiale
$\Delta L$	Allongement
$\overline{\overline{F}}$	Tenseur de la transformation
$\overline{\overline{R}}$	Tenseur des rotations
$\overline{\overline{U}}$	Tenseur d'élongation droit
$\overline{\overline{V}}$	Tenseur d'élongation gauche
$\overline{\overline{C}}$	Tenseur des dilatations de Cauchy Green droit
$\overline{\overline{B}}$	Tenseur des dilatations de Cauchy Green gauche
$\vec{f}_i$	Forces volumiques
$\vec{F}_i^d$	Forces surfaciques
$\vec{u}^d$	Déplacements
$\Omega$	Domaine
$\Omega_0$	Configuration initiale du domaine
$\Omega_t$	Configuration finale du domaine
$\partial\Omega$	Frontière du domaine
$\sigma$	Champ de contraintes
$\rho$	Masse volumique
$\ddot{\vec{u}}$	Accélération
$E$	Module d'Young
$W$	Densité d'énergie de déformation
$\lambda$ et $\mu$	Coefficients de Lamé
$tr(.)$	Trace de la matrice
$\delta_{ij}$	Symbole de Kronecker
$\nu$	Coefficient de Poisson
$I$	Invariants du tenseur de Green Cauchy droit
$det(.)$	Déterminant de la matrice

$\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$	Elongations principales
$p$	Pression hydrostatique
$J$	Jacobien de la transformation
$\bar{S}$	Second tenseur des contraintes de Piola-Kirchoff
$\sigma_{dev}$	Contrainte déviatorique
$\sigma_{sph}$	Contrainte sphérique
$U(J)$	Contribution sphérique à la densité d'énergie de déformation
$lim$	Limite
$K$	Module de compressibilité
$C_{ij}$	Coefficient de la suite de Rivlin
$N, \mu_p, \alpha_p$	Constante du matériau du modèle de Ogden
$\tau$	Contrainte de cisaillement
$\mu_{visco}$	Viscosité
$\frac{\partial u}{\partial y}$	Gradient de la vitesse de cisaillement
$G^*$	Module de cisaillement complexe
$M$	Module de cisaillement
$\eta$	Viscosité
$F$	Fréquence
$\omega$	Pulsation
$\Pi$	Fonctionnelle
$\tilde{M}$	Grandeurs mesurées
$\bar{M}$	Grandeurs simulées
$P$	Valeur identifiées
$P_0$	Valeur de référence
$E(u, \sigma, K)$	Erreur en relation de comportement
$U$	Champ de déplacements
$K$	Comportement du matériau
$\varepsilon(u)$	Champ de contrainte
$\alpha$	Coefficient de pondération
$u^*$	Champ de déplacement virtuel
$\varepsilon(u^*)$	Champ de déformation virtuel
$T$	Chargement surfacique à la surface $\partial\Omega_f$
$C_{10}$	Paramètre de cisaillement de la loi Néo-Hookéenne
$D$	Paramètre de compressibilité de la loi Néo-Hookéenne

$S$	Critère de sensibilité
$\theta$	Paramètre matériau
$\Delta$	Distance relative au déplacement à déterminer
$g(x)$	Signal d'une imagerie translatée de $u$
$f(x)$	Signal d'une imagerie de référence
$b(x)$	Bruit de mesure
$h(\Delta)$	Fonction d'inter-corrélation
<i>ROI</i>	Région d'Intérêt
<i>CIN</i>	Corrélation d'Images Numériques
<i>TFR</i>	Transformation de Fourier Rapide
$N_i(x)$	Fonction de forme
$\bar{u}_i$	Déplacement associé à la fonction de forme
$\Delta$	Bruit de mesure
$\sigma$	Ecart type
$M$	Opérateur linéaire de reconstruction des déformations
$\tilde{U}_x$	Déplacements aux points contribuant à la reconstruction de $x$
$cov(.)$	Covariance
$\Delta u$	Bruit de mesure considéré blanc gaussien
$\gamma$	Ecart-type
$[I]$	Matrice identité
$M_{adi}$	Opérateur de reconstruction adimensionnée
$D_R$	Matrice faisant intervenir la taille physique (voisinage)
$R$	Rayon de l'approximation diffuse
$\{a\}$	Vecteur représentant le champ diffus et ses dérivées partielles
$A$	Matrice des variances
$\delta\varepsilon$	Contribution de l'erreur aléatoire sur la composante de déformation
$\varepsilon_1, \varepsilon_2$	Critères d'arrêt
$X_{k+1}$	Point à l'itération suivante
$X_k$	Point courant
$f(X_k)$	Gradient de la fonction coût au point courant
$d_k$	Pas des algorithmes de descente à pas fixe
$G$	Opposé du gradient
<i>POD</i>	Décomposition aux valeurs propres
$\alpha_k$	Coefficient du champ de déplacement résiduel écrit dans la base POD
$\psi_k$	Vecteurs de la base POD



$\bar{u}$	Vecteur déplacement moyen
$K_1, K_2$	Matrice de corrélation
$\phi_k, \varphi_k$	Vecteurs propres
$\lambda_{1k}, \lambda_{2k}$	Valeurs propres
$U_{ref}$	Déplacements de référence

# Introduction

## Préambule

**Les tissus musculaires** sont les principaux effecteurs du système musculo-squelettique. Ils représentent, avec le tissu épithélial, le tissu conjonctif et le tissu nerveux, l'un des quatre types majeurs de tissu qui composent le système musculo-squelettique. La caractérisation mécanique *in vivo* de ces matériaux biologiques apparaît comme utile à une meilleure compréhension des pathologies musculo-squelettiques, ainsi que, à terme, à la simulation prédictive de leur comportement. **La complexité de la composition du tissu musculaire, sa variabilité inter-individu, son évolution temporelle ainsi que les interactions mises en jeu en font un système extrêmement difficile à étudier.** Aujourd'hui les avancées technologiques, notamment dans le domaine de l'imagerie, permettent des explorations de plus en plus fines. **L'étude du comportement mécanique du tissu musculaire reste, cependant, un champ d'investigation trop souvent négligé dans différents domaines scientifiques et médicaux.**

- **En médecine préventive et diagnostique**, la palpation est souvent utilisée pour détecter des tensions musculaires qui peuvent être pathologiques (rétraction, ...). Ainsi, la détermination de la rigidité, reflet d'une propriété mécanique, est donc dans ce cas un outil de grande importance pour suivre, par exemple, l'effet d'un traitement (injection, ...).
- **En chirurgie**, les tissus musculaires possédant des directions de tension privilégiées, il est nécessaire de prendre en compte les propriétés anisotropiques du tissu pour l'optimisation de la cicatrisation dans le cas de chirurgies réparatrices. De plus, les actes chirurgicaux étant de plus en plus assistés par des dispositifs robotisés, une rétroaction est nécessaire afin d'assurer des gestes sûrs et précis. De ce fait, l'implémentation des propriétés mécaniques des tissus musculaires apparaît donc essentielle au bon déroulement des interventions chirurgicales.
- **En crash automobile**, le tissu musculaire est trop souvent négligé dans de nombreuses études. Il crée cependant une enveloppe autour du squelette qui limite les dommages occasionnés en maintenant celui-ci et en absorbant, par conséquent, les chocs. Ce domaine, à la pointe de la modélisation, fait du comportement mécanique des muscles un sujet d'étude essentiel.

- **Dans le domaine de l'ergonomie**, le développement de dispositifs nécessite souvent une connaissance approfondie du comportement mécanique des tissus. Prenons l'exemple des fauteuils roulants, pour lesquels le développement de l'assise est un enjeu essentiel pour la diminution des traumatismes tels que les escarres. Dans ce cas précis, une caractérisation des propriétés mécaniques du tissu glutéal est essentielle.
- **Dans les domaines sportif et curatif**, la contention musculaire est de plus en plus pratiquée. La pression appliquée est souvent choisie en fonction du degré de traumatisme. La détermination des propriétés mécaniques du muscle pourra être un moyen de mieux simuler les mécanismes mis en jeu lors de la contention et ainsi d'adapter les pressions exercées. De plus, la contention est fortement recommandée pour améliorer la récupération, la performance ou prévenir des lésions musculaires.

## Problématique

Les muscles possèdent une structure très organisée, composée de plusieurs milliers de fibres, permettant ainsi la contraction. De par cette fonction, **le comportement mécanique macroscopique du tissu musculaire est hautement anisotrope et hétérogène**. De plus, le tissu musculaire, comme une grande partie des tissus du corps humain, est connu pour avoir un **comportement macroscopique viscoélastique non-linéaire et quasi-incompressible**.

A l'échelle macroscopique, de nombreuses études se sont attachées à la **caractérisation *in vitro*** du tissu musculaire. Ces études ont cependant montré que, lors de sa caractérisation, le tissu musculaire rencontre une dégradation importante.

**L'objectif de ce travail** a alors été de mettre en place une méthode d'**identification *in vivo* des propriétés mécaniques des muscles**. Devant la variété du tissu musculaire, le choix a été fait de se focaliser sur les muscles de la cuisse. Dans ce contexte, les tests mécaniques utilisés classiquement (traction, compression, ...) ne peuvent pas être utilisés. **Le challenge** a alors consisté à développer des outils expérimentaux et numériques novateurs. **Ces outils doivent faire face à des verrous théoriques et expérimentaux importants**. Ces verrous ont résidé dans : la complexité des interactions mises en jeu (couplages fluide-structure, couplages mécanique-biologique), la complexité des matériaux vivants (variabilité humaine, évolution

temporelle, ...), la complexité des propriétés mécaniques des tissus musculaires et les difficultés inhérentes à la caractérisation *in vivo* (techniques de mesure, sollicitations mécaniques des tissus musculaires, ...).

En résumé, l'approche a consisté à **développer des essais mécaniques *in vivo*** pour **mesurer le champ de déplacement** du muscle qui a été obtenu suite à des **acquisitions échographiques** auxquelles une technique de **corrélation d'images numériques** a été appliquée.

L'imagerie échographique est utilisée dans ce travail pour son aspect non invasif et pour sa bonne résolution spatiale, proche du dixième de millimètre.

Un essai de compression quasi-statique a été développé pour appliquer une sollicitation mécanique. Du fait de la faible vitesse de déformation inhérente aux essais quasi-statiques, la viscosité des tissus musculaires a été négligée et ce travail s'est focalisé uniquement sur la caractérisation des propriétés hyperélastiques du muscle.

Cette thèse est financée par le premier collegium qui a pour but de favoriser les projets transversaux tels que la santé et la mécanique. Ainsi, l'originalité de ce travail a été d'avoir établi une collaboration entre les laboratoires de biomécanique (*BMBI – BioMécanique et BioIngénierie*) et de mécanique (*Roberval*) de l'UTC (*Université de Technologie de Compiègne*) et de coupler les activités expérimentales et numériques requises à la caractérisation *in vivo* des propriétés mécaniques du muscle.

## Démarche

Ce mémoire se structurera de la façon suivante. Le **premier chapitre** de cette thèse sera consacré à quelques rappels anatomiques sur les tissus musculaires de la cuisse et sur les lois de comportement linéaires et non linéaires souvent adoptées lors de la caractérisation des propriétés mécaniques des tissus mous. Ensuite, la formulation des approches inverses couramment utilisées en mécanique sera présentée. Enfin, un état de l'art des techniques expérimentales et numériques de caractérisation *in vivo* des tissus sera réalisé.

Au sein du **second chapitre**, les différents matériels et méthodes utilisés seront explicités avec :

- une **première partie** dédiée à la présentation globale de la **démarche d'identification par approche inverse** développée dans cette étude,
- une **deuxième partie** décrivant la **modélisation éléments finis** et l'**analyse de sensibilité** réalisée pour choisir le test mécanique *in vivo* le plus adéquat à l'identification des paramètres mécaniques des muscles,
- une **troisième section** présentant l'**optimisation des paramètres d'acquisition ultrasonore** qui a permis la **mesure du champ de déplacement**. Le **champ de déformation**  $\epsilon$ , de plus, été représenté par **approximation diffuse** afin de valider la mesure du champ de déplacement effectuée préalablement,
- une **quatrième et dernière partie** décrivant la méthode numérique utilisée pour réaliser l'identification des paramètres mécaniques. Pour cela, un **exemple numérique** a été développé pour quantifier l'erreur d'identification. De plus, à la fin de cette section, une approche originale d'identification, basée sur la **décomposition aux valeurs propres**, sera également présentée.

Le **troisième chapitre** présentera les **résultats** permettant de valider l'approche inverse développée dans cette thèse ainsi que l'identification des paramètres mécaniques des muscles de la cuisse. Enfin, les résultats préliminaires de la démarche d'identification par décomposition aux valeurs propres seront aussi présentés.

Le **quatrième chapitre** proposera une **discussion** de l'ensemble des résultats obtenus. Finalement, les **conclusions et perspectives** associées à ce travail seront présentées, ainsi qu'une **liste des différentes communications et publications** produites durant ces trois années de recherche.



# Chapitre I : Etude bibliographique

---

1. MISE EN CONTEXTE.....	32
2. LES MUSCLES STRIES SQUELETTIQUES .....	34
2.1. A l'échelle macroscopique.....	34
2.1.1. Architecture et généralités .....	34
2.1.2. Composition des tissus mous de la cuisse .....	37
2.1.2.1. Les muscles de la cuisse .....	37
2.1.2.2. Aponévrose .....	38
2.1.2.3. Tissu adipeux et peau.....	38
2.1.3. Système vasculaire .....	40
2.2. A l'échelle microscopique.....	41
2.3. Modèles rhéologiques du muscle .....	43
3. CARACTERISATION MECANIQUE DES TISSUS MOUS .....	45
3.1. Lois de comportement.....	46
3.1.1. Introduction à la mécanique des milieux continus.....	47
3.1.2. Comportements linéaires.....	49
3.1.3. Comportement hyperélastique.....	51
3.1.3.1. Généralités.....	51
3.1.3.2. Modèles de la série de Rivlin et variantes .....	55
3.1.3.3. Modèle de Ogden.....	57
3.1.4. Viscoélasticité.....	58
3.2. Problèmes inverses en mécanique.....	60
3.2.1. Définition d'un problème inverse.....	60
3.2.2. Approches variationnelles .....	61
3.2.2.1. Méthode de recalage par éléments finis .....	61
3.2.2.2. Erreur en relation de comportement .....	62
3.2.3. Méthode des champs virtuels .....	63
3.3. Tests mécaniques <i>in vivo</i> .....	65
3.3.1. Essais mécaniques sans recours à l'imagerie.....	66
3.3.2. Essais mécaniques couplés à une mesure par imagerie échographique.....	69
3.3.3. Essais mécaniques couplés à une mesure par Imagerie par Résonance Magnétique (IRM).....	75
4. OBJECTIFS DE LA THESE .....	82

---



## 1. Mise en contexte

La caractérisation mécanique *in vivo* des matériaux biologiques apparait comme utile à une meilleure compréhension des pathologies musculo-squelettiques, ainsi que, à terme, à la simulation prédictive de leur comportement. En préambule, nous avons fait un état des lieux des domaines dans lesquels la caractérisation du comportement musculaire se présente comme une véritable nécessité. Par exemple, dans le domaine sportif, les bas de contention sont commercialisés comme un moyen d'améliorer la performance. Néanmoins, les études réalisées jusqu'à présent sont contradictoires quant à l'utilité d'une telle contention [Bringard et al., 2007]. La question est alors de savoir si ces dispositifs médicaux ont un réel impact sur la performance et la récupération ou s'ils ont principalement un effet placebo. Pour répondre à cette question, **un indicateur fiable pourrait être la caractérisation des propriétés mécaniques transverses acquises sur un muscle passif avant et après effort**. De cette étude, la pression de contention optimale pour le sportif pourrait être déterminée. La Figure I.1 illustre, à titre d'exemple, les étapes nécessaires à l'optimisation :

- caractérisation du muscle sain passif ;
- caractérisation du muscle sain après effort d'endurance ;
- optimisation de la pression de contention dans le cadre sportif.

Dans l'optique de développer une démarche d'identification, **ce travail s'est uniquement focalisé sur les propriétés hyperélastiques transverses du muscle à l'état passif**. De plus, devant la variabilité du tissu musculaire, **l'attention de cette thèse s'est portée sur la caractérisation des tissus de la cuisse**. Cette zone musculaire a été choisie car, précédemment, le laboratoire d'accueil (Laboratoire BMBI – UMR CNRS 7338) a déjà analysé les propriétés viscoélastiques de la cuisse par imagerie ERM [Debernard et al., 2013a]. Nous nous sommes focalisés, par ailleurs, sur le tiers inférieur de la cuisse en raison de la faible épaisseur de tissus adipeux. Cette faible épaisseur facilite, en effet, l'excitation mécanique des muscles nécessaire à leur caractérisation. Finalement, à ce niveau de la cuisse, les faisceaux musculaires sont quasiment alignés avec l'os, ce qui permet de faciliter l'excitation dans le sens transverse (parallèle au sens des fibres).

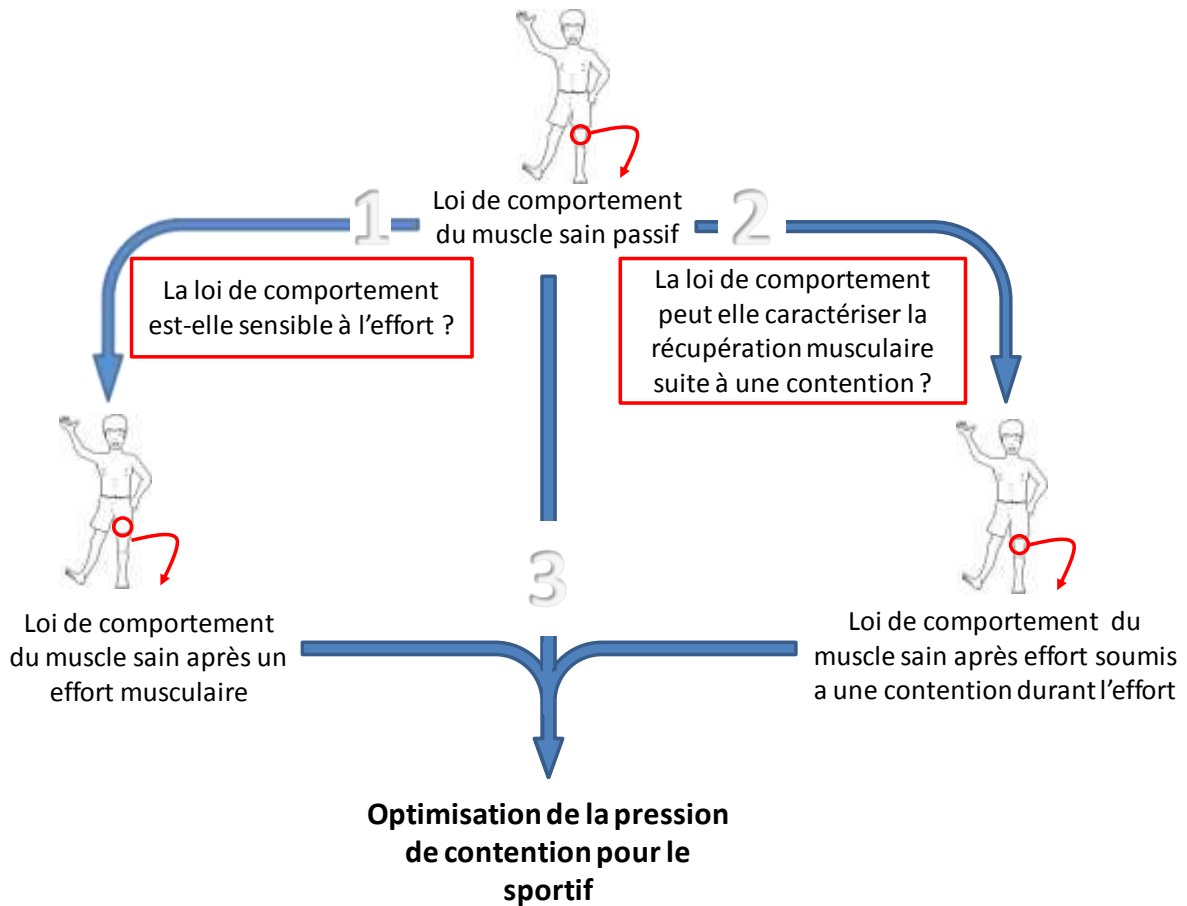


Figure I.1 : Démarche proposée en vue de l'optimisation de la pression de contention pour le sportif.

Dans la première partie, les généralités sur les muscles aux échelles macroscopique et microscopique sont abordées et servent de base à l'expression des modèles rhéologiques. Ces modèles mécaniques sont présentés dans un contexte plus large que celui défini dans cette thèse en prenant en compte, par exemple, la contraction musculaire. Une seconde partie expose les caractéristiques mécaniques des tissus mous au sens de la mécanique des milieux continus. Les lois de comportement linéaires et non-linéaires les plus utilisées pour décrire les tissus mous sont ensuite illustrées. Bien que le comportement visqueux ne fasse pas l'objet d'une attention particulière dans cette étude, un bref résumé de ses caractéristiques est présenté à la fin de cette partie. Ce choix a été fait en raison d'un récent attrait pour l'identification de ces caractéristiques *in vivo*. Puis, les principales méthodes inverses utiles à l'identification en mécanique sont présentées. Ensuite, les protocoles expérimentaux développés pour la caractérisation des lois de comportement sont décrits. Enfin, une troisième et dernière partie expose les objectifs de ce travail.

## 2. Les muscles striés squelettiques

Cette partie décrit les muscles striés squelettiques à l'échelle macroscopique puis à l'échelle microscopique. Enfin, les modèles rhéologiques couramment utilisés pour décrire le comportement des muscles sont présentés.

### 2.1. A l'échelle macroscopique

#### 2.1.1. Architecture et généralités

Les muscles sont les éléments contractiles du corps humain. Ils sont séparés en deux catégories en fonction de leur excitation :

- Les muscles lisses, tels que les muscles des parois vasculaires, sont excités de manière involontaire par le système nerveux autonome,
- Les muscles striés squelettiques, à l'exception des muscles cardiaques, se contractent volontairement et permettent ainsi de se mouvoir. Les muscles de la cuisse sont des muscles striés squelettiques.

Les muscles striés squelettiques sont, la plupart du temps, fixés à l'os à chacune de leurs extrémités par l'intermédiaire d'un tendon (Figure I.2). La structure de ces muscles présente une alternance de tissus musculaires et de tissus conjonctifs. Un muscle est, en effet, constitué d'un ensemble de faisceaux entourés d'une membrane appelée épimysium. Ces faisceaux, eux-mêmes entourés du pérимыsium, sont composés de fibres musculaires qui permettent la contraction de l'ensemble du muscle.

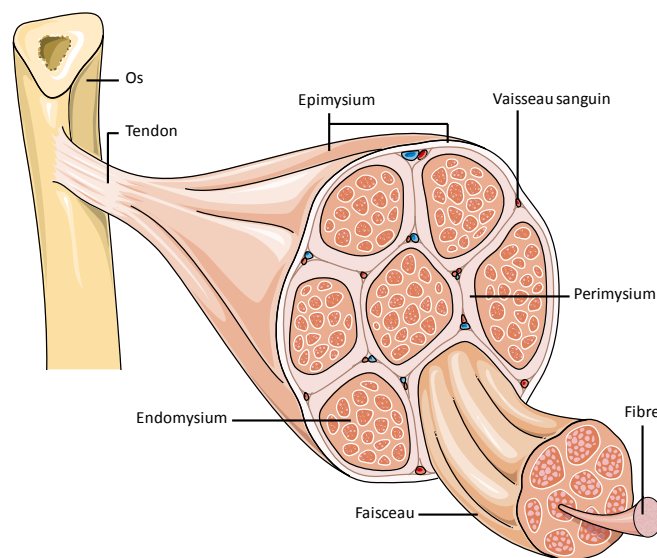
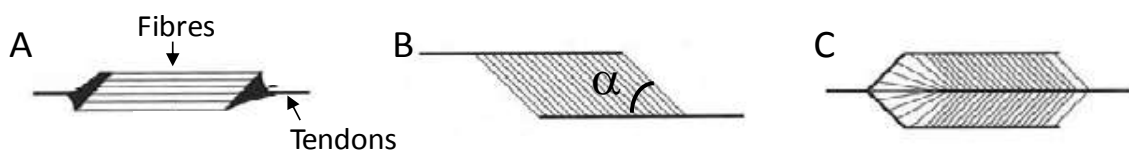


Figure I.2 : Architecture du muscle strié squelettique [Internet@I.1].

Au sein du muscle, les fibres musculaires sont disposées selon différentes orientations par rapport aux différentes membranes musculaires (epimysium, perimysium, endomysium) aussi appelées aponévroses (Figure I.3). L'angle formé entre ces fibres musculaires et les aponévroses est appelé angle de pénération. De nombreuses études se sont intéressées à cette caractérisation typologique afin de classer les muscles selon l'arrangement de leurs fibres musculaires [Rutherford et al., 1992 ; Henriksson-Larsen et al., 1992 ; ; Kawakami et al., 1993 ; Fukunaga et al., 1997, Kubo et al., 2003 ; Hodges et al., 2003]. Au sein de la cuisse, trois architectures sont présentes :

- Les fibres peuvent être parallèles à l'axe longitudinal du muscle. On parle alors de muscle fusiforme (Figure I.3A) ce qui est le cas du biceps femoris, du semitendinosus, du gracilis et du sartorius. Les muscles fusiformes sont généralement des muscles longs, de grande amplitude, qui développent peu de force mais qui présentent une grande endurance.
- A l'inverse, les fibres musculaires peuvent être orientées de façon oblique par rapport à l'axe longitudinal. Le biceps femoris présente ce type de disposition, on parle alors de muscle unipenné (Figure I.3B).
- Des structures plus complexes, avec plusieurs angles de pénération, peuvent être observées. On parle alors de muscle bipenné ou multipenné (Figure I.3C). Au sein de la cuisse, le muscle rectus femoris présente une architecture bipennée. A l'inverse des muscles fusiformes, ces derniers développent une grande force mais sont peu endurants.



*Figure I.3 : Schématisation des trois types d'arrangements musculo-tendineux. (A) Muscle à fibres parallèles, (B) Muscle unipenné d'angle de pénération,  $\alpha$ , (C) Muscle bipenné. [Goubel et Lensele-Corbeil, 1998].*

En plus du type d'architecture, le type de fibres a également un rôle important sur la force développée. Des techniques d'histologie couplées à des techniques de coloration [Brooke et Kaiser, 1970a ; Brooke et Kaiser, 1970b ; Choi et Kim, 2009] ont permis de distinguer trois types de fibres musculaires (Figure I.4). Elles ont chacune leurs spécificités.

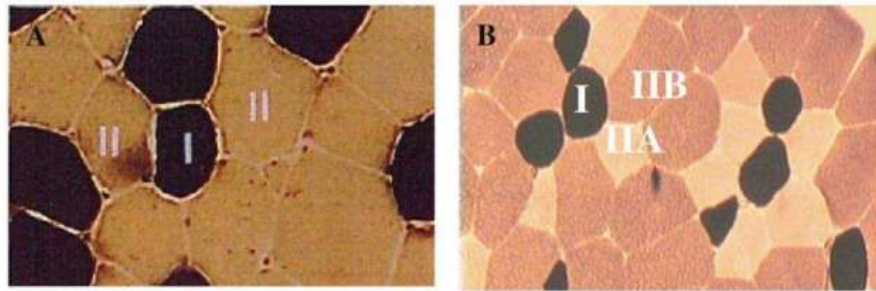


Figure I.4 : Identification de fibres lentes (I) et de fibres rapides (II) suite à une coloration ATPase de la myosine après pré-incubation acide : (A) pH 4,3 et (B) pH 4,6 [Choi et Kim, 2009].

Les fibres de type I dites lentes sont rouges. Elles se contractent lentement et présentent une résistance à la fatigue élevée. Ce type de fibre est adapté aux efforts aérobiques. Au contraire, les fibres de types II-A et II-B, dites rapides, sont capables de se contracter rapidement et ont une résistance à la fatigue plus faible. Ces fibres sont adaptées aux efforts anaérobies. Les fibres de type I sont toujours sollicitées les premières. Les fibres de type II sont uniquement sollicitées dans les efforts importants, pour des durées courtes.

Pour chaque muscle, des proportions variables de ces deux types de fibres sont présentes (Tableau I.1). Bien que chaque muscle soit prédominé par un type de fibres, un entraînement spécifique permet de favoriser le développement de l'autre type.

Tableau I.1 : Surfaces des sections de fibres lentes (ST) et rapides (FT) exprimées en pourcentage, au niveau du muscle vaste externe (quadriceps) chez l'homme ou la femme [Wilmore et Costill, 2002].

Athlète	Sexe	%ST	%FT
Cycliste	M	57	43
	F	51	49
Triathlètes	M	63	37
Non entraînés	M	47	53

La composition des muscles étant très variable, le comportement mécanique peut alors varier d'un muscle à l'autre [Bensamoun et al., 2006]. Dans cette étude, les muscles de la cuisse, qui se composent d'un enchevêtrement de fibres lentes et de fibres rapides, sont analysés. La partie suivante illustre cette zone d'intérêt.

## 2.1.2. Composition des tissus mous de la cuisse

Dans la partie qui suit, les structures musculaires puis les aponévroses, le tissu adipeux et la peau présents dans la cuisse sont décrits.

### 2.1.2.1. Les muscles de la cuisse

La cuisse comporte deux principaux groupes musculaires, le quadriceps et les ischio-jambiers, et deux muscles moins importants qui sont le sartorius et le gracilis (Figure I.5). Ces muscles ou groupes musculaires sont tous bi-articulaires, c'est-à-dire qu'ils interviennent dans l'articulation de la hanche et du genou.

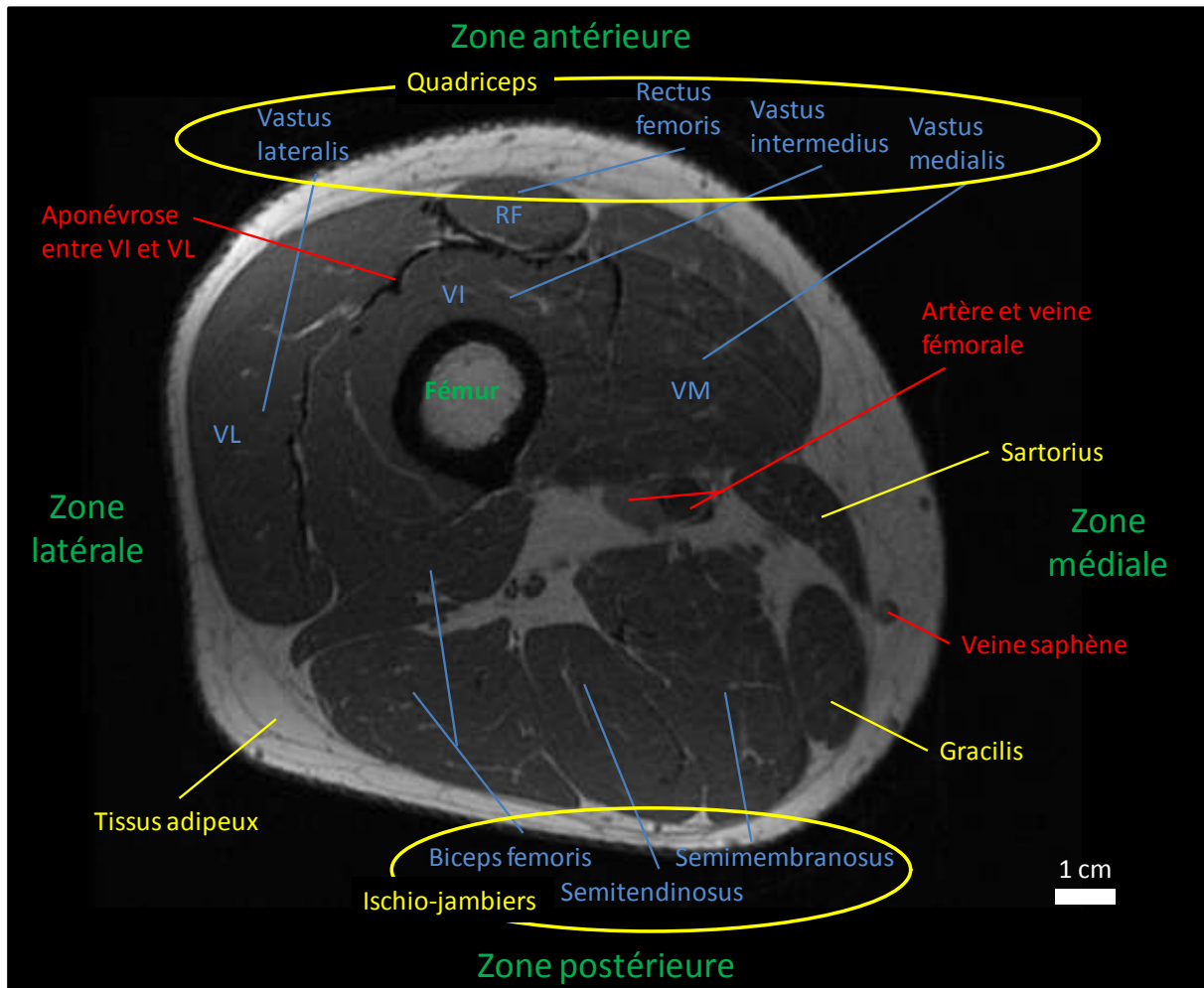


Figure I.5 : Coupe anatomique au tiers inférieur de la cuisse – Image IRM (GE, 1,5T).

**Le quadriceps**, comme son nom l'indique, est constitué de quatre chefs musculaires : le vastus lateralis (VL), le vastus intermedius (VI), le vastus medialis (VM) et le rectus femoris

(RF). L'action principale de ce groupe musculaire est l'extension et la stabilisation de la jambe. Il joue un rôle minime dans la flexion de la hanche.

**Les ischio-jambiers** sont, eux, composés de trois chefs musculaires : le biceps femoris, le semitendinosus et le semimembranosus. Ces muscles sont extenseurs de hanche et participent à son adduction. Ils sont aussi fléchisseurs du genou et ont, de plus, un rôle dans ses rotations latérale et médiale.

**Le sartorius**, de taille très modérée, intervient dans l'abduction, la flexion et la rotation externe de la hanche. Il sert également à la flexion et à la rotation interne du genou.

**Le gracilis**, peu volumineux, a un rôle dans l'adduction et la flexion de la hanche ainsi que dans la flexion et la rotation médiale du genou.

### 2.1.2.2. Aponévrose

Les aponévroses, souvent appelées fascia au niveau des muscles, constituent une enveloppe très fine, qui entoure et relie les différents organes de notre corps. On les trouve aussi bien en surface qu'en profondeur, au niveau des muscles, des os, des nerfs, du cœur, des poumons, du cortex, des ligaments et des organes internes. Il s'agit d'un tissu conjonctif, dense et riche en fibres de collagène, formant une sorte de gaine élastique autour de nos organes. Autour des muscles et des faisceaux musculaires, les cloisons aponévrotiques forment des ensembles appelés loges permettant ainsi de différencier aisément chaque muscle (Figure I.5).

### 2.1.2.3. Tissu adipeux et peau

La peau, tissu constituant la principale partie externe du corps humain, a un rôle de protection et de perception qui en fait l'assesseur du toucher. Chez l'homme, la peau est le tissu biologique le plus important du corps au regard de sa surface et de sa masse (environ 2 m<sup>2</sup> pour 5 kg chez l'adulte). La peau est décomposée en trois couches (Figure I.6) superposées :

- l'épiderme est la couche superficielle de la peau. Elle est d'épaisseur variable selon les parties du corps. Ce tissu, de nature épithéliale, recouvre le derme. Une membrane

basale sépare le derme et l'épiderme. L'épiderme n'est pas irrigué par des vaisseaux sanguins et nécessite donc un apport en nutriments provenant du derme ;

- le derme est un tissu conjonctif, d'épaisseur variable selon les régions corporelles, constitué principalement de fibres de collagène et d'élastine. Fortement irrigué en sang, le derme permet, par diffusion, d'assurer également la nutrition de l'épiderme. Il joue finalement un rôle essentiel dans la thermorégulation (sueur) et la cicatrisation ;
- l'hypoderme est la couche profonde de la peau. Il est très déformable du fait de sa composition (tissus adipeux et conjonctifs). Ainsi, cette interface entre la peau et les structures mobiles, est utilisée, au niveau mécanique, comme un absorbeur de chocs. L'hypoderme, par sa réserve de graisse, a également un rôle très important de manteau thermique.

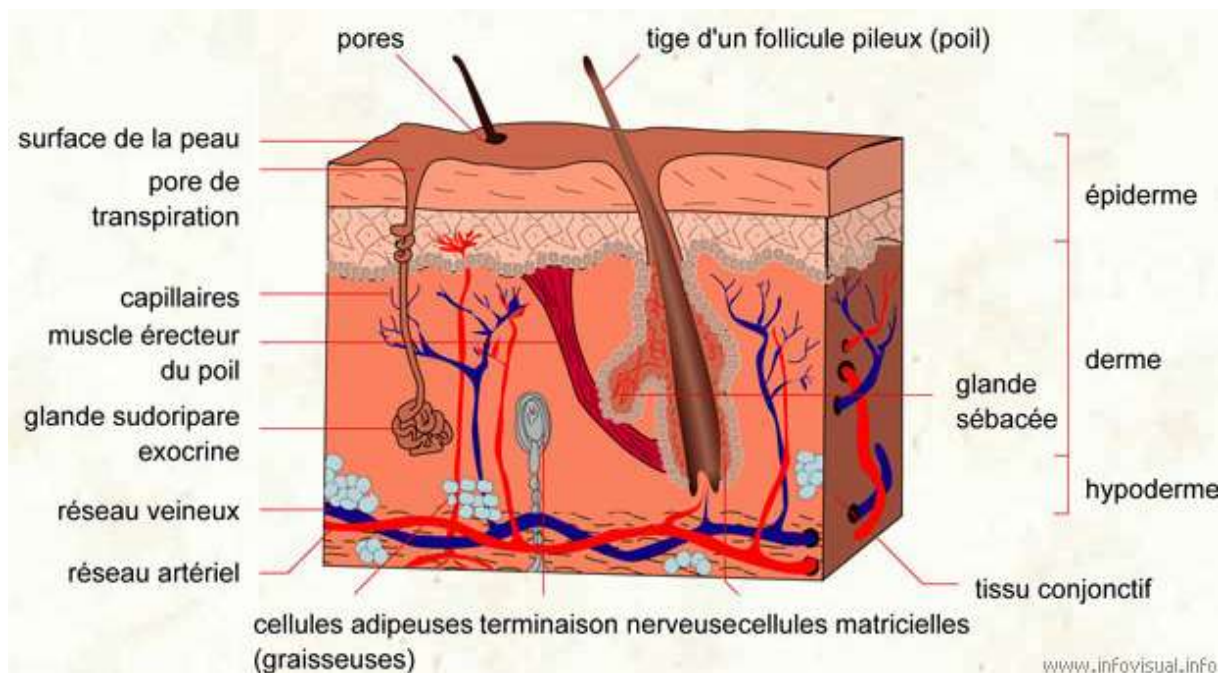


Figure I.6 : Schéma de la structure de la peau humaine [Internet@I.2].

Dans la suite de notre étude, la peau et la graisse ne seront pas différenciés pour la caractérisation *in vivo* des propriétés mécaniques du muscle à l'échelle macroscopique. En conséquence, le tissu adipeux sous-cutané sera assimilé au derme et à l'hypoderme. Cette hypothèse est également faite dans de nombreuses études [Silver-Thorn, 1999 ; Diridillou et



al., 2000 ; Kauer et al., 2002 ; Hendricks et al, 2003 ; Tonük et al., 2003 ; Hu et Desai, 2004a ; Hu et Desai, 2004b ; Tonük et al., 2004 ; Dellaleau et al. 2006 ; Hendricks et al, 2006 ; Linder-Ganz et al., 2007 ; Dellaleau et al. 2008a ; Dellaleau et al. 2008b ; Dellaleau et al. 2008c ; Karimi et al., 2008 ; Chawla et al., 2009 ; Avril et al., 2010 ; Iivarinen et al., 2011 ; Vogl et al., 2010 ; Koo et al., 2011 ; Avril et al., 2012 ; Then et al., 2012 ; Wang et al., 2012 ; Iivarinen et al., 2013 ].

### **2.1.3. Système vasculaire**

Le membre inférieur étant l'effecteur de la locomotion, le réseau vasculaire est important dans cette région (Figure I.7). L'apport sanguin est principalement effectué par l'artère fémorale. Cette dernière se sépare en deux au niveau du bassin et termine sa course au niveau de la cheville. Le retour veineux est ensuite assuré par deux réseaux : le système profond et le système superficiel. La veine fémorale, calquée sur l'artère fémorale, est le principal effecteur du système profond. Au niveau superficiel, le retour veineux de la cuisse est principalement assuré par la grande veine saphène sur la face interne de la cuisse. Les veines superficielles sont reliées aux veines profondes par des veines perforantes.

L'ensemble du système veineux possède des valvules qui s'opposent au reflux sanguin. Lors de ce retour sanguin, les muscles jouent un rôle de pompe : ils compriment les veines et chassent le sang. Dans le cas de pathologies veineuses, la contention dégressive du pied à la cuisse permet de faciliter le retour sanguin.

Dans la suite de notre étude, le système vasculaire ne sera pas modélisé. Les vaisseaux sanguins seront incorporés aux tissus mous les plus proches et contribueront ainsi à la moyenne en termes de propriétés mécaniques [Avril et al, 2010 ; Tran et al. 2007].

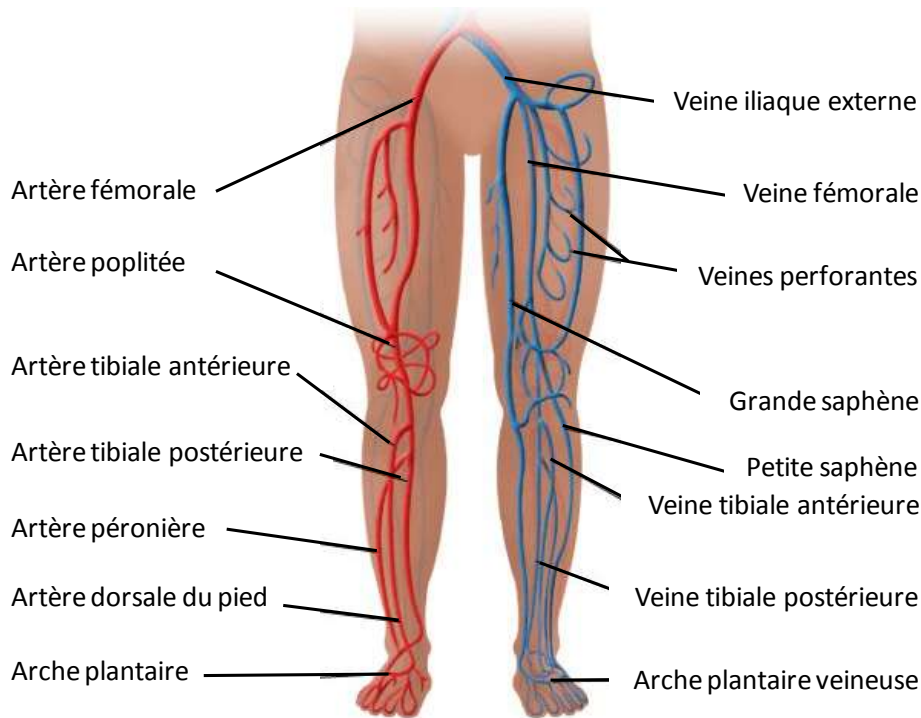


Figure I.7 : Schéma du système vasculaire des membres inférieurs.

A gauche (rouge) : système artériel, à droite (bleu) : système veineux [Internet@I.3].

## 2.2. A l'échelle microscopique

Dans le paragraphe qui suit, un intérêt est porté à la description du mécanisme de contraction à l'échelle microscopique, c'est-à-dire au sein des fibres musculaires.

Les fibres sont entourées d'endomysium et englobent un ensemble de myofibrilles entourées d'une membrane appelée sarcolemme. Les myofibrilles ont une structure remarquablement organisée. Elles sont basées sur la répétition d'un motif structural, appelé sarcomère. Les sarcomères sont divisés en un filament fin, filament d'actine, et un filament épais, filament de myosine, qui constituent les unités contractiles du muscle et sont chargés de convertir l'énergie chimique en énergie mécanique (Figure I.8). Lors de la contraction, les sarcomères passent d'une taille de 3,4  $\mu\text{m}$ , à l'état étiré, à 2,4  $\mu\text{m}$  à l'état contracté.

**Les filaments fins** ont un diamètre d'environ 7 nm et sont constitués de plusieurs types de molécules : l'actine, la tropomyosine et la troponine (Figure I.8C).

**Les filaments épais** ont un diamètre d'environ 15 nm et sont essentiellement constitués de molécules de myosine. Plusieurs centaines de molécules de myosines s'assemblent pour

former un filament épais. Les parties caudales de ces molécules sont rassemblées parallèlement. Les têtes globulaires dépassent en périphérie de ce filament et sont donc disponibles pour pouvoir se fixer aux filaments d'actine (Figure I.8B). En se fixant de manière successive, ces têtes globulaires ont un mouvement de rotation permettant ainsi au sarcomère de se raccourcir.

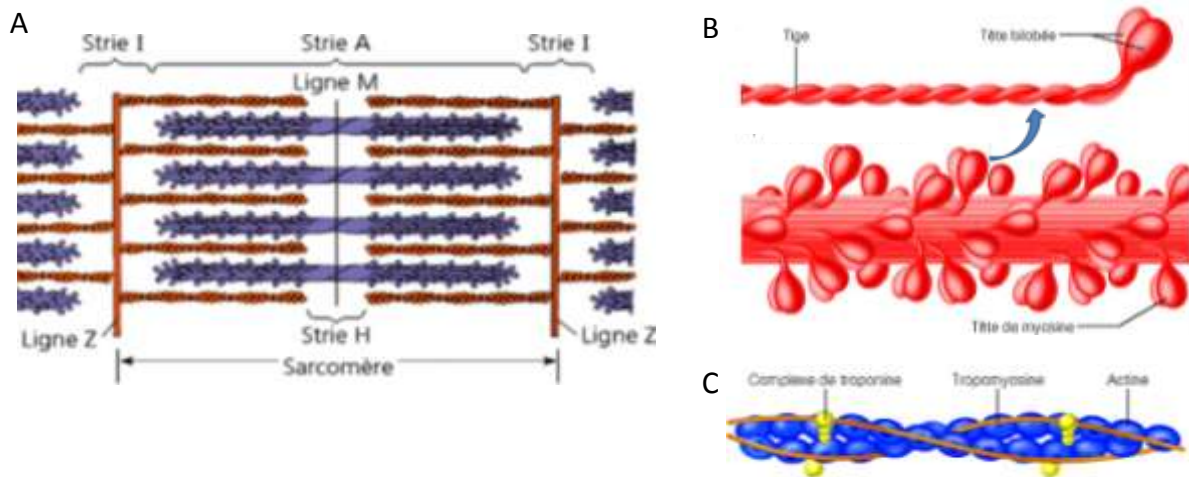


Figure I.8 : Schéma de l'unité contractile du muscle. (A) Sarcomère [Campbel et Reece, 2007], (B) Filament épais, (C) Filament fin [Marieb et Hoehn, 2010].

**La contraction musculaire** correspond à un raccourcissement des sarcomères dû au glissement relatif des filaments d'actine et de myosine. Lors de la contraction, les deux disques Z, délimitant un sarcomère, se rapprochent l'un de l'autre (Figure I.8A). Ce phénomène se produisant simultanément pour un ensemble de sarcomères de la fibre musculaire, il en résulte un raccourcissement global selon l'axe longitudinal. Pour qu'il y ait contraction musculaire, un apport d'énergie présent sous la forme d'une dégradation d'une molécule d'Adénosine TriPhosphate (ATP) est indispensable.

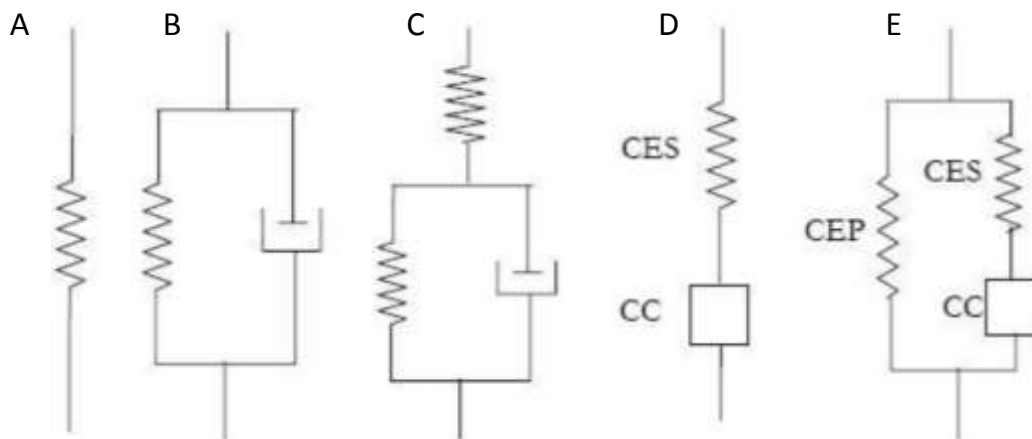
Cette partie a présenté uniquement les grandes lignes de la contraction musculaire. La section suivante illustre l'évolution des modèles rhéologiques qui ont permis de caractériser les propriétés mécaniques actives et passives des muscles.

### 2.3. Modèles rhéologiques du muscle

Cette partie présente les modèles rhéologiques couramment utilisés dans la littérature pour caractériser schématiquement le comportement mécanique des muscles.

Le but des modèles rhéologiques est de simuler les propriétés mécaniques d'un système biologique à partir d'éléments simples. Ces éléments, appelés composantes du muscle, représentent ses propriétés fonctionnelles.

Les premiers modèles assimilent la réponse musculaire à un simple ressort (Figure I.9A). Le but est alors de caractériser l'effet de la longueur musculaire sur la force développée. En 1922, un élément visqueux est ajouté en parallèle pour traduire l'influence de la vitesse de contraction par Hill [Hill, 1922] (Figure I.9B). En 1927, Levin et Wyman complexifient le modèle de Hill en ajoutant une composante élastique en série afin de prendre en compte l'influence du tendon sur le complexe myo-tendineux (Figure I.9C).



*Figure I.9 : Evolution des différents modèles rhéologiques du muscle. (A) Weber, 1846, (B) Hill, 1922, (C) Levin et Wyman, 1927, (D) Hill, 1938, (E) Hill, 1951 [Mazure-Bonnefoy, 2006].*

Cependant, les trois modèles décrits ci-dessus négligent en majorité les phénomènes physiologiques du muscle mis en jeu. De ce fait, en 1938, Hill modifie son précédent modèle et introduit une composante contractile (CC) couplée à une composante élastique série (CES) (Figure I.9D). La composante contractile (CC) représente le processus de génération de la force et correspond, d'un point de vue anatomique, aux ponts actine-myosine. La force

musculaire est générée en transformant l'énergie chimique, apportée sous forme d'Adénosine Triphosphate (ATP), en énergie mécanique. La composante élastique série (CES) est composée d'une partie passive (structures tendineuses) et d'une partie active localisée au niveau des ponts actine-myosine permettant ainsi de caractériser la viscoélasticité du tissu musculaire.

En 1951, Hill ajoute une troisième composante à son modèle physiologique (Figure I.9E) : la composante élastique parallèle (CEP) qui englobe tous les tissus collagéniques entourant le muscle et qui joue un rôle prépondérant dans la résistance à l'étirement passif. En 1987, suite à la théorie de Huxley [Huxley, 1957] sur les composantes opérationnelles de la contraction, Shorten [Shorten, 1987] apporte finalement quelques modifications au modèle de Hill en décomposant la CES en une partie active et une partie passive (Figure I.10).

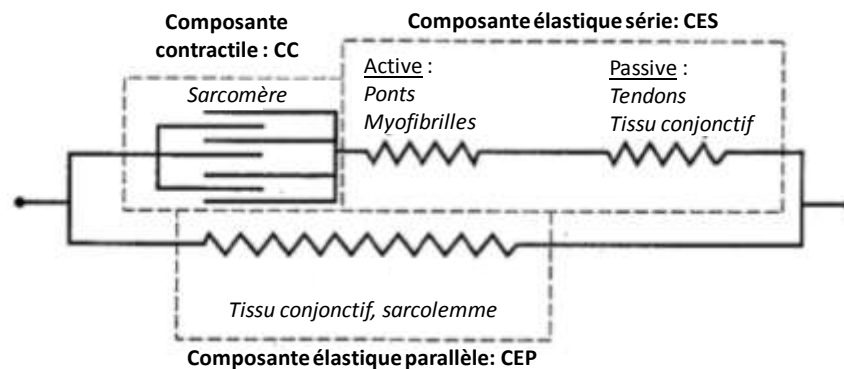


Figure I.10 : Modèle mécanique du muscle à 3 composantes de Shorten-Hill (1987).

Ce dernier modèle à trois composantes est encore très utilisé dans la caractérisation et l'interprétation des propriétés mécaniques du muscle obtenues via des expériences sur les muscles isolés ou *in situ* [Gajdosik et al., 2001]. L'intérêt d'un tel modèle est de décrire les processus mécaniques et physiologiques mis en jeu durant la contraction musculaire. Malheureusement, ces modèles mécaniques, dans leur formulation, décrivent le comportement passif par des modèles mécaniques simples et ne s'intéressent qu'au comportement mécanique des muscles dans le sens des fibres alors que sa caractérisation dans le sens transverse est négligée. Dans la suite de cet état de l'art, pour pallier à cet inconvénient, **l'attention sera portée sur la caractérisation mécanique du tissu musculaire du point de vue de la mécanique des milieux continus.**

### 3. Caractérisation mécanique des tissus mous

Le comportement mécanique des tissus mous est ici présenté dans le cadre de la mécanique des milieux continus. La mécanique des milieux continus est le domaine de la mécanique qui s'intéresse à la déformation des solides et à l'écoulement des fluides. L'hypothèse principale de la mécanique des milieux continus consiste à considérer que toutes les propriétés caractéristiques peuvent être décrites par des fonctions mathématiques reposant sur **des fonctions continues et/ou dérivables**.

Dans la suite, le muscle étant considéré solide, l'intérêt est uniquement porté sur la mécanique **des systèmes déformables**. Par ailleurs, le comportement mécanique macroscopique du tissu musculaire est hautement **anisotrope** et **hétérogène** et est connu pour avoir un comportement macroscopique **viscoélastique non-linéaire** et **quasi-incompressible**, comme une grande partie des tissus du corps humain. Bien qu'il puisse paraître néfaste de dissocier l'étude de ces différentes caractéristiques, il est difficile de caractériser simultanément l'ensemble du comportement du muscle. Une étude individuelle de certaines caractéristiques permet d'améliorer la compréhension de chaque composante du modèle complet. Ainsi, dans la littérature, le muscle est souvent considéré homogène isotrope dans la direction transverse aux fibres musculaires [Tran et al., 2007 ; Avril et al., 2010 ; Van Loocke et al., 2004 ; Van Loocke et al., 2006 ; Morrow et al., 2010]. Aussi, dans cette étude, ces deux hypothèses, régulièrement adoptées en mécanique des milieux continus, sont prises en compte :

- L'homogénéité : hypothèse considérant que les différentes propriétés du milieu sont similaires en tout point.
- 
- L'isotropie : hypothèse considérant que, quelle que soit la direction spatiale, les propriétés du milieu ne varient pas.

Pour la suite, il est important d'introduire deux notions : l'élongation et la déformation uniaxiale. L'**élongation** correspond, pour un solide, à la valeur relative de sa longueur,  $L$ , par rapport à sa longueur initiale,  $L_0$ . Elle est notée  $\lambda$  :

$$\lambda = \frac{L}{L_0} \quad (\text{I.1})$$

Au contraire, la **déformation uniaxiale**,  $\varepsilon$ , correspond à la valeur relative de l'allongement,  $\Delta L$ , par rapport à la longueur initiale,  $L_0$  :

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} = \frac{L - L_0}{L_0} = \lambda - 1 \quad (I.2)$$

Ces deux notions seront utiles à la compréhension de la suite de cet exposé.

### 3.1. Lois de comportement

Dans cette étude, nous nous intéressons **uniquement au comportement mécanique des muscles passifs de la cuisse au sens de la mécanique des milieux continus**. Après une brève introduction aux concepts de la mécanique des milieux continus, cette section détaillera les principales lois de comportement et hypothèses utilisées pour décrire le comportement mécanique des muscles caractérisés dans ce travail (Figure I.11).

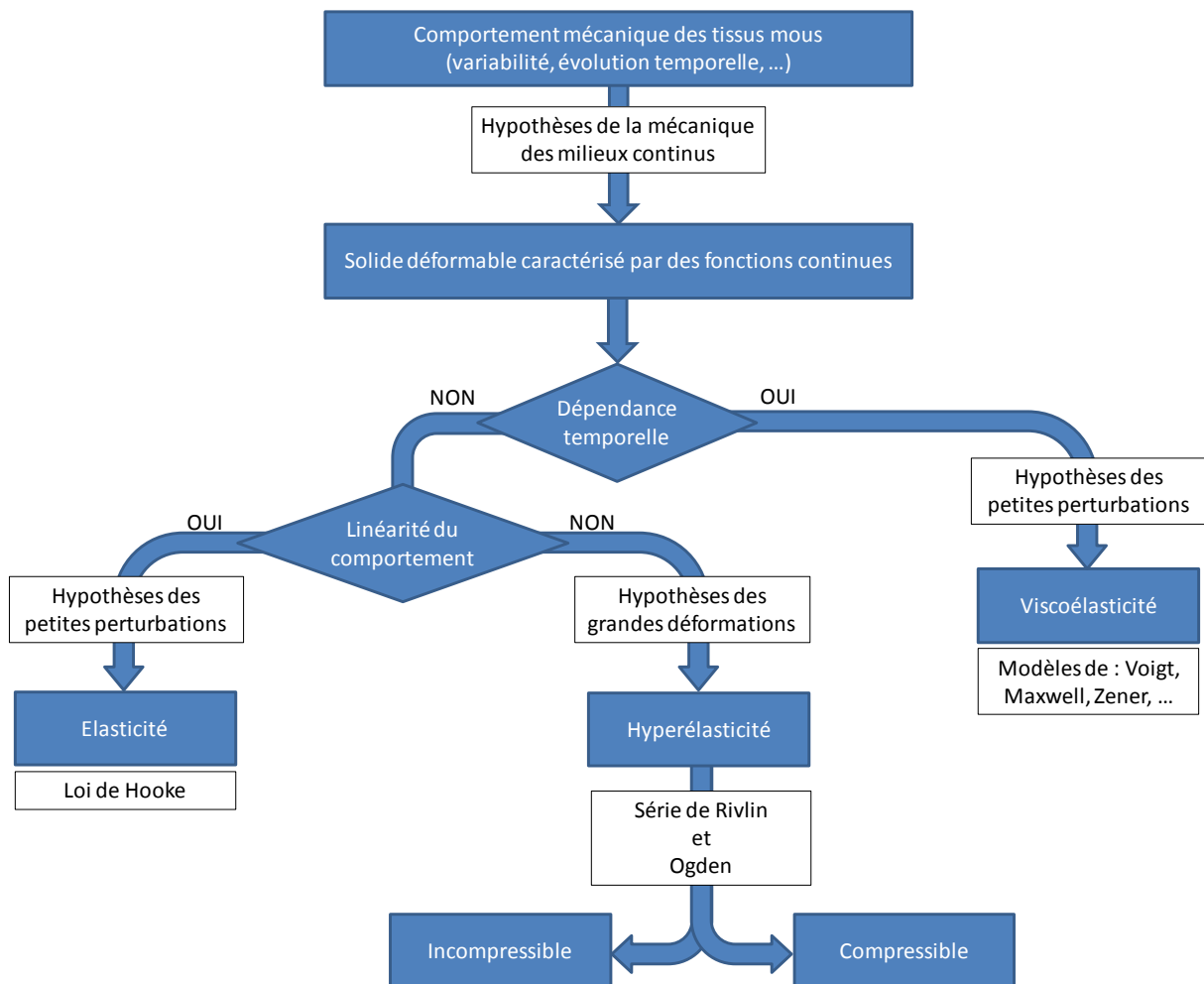


Figure I.11 : Hypothèses et lois de comportement utilisées pour la caractérisation mécanique *in vivo* des tissus mous.

### 3.1.1. Introduction à la mécanique des milieux continus

Lorsqu'un solide est soumis à des déformations, on peut définir le tenseur de la transformation,  $\bar{\bar{F}}$ . Ce tenseur traduit le passage d'une configuration initiale,  $\Omega_0$ , à une configuration actuelle déformée,  $\Omega_t$ . Cette transformation peut être décomposée en deux termes (Figure I.12A) :

- un terme propre à la rotation,  $\bar{\bar{R}}$ , tenseur orthogonal.  $\bar{\bar{R}}$ , de par ses propriétés, est caractérisé par :  $R^{-1} = R^T$  et  $\det(R) = \pm 1$ .
- un terme propre à l'élongation simple dans chaque direction : le tenseur d'élongation droit,  $\bar{\bar{U}}$ , ou le tenseur d'élongation gauche,  $\bar{\bar{V}}$ .

On peut ainsi écrire l'ensemble des transformations subies par un solide sous la forme suivante :

$$\bar{\bar{F}} = \bar{\bar{U}}\bar{\bar{R}} = \bar{\bar{R}}\bar{\bar{V}} \quad (\text{I.3})$$

Afin de simplifier l'écriture et de ne plus prendre en compte les rotations, le tenseur des dilatations de Cauchy Green droit,  $\bar{\bar{C}}$ , peut être défini à partir du tenseur de la transformation. Ce tenseur peut s'écrire, dans la base principale, à partir des élongations principales,  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  et  $\lambda_3$  de la façon suivante :

$$\bar{\bar{C}} = \bar{\bar{F}}^T \cdot \bar{\bar{F}} = \bar{\bar{U}}^T \bar{\bar{R}}^T \bar{\bar{R}} \bar{\bar{U}} = \bar{\bar{U}}^T \bar{\bar{U}} = \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{pmatrix}^T \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{pmatrix} \quad (\text{I.4})$$

De façon similaire, le tenseur de Cauchy Green gauche,  $\bar{\bar{B}}$ , peut être exprimé de la façon suivante :

$$\bar{\bar{B}} = \bar{\bar{F}} \cdot \bar{\bar{F}}^T \quad (\text{I.5})$$

Les déformations subies par le solide résultent de sollicitations extérieures et intérieures. Celles-ci sont de trois types : forces volumiques,  $\vec{f}_i$ , forces surfaciques,  $\vec{F}_i^d$ , et déplacements,  $\vec{u}^d$  (Figure I.12B).



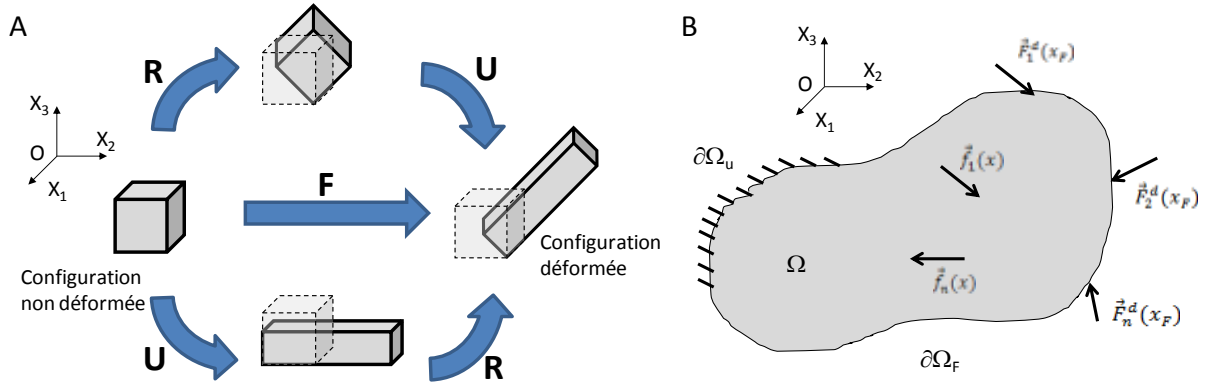


Figure I.12 : (A) Représentation des différentes transformations subies par un solide soumis à des forces intérieures et extérieures. (B) Représentation générale d'un solide occupant un domaine  $\Omega$ , de frontière  $\partial\Omega$  ( $\partial\Omega = \partial\Omega_u \cup \partial\Omega_F$  et  $\partial\Omega_u \cap \partial\Omega_F = \emptyset$ ), soumis à des sollicitations extérieures.

Dans la résolution d'un problème, un champ de déplacements cinématique,  $\vec{u}$  ainsi qu'un champ de contraintes,  $\sigma$ , relatives aux efforts de cohésion de la matière, vérifiant les conditions aux limites et les conditions d'équilibre aux bords et à l'intérieur du domaine sont recherchés. On parle alors de déplacements cinématiquement admissibles et de contraintes statiquement admissibles. A l'intérieur du domaine  $\Omega$ , ces deux champs doivent être solutions de l'équation d'équilibre suivante :

$$\frac{\partial \sigma_{ij}(\vec{x}, t)}{\partial x_j} + f_i(\vec{x}, t) = \rho \ddot{u}_i(\vec{x}, t), \forall \vec{x} \in \Omega \quad (I.6)$$

avec :  $\rho$  la masse volumique et  $\vec{u}$  l'accélération.

Aux bords à effort imposé, l'équation d'équilibre à résoudre est telle que :

$$\sigma_{ij}(\vec{x}, t) n_j(\vec{x}) = F_i^d(\vec{x}, t), \forall \vec{x} \in \partial\Omega_F \quad (I.7)$$

Pour résoudre les équations (I.6) et (I.7), des conditions aux limites sont imposées. Elles correspondent à :

$$\vec{u}(\vec{x}, t) = \vec{u}^d(\vec{x}, t), \forall \vec{x} \in \partial\Omega_u \quad (I.8)$$

Finalement, le domaine doit répondre à deux critères sur ses frontières :

$$\partial\Omega = \partial\Omega_u \cup \partial\Omega_F \quad (I.9)$$

et

$$\partial\Omega_u \cap \partial\Omega_F = \emptyset \quad (I.10)$$

Si la première équation (I.9) n'est pas respectée, le problème perd son unicité. L'existence de la solution est perdue lorsque la seconde équation (I.10) n'est pas vérifiée.

Enfin, **le domaine est paramétré par une loi de comportement qui exprime le lien entre le champ de contraintes et le champ de déformations.** Dans la suite, les relations linéaires puis non-linéaires sont présentées.

### 3.1.2. Comportements linéaires

Lorsqu'une déformation est appliquée à un solide, des forces internes sont exercées pour maintenir le solide dans un état d'équilibre. En 1676, Robert Hooke établit que, dans le domaine élastique linéaire, l'allongement d'une structure dans une direction donnée est proportionnel à l'effort appliqué dans cette direction. En ramenant la force exercée sur la section, on parle alors de contrainte,  $\sigma$ . La contrainte est alors liée à la déformation uniaxiale,  $\varepsilon$ , de façon linéaire par un scalaire appelé module d'Young,  $E$ . La loi de Hooke s'exprime comme :

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (\text{I.11})$$

En considérant un volume élémentaire, la loi de Hooke peut être étendue à un cas tridimensionnel. Un tenseur d'élasticité,  $C_{ijkl}$ , permet dans ce cas de relier le tenseur des contraintes,  $\sigma_{ij}$ , au tenseur des déformations,  $\varepsilon_{kl}$ . La loi de Hooke, exprimée comme suit, permet de prendre en compte l'anisotropie du matériau.

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \cdot \varepsilon_{kl} \quad (\text{I.12})$$

La densité d'énergie de déformation fournie,  $W$ , peut alors s'écrire comme étant :

$$W = \frac{1}{2} \sigma \cdot \varepsilon = \frac{1}{2} E \cdot \varepsilon^2 \quad (\text{I.13})$$

On peut donc en déduire les relations entre les contraintes et l'énergie de déformation :

$$\sigma_{ij} = \frac{\delta W}{\delta \varepsilon_{ij}} = C_{ijkl} \cdot \varepsilon_{kl} \quad (\text{I.14})$$

D'où :

$$C_{ijkl} = \frac{\delta^2 W}{\delta \varepsilon_{ij} \cdot \delta \varepsilon_{kl}} = C_{lkji} \quad (\text{I.15})$$

Dans cette relation, le tenseur des déformations est symétrique, ce qui permet de ramener les tenseurs des contraintes et des déformations à 6 composantes. Ainsi, comme  $C_{ijkl}$  est un opérateur linéaire entre  $\sigma$  et  $\varepsilon$ , il reste 21 composantes indépendantes au tenseur d'élasticité.

Dans l'hypothèse d'isotropie du solide, le tenseur d'élasticité possède finalement 2 paramètres dépendants, les coefficients de Lamé  $\lambda$  et  $\mu$ , permettant d'exprimer  $\sigma$  en fonction de  $\varepsilon$ .

$$\begin{pmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{23} \\ \sigma_{13} \\ \sigma_{12} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \lambda + 2\mu & \lambda & \lambda & & & \\ \lambda & \lambda + 2\mu & \lambda & & & \\ \lambda & \lambda & \lambda + 2\mu & & & \\ & & & \mu & & \\ & & & & \mu & \\ & & & & & \mu \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ 2\varepsilon_{23} \\ 2\varepsilon_{13} \\ 2\varepsilon_{12} \end{pmatrix} \quad (\text{I.16})$$

La relation de comportement élastique isotrope linéaire se décompose en deux termes. L'un correspond à la déformation due au cisaillement et l'autre à la déformation due à la variation volumique :

$$\sigma_{ij} = 2\mu\varepsilon_{ij} + \lambda \operatorname{tr}(\varepsilon)\delta_{ij} \quad (\text{I.17})$$

avec :  $\operatorname{tr}(\varepsilon)$  la trace de la matrice  $\varepsilon$  et  $\delta_{ij}$  correspondant au symbole de Kronecker, égal à 1 si  $i=j$  et 0 dans le cas contraire.

Il est ensuite possible d'exprimer les coefficients de Lamé à partir du module d'Young,  $E$  et du coefficient de Poisson,  $\nu$ . Le module d'Young et le coefficient de Poisson sont deux grandeurs caractéristiques très utilisées pour étudier le comportement mécaniques des solides.

$$\lambda = \frac{E\nu}{(1 - 2\nu) \cdot (1 + \nu)} \quad (\text{I.18})$$

$$\mu = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (\text{I.19})$$

La loi de Hooke peut ainsi être réécrite en intégrant le module d'Young et le coefficient de Poisson :

$$\sigma_{ij} = \frac{E}{(1 + \nu)} \left( \varepsilon_{ij} + \frac{\nu}{(1 - 2\nu)} \varepsilon_{kk} \cdot \delta_{ij} \right) \quad (\text{I.20})$$

Les matériaux biologiques étant principalement constitués d'eau, ils sont souvent considérés dans la littérature comme incompressibles ( $\nu = 0,5$ ). L'expression du module d'Young peut alors se simplifier pour devenir, d'après l'équation (I.19) :

$$E = 3\mu \quad (\text{I.21})$$

Une telle valeur de coefficient de Poisson pose des problèmes d'ordre numérique en introduisant une division par 0 dans les formules (I.18) et (I.20). Ainsi, dans la littérature, le coefficient de Poisson des matériaux biologiques est souvent compris entre 0,495 et 0,5 pour

s'affranchir de ces problèmes numériques [Krouskop, 1998 ; Diridillou et al., 2000 ; Bensamoun et al., 2006 ; Bensamoun et al., 2008 ; Debernard et al, 2011a ; Debernard et al., 2011b ; Gras et al., 2012 ; Leclerc et al., 2013 ]. Cette hypothèse présente un bon compromis lors de l'hypothèse des petites perturbations (HPP). Cependant, lors de simulations engendrant de fortes déformations, les modélisations traditionnelles, sous leur forme linéaire, peuvent être insuffisantes et conduire à des résultats erronés. Par conséquent, un moyen de s'affranchir des difficultés numériques liées à l'incompressibilité est d'utiliser une formulation adaptée et représentative de la physique de la déformation à volume constant. Ces modèles sont décrits dans la partie qui suit.

### 3.1.3. Comportement hyperélastique

Afin de simuler les **grandes déformations** engendrées sur les matériaux incompressibles, il est nécessaire d'utiliser des lois non-linéaires, permettant ainsi de mener des simulations plus réalistes. Cette partie présente les lois non-linéaires qui permettent de décrire le comportement des tissus mous. Une présentation des modèles hyperélastiques avec une attention particulière sur les modèles dérivant de Rivlin et de Ogden est réalisée. Une seconde partie présente les généralités sur la modélisation des comportements visqueux.

#### 3.1.3.1. Généralités

Les lois hyperélastiques présentent deux intérêts. Lors de la modélisation de matériaux incompressibles, ces lois permettent de garantir une déformation à volume constant. Un autre intérêt de ces lois de comportement est de mieux représenter la physique lors de grandes déformations appliquées à un solide. Avant de détailler ces lois, il est nécessaire de définir les invariants du tenseur de Cauchy Green droit,  $I_1$ ,  $I_2$  et  $I_3$ . Ceux-ci sont donnés, dans le cas de l'hypothèse d'incompressibilité, par :

$$I_1 = tr(\bar{\bar{C}}) \quad (I.22)$$

$$I_2 = \frac{1}{2} \left( (tr(\bar{\bar{C}}))^2 - tr(\bar{\bar{C}}^2) \right) \quad (I.23)$$

$$I_3 = det(\bar{\bar{C}}) = \left( det(\bar{\bar{F}}) \right)^2 \quad (I.24)$$

où :  $tr(\bar{\bar{C}})$  représente la trace du tenseur  $\bar{\bar{C}}$  et  $det(\bar{\bar{C}})$  le déterminant de ce tenseur.

L'invariant  $I_3$  correspond alors aux variations volumiques relatives au solide. Dans le cas d'un matériau considéré incompressible, les déformations se font à volume constant. Il advient donc que :

$$I_3 = 1 \quad (I.25)$$

Dans ce cas, la densité d'énergie de déformation,  $W$ , peut généralement s'écrire en fonction des 3 invariants définis précédemment ou en fonction des élongations principales,  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$  :

$$W = W(I_1, I_2, I_3) = W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) \quad (I.26)$$

Dans ce contexte, la connaissance de l'état de déformation ne permet pas à elle seule de connaître l'état de contrainte. Celui-ci n'est connu qu'à une pression hydrostatique,  $p$ , près. De ce fait, le lien entre le tenseur des contraintes et le tenseur de la transformation est donné par :

$$\bar{\sigma} = \frac{2}{J} \bar{F} \frac{\delta W}{\delta \bar{C}} \bar{F}^T - p \bar{I} \quad (I.27)$$

où :  $\bar{\sigma}$  représente le tenseur des contraintes et  $J$  le Jacobien de la transformation  $\bar{F}$ .

Cette dernière équation s'exprime au travers du second tenseur des contraintes de Piola-Kirchoff,  $\bar{S}$ , comme :

$$\bar{S} = 2 \frac{\delta W}{\delta \bar{C}} \quad (I.28)$$

Pour établir la loi de comportement d'un matériau hyperélastique, il suffit donc de déterminer l'énergie de déformation  $W$  correspondant au comportement mécanique du matériau considéré. Différentes lois de comportement sont classiquement utilisées pour décrire le comportement des tissus biologiques dans la littérature [Kauer et al., 2002 ; Hendricks et al, 2003 ; Hu and Desai, 2004a ; Hu and Desai, 2004b ; Hendricks et al, 2006 ; Linder-Ganz et al., 2007 ; Avril et al., 2010 ; Vogl et al., 2010 ; Iivarinen et al., 2011 ; Avril et al., 2012 ; Iivarinen et al., 2012 ; Then et al., 2012 ; Wang et al., 2012 ].

D'un point de vue numérique, la gestion de l'incompressibilité stricte pose des problèmes et implique l'utilisation d'un multiplicateur de Lagrange. Dans la plupart des logiciels, ce problème est contourné par une formulation quasi-incompressible. Pour gérer cette compressibilité, de nombreux auteurs ont proposé de décomposer les contraintes en deux grandeurs cinématiques [Bonet et Wood, 1997; Holzapfel, 2000; Attard, 2003] : une partie déviatorique,  $\sigma_{dev}$ , décrivant l'état de contrainte dans le matériau à volume constant, et une

partie sphérique,  $\sigma_{sph}$ , représentant les contraintes dues à la variation de volume. Selon cette décomposition, on a donc :

$$\sigma = \sigma_{dev} + \sigma_{sph} \quad (I.29)$$

Si la variation de volume (contribution sphérique) est simplement représentée par une grandeur scalaire, le Jacobien de la transformation,  $J$ , de nouvelles élongations ( $\bar{\lambda}_1, \bar{\lambda}_2, \bar{\lambda}_3$ ) du matériau sont introduites pour décrire l'état de déformation à volume constant [Ogden, 1984]. Ces nouvelles élongations sont définies comme suit :

$$\bar{\lambda}_i = J^{-1/3} \lambda_i \quad (I.30)$$

avec :  $i = 1, 2$  ou  $3$ .

En effet,  $J^{-1/3} \cdot I$ , tenseur symétrique, désigne la déformation volumique pure. Cela conduit à définir de nouveaux invariants de la transformation,  $\bar{I}_1$  et  $\bar{I}_2$  :

$$\bar{I}_1 = I_3^{-1/3} I_1 \quad (I.31)$$

$$\bar{I}_2 = I_3^{-1/3} I_2 \quad (I.32)$$

Dans la formulation de la densité d'énergie de déformation, il est de même généralement possible de faire clairement apparaître la contribution déviatorique,  $W(\bar{I}_1, \bar{I}_2)$  ou  $W(\bar{\lambda}_1, \bar{\lambda}_2, \bar{\lambda}_3)$ , et la contribution sphérique,  $U(J)$  :

$$W = W(\bar{I}_1, \bar{I}_2) + U(J) = W(\bar{\lambda}_1, \bar{\lambda}_2, \bar{\lambda}_3) + U(J) \quad (I.33)$$

La partie déviatorique de la densité d'énergie est représentée par un modèle hyperélastique classique, tandis que la densité d'énergie volumique s'exprime à l'aide d'une fonction de pénalisation,  $U(J)$ . Le choix de la fonction de pénalisation doit répondre aux quatre conditions établies par [Doll et Schweizerhof, 2000], dans le cas incompressible :

$$\begin{aligned} \lim_{J \rightarrow \infty} U(J) &= +\infty & \lim_{J \rightarrow \infty} \frac{\partial U(J)}{\partial J} &= +\infty \\ \lim_{J \rightarrow 0} U(J) &= +\infty & \lim_{J \rightarrow 0} \frac{\partial U(J)}{\partial J} &= -\infty \end{aligned} \quad (I.34)$$

En fait, en plus de croître rapidement vers l'infini aux limites de l'intervalle, [Brink et Stein, 1996] définit cette fonction de pénalisation convexe, avec son minimum en 1. Ainsi, ces hypothèses respectent l'évolution de la pression hydrostatique qui doit être nulle sans déformations volumiques. Un grand nombre de fonctions a été proposé dans la bibliographie. La forme de fonction la plus adaptée est celle proposée par [Simo, 1988] et [Van Den Bogert et De Borst, 1990]. Elle est définie, en fonction d'un coefficient de pénalisation,  $K$ , comme :

$$U(J) = \frac{K}{2} (J - 1)^2 \quad (I.35)$$

Dans la littérature, elle est couramment utilisée pour tous les élastomères et tissus mous mais est remise en cause par [Heuillet et al., 1995] qui considère que le coefficient  $K$  dépend fortement de la pression hydrostatique appliquée. Il est par ailleurs important de noter que cette fonction ne vérifie pas la troisième condition énoncée du fait que :

$$\lim_{J \rightarrow 0} \frac{\delta U}{\delta J} = -K \neq -\infty \quad (I.36)$$

Cependant, le fait d'avoir un coefficient de pénalisation nettement supérieur aux autres paramètres du matériau, détaillés dans la partie suivante, permet de considérer que la condition d'incompressibilité est vérifiée. La Figure I.13 illustre l'évolution de  $U$  en fonction de  $J$ . On constate effectivement que la dérivée de  $U$  tend vers  $-K$  quand  $J$  tend vers 0.

En cas d'hypothèse de compressibilité, la fonction de pénalisation,  $U(J)$ , a une signification physique où le paramètre  $K$  correspond au module de compressibilité. Il représente alors la relation de proportionnalité entre la pression hydrostatique et le taux de variation du volume. Dans la littérature, la valeur du module de compressibilité des tissus musculaires,  $K$ , identifiée est légèrement supérieure aux autres paramètres matériaux ( $K/C_{10} \sim 23$  [Tran et al., 2007]). Cette valeur traduit le caractère peu compressible des tissus humains. Le paramètre  $C_{10}$  est détaillé dans la partie suivante.

Les généralités sur les lois hyperélastiques viennent d'être exposées. Il reste, maintenant, à définir la formulation de la contribution déviatorique à l'énergie de la déformation. Dans la suite, les principaux modèles dérivant de la série de Rivlin, puis le modèle de Ogden, sont présentés.

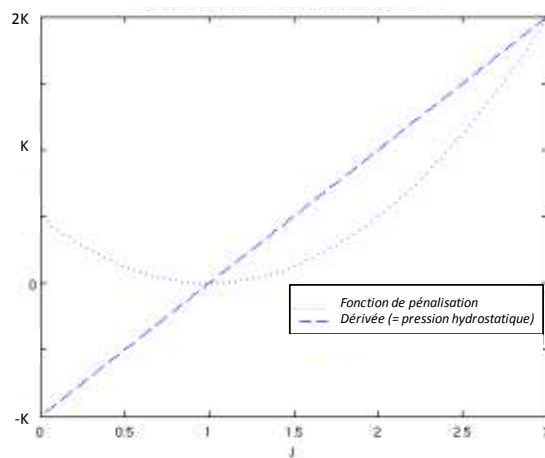


Figure I.13 : Evaluation de la fonction de pénalisation :  $U(J) = \frac{K}{2}(J - 1)^2 (\dots)$  et de sa dérivée (---) en fonction du paramètre scalaire  $J$ .

### 3.1.3.2. Modèles de la série de Rivlin et variantes

En 1940, [Mooney, 1940] a souhaité décrire le comportement des élastomères. Suite à de nombreux essais, il a choisi d'exprimer le **comportement hyperélastique incompressible** de ce matériau par une fonction de la densité d'énergie de déformation. Cette fonction, qui fait appel aux deux premiers invariants,  $I_1$  et  $I_2$ , se présente sous une forme linéaire :

$$W = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3) \quad (\text{I.37})$$

où  $C_1$  et  $C_2$  sont les coefficients qui paramétrisent le comportement hyperélastique.

En 1948, [Rivlin, 1948] enrichit la fonction précédente par l'ajout de termes supplémentaires. Ainsi, l'énergie de déformation est exprimée sous la forme d'une suite infinie, fonction des deux premiers invariants :

$$W = \sum_{i,j=0}^{\infty} C_{ij}(I_1 - 3)^i(I_2 - 3)^j \quad (\text{I.38})$$

Ce modèle peut être utilisable sous cette forme. Cependant, en fonction du matériau et du test utilisé, certains auteurs ont proposé d'effectuer une troncature. A l'ordre 1, cette troncature permet de retomber sur le modèle décrit par Mooney. Une autre troncature couramment utilisée consiste à ne garder qu'un seul terme ( $i=1, j=0$ ). Ainsi, un modèle matériau similaire à la loi de Hooke permet de prédire le comportement contrainte-dilatation non linéaire des matériaux subissant d'importantes déformations. Défini par un unique paramètre,  $C_{10}$ , on parle alors de modèle néo-Hookeén :

$$W = C_{10}(I_1 - 3) \quad (\text{I.39})$$

Ainsi, contrairement aux matériaux élastiques linéaires, la courbe contrainte-déformation d'un matériau néo-Hookeén n'est pas linéaire. La Figure I.14 illustre les densités d'énergie de déformation de ces deux cas. Leur énergie de déformation est très similaire pour un faible niveau de déformation. Un récapitulatif des principaux modèles dérivants de la suite de Rivlin (ordre de troncature) est finalement proposé dans le Tableau I.2.



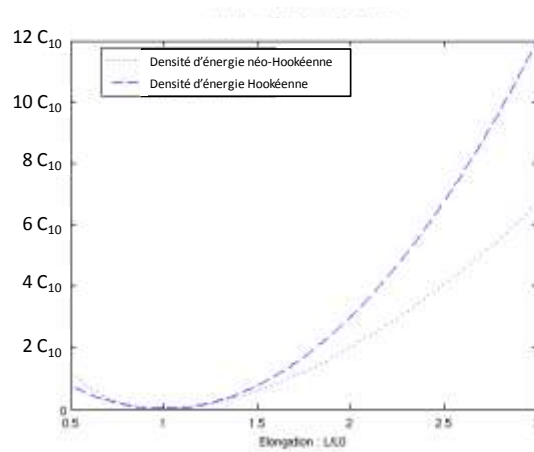


Figure I.14 : Comparaison des variations d'énergies de déformation Hookéenne (---) et Néo-Hookéenne (...) en fonction de l'élongation,  $L/L_0$ .

Tableau I.2 : Modèles déduits de la formulation de Rivlin couramment utilisés dans la caractérisation des lois hyperélastiques incompressibles [Chagnon, 2003].

Auteurs	Modèles
Isihara et al., 1951	$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{01}(I_2 - 3)$
Biderman, 1958	$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3 + C_{01}(I_2 - 3)$
Tschoegl, 1972	$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3 + C_{01}(I_2 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3)$
James et al., 1975	$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3 + C_{01}(I_2 - 3) + C_{02}(I_2 - 3)^2 + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3)$
Haines et Wilson, 1979	$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3 + C_{01}(I_2 - 3) + C_{02}(I_2 - 3)^2 + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3)$
Yeoh, 1990	$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3$
Bechir et al., 2002	$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3 + C_{01}(I_2 - 3) + C_{02}(I_2 - 3)^2$

### 3.1.3.3. Modèle de Ogden

Les précédents modèles sont exprimés en fonction des invariants  $I_1$  et  $I_2$ . En 1972, [Ogden, 1972] introduit l'idée que l'énergie de déformation peut s'exprimer en fonction des déformations généralisées  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  et  $\lambda_3$ . Ainsi, il introduit une forme mathématique en série de puissances réelles et propose un modèle dans lequel  $N$ ,  $\mu_p$  et  $\alpha_p$  sont les constantes du matériau.

$$W = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\lambda_1^{\alpha_p} + \lambda_2^{\alpha_p} + \lambda_3^{\alpha_p} - 3) \quad (I.40)$$

Dans la littérature, plusieurs auteurs ont utilisé cette description du comportement hyperélastique pour les tissus mous [Bosboom et al., 2001 ; Hu et al., 2004a ; Hu et al., 2004b ; Linder-Ganz et al., 2007]. Pour une simulation représentative des phénomènes hyperélastiques, le modèle de Ogden nécessite l'utilisation de deux ou trois termes de sa série. Kim et al. [Kim et al., 2012] a par exemple montré que les simulations sont en accord avec les tests expérimentaux sur des éprouvettes de caoutchouc pour une série de 3 termes. Même si le modèle d'Ogden est reconnu pour décrire précisément le comportement hyperélastique, sa formulation entraîne des difficultés lors de l'identification des paramètres. En effet, [Yeoh, 1997] a mis en évidence que, lors du processus d'identification, les valeurs des paramètres identifiés dépendent fortement de l'initialisation. De plus, même si des solutions alternatives sont proposées pour éviter le calcul des directions propres, les modèles se servant des élongations principales nécessitent quasiment systématiquement des temps de calculs plus longs que les modèles faisant appel aux invariants. En conséquence, de par sa formulation et sa difficulté d'identification, ce modèle a été écarté dans cette thèse.

### 3.1.4. Viscoélasticité

Les matériaux, d'une manière générale, présentent des phénomènes dissipatifs (viscoélasticité, plasticité, ...). En effet, lors d'une sollicitation, le solide ne se trouve généralement pas immédiatement dans un état d'équilibre cinématique. Ses déformations présentent une dépendance temporelle : elle est caractérisée par une déformation résiduelle et une déformation différée. La viscosité d'un matériau traduit la capacité du matériau à dissiper de l'énergie. La viscosité est alors assimilée à celle d'un liquide visqueux newtonien symbolisé par un amortisseur. La contrainte de cisaillement,  $\tau$ , régissant le comportement newtonien du fluide peut alors s'écrire en fonction de la viscosité,  $\mu_{visco}$ , du matériau et du gradient de la vitesse de cisaillement,  $\partial u/\partial y$  :

$$\tau = \mu_{visco} \frac{\partial u}{\partial y} \quad (I.41)$$

Afin de prendre en compte les caractéristiques du comportement visqueux, différents modèles rhéologiques, combinaisons d'éléments élastiques et/ou visqueux, ont été développés. Dans la littérature, différents modèles rhéologiques sont utilisés pour la caractérisation des propriétés viscoélastiques des tissus mous (Figure I.15). Les plus courants sont les modèles de : Kelvin-Voigt, Maxwell et Zener [Fung, 1969].

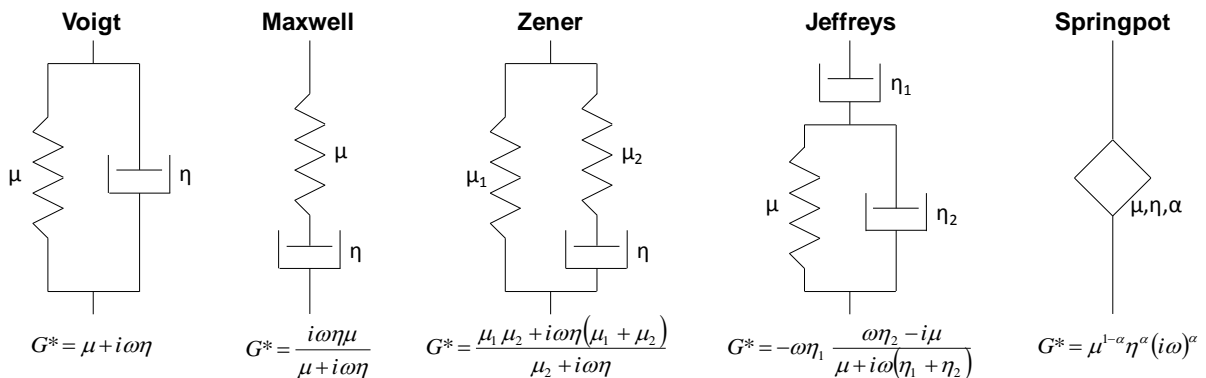


Figure I.15 : Modèles rhéologiques les plus utilisés dans la littérature pour la caractérisation des tissus biologiques.  $G^*$  est le module de cisaillement complexe,  $\mu$  le module de cisaillement,  $\eta$  la viscosité,  $f$  la fréquence et  $\omega$  la pulsation ( $2\pi f$ ) [Leclerc, 2012].

Le modèle de Kelvin-Voigt, appelé aussi modèle de Voigt, est un modèle rhéologique comprenant un ressort et un amortisseur en parallèle. Il est particulièrement adapté à la modélisation du fluage des solides. Au contraire, le modèle de Maxwell, qui possède ces deux

mêmes composantes élémentaires en série, est particulièrement adapté à la modélisation de la relaxation des solides. Le modèle de Zener ou modèle standard linéaire est composé d'un modèle de Maxwell et d'un ressort assemblés en parallèle. Ainsi, ce modèle permet de prédire le fluage et la relaxation. D'autres modèles, plus complexes, tels que le modèle de Jeffreys, modèle fluide, ont été développés. Le modèle de Springpot fait intervenir un nouvel élément qui combine ressort et amortisseur [Koeller, 1984]. Les modèles de Voigt et de Springpot ont été utilisés pour caractériser le comportement viscoélastique des tissus musculaires et hépatiques [Debernard, 2011b] et [Leclerc, 2012].

Bien que le comportement visqueux des muscles soit analysé dans de plus en plus d'études dans la littérature, le choix de ne pas caractériser la viscosité des muscles de la cuisse a été fait dans cette thèse. En effet, une excitation dynamique est nécessaire en vue de cette caractérisation. Etant aux prémices de la mesure du champ de déplacement par un couplage de la corrélation d'images numériques à l'imagerie échographique, une excitation statique est réalisée dans cette étude. De ce fait, le choix a été fait de se focaliser uniquement sur les propriétés hyperélastiques des muscles.

## 3.2. Problèmes inverses en mécanique

Cette partie a pour objectif de présenter quelques méthodes d'identification basées sur la minimisation d'une fonction coût. Dans la littérature, diverses méthodes, itératives ou non, ont été proposées pour l'identification de paramètres à partir de la mesure de champs cinématiques. Dans la suite, après avoir défini l'enjeu des problèmes inverses, les approches variationnelles puis par champs auxiliaires sont détaillées.

### 3.2.1. Définition d'un problème inverse

En mécanique des milieux continus classique, un problème direct peut être écrit comme présenté section I.3.1.1. Il consiste à considérer les contraintes et les déplacements comme inconnus. Ce problème, par la connaissance du comportement mécanique du matériau, peut alors être résolu de façon directe.

A l'inverse, pour un problème direct donné, le problème inverse consiste à déterminer une caractéristique du problème à partir de grandeurs qui sont solutions du problème direct. Différents types de caractéristiques peuvent être cherchées : une condition aux limites, un chargement, une caractéristique géométrique, paramètres matériau, etc, ... Celles-ci sont alors déterminées à partir de la mesure de différentes grandeurs : force, déplacement, accélération, déformation, ... **Dans cette étude, les grandeurs caractéristiques sont les différents paramètres de la loi néo-Hookéenne, tandis que les grandeurs associées sont les mesures du champ de déplacement.**

Afin de résoudre un problème direct ou indirect, il est nécessaire que le problème soit « bien posé », ce qui se traduit, au sens d'Hadamard [Hadamard, 1988], par :

- l'existence d'une solution,
- l'unicité de la solution,
- la continuité de la solution : une faible perturbation des données doit conduire à une faible perturbation de la solution.

Dans le cas où le problème ne répond pas à au moins un de ces trois critères, le problème est dit mal posé. Ainsi, il doit être modifié pour permettre sa résolution. En mécanique, le caractère mal posé est généralement traduit par un problème dans la définition des conditions aux limites.

### 3.2.2. Approches variationnelles

Les approches variationnelles sont des méthodes de minimisation visant à déterminer les grandeurs conduisant à l'extremum local. Ces approches nécessitent donc une minimisation de la fonction coût, ce qui en fait des méthodes indirectes. Dans la suite, les méthodes de recalage par éléments finis, depuis longtemps utilisées pour résoudre ce type de problèmes, sont présentées. Ensuite, l'erreur en relation de comportement est abordée.

#### 3.2.2.1. Méthode de recalage par éléments finis

La méthode de recalage par éléments finis consiste à minimiser une fonctionnelle construite, dans la grande majorité des cas, au sens des moindres carrés. Ainsi, la fonctionnelle,  $\Pi$ , traduit la somme des écarts quadratiques entre les grandeurs mesurées,  $\tilde{M}_i$ , et les grandeurs provenant du calcul éléments finis,  $\bar{M}_i$  :

$$\Pi = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N (\tilde{M}_i - \bar{M}_i(\theta))^T (\tilde{M}_i - \bar{M}_i(\theta)) \quad (\text{I.42})$$

avec :  $N$ , le nombre de points de mesure.

Dans la majorité des cas, les grandeurs simulées sont obtenues par un calcul éléments finis. On parle alors de méthode FEMU (Finite Element Model Updating) [Fox et Kapoor, 1968].

Ainsi, Tran et al. et Avril et al. [Tran et al., 2007 ; Avril et al., 2010] utilisent une telle approche. Avril et al. propose par exemple de définir la fonction coût comme étant l'écart entre les déplacements simulés et mesurés des contours du tissu musculaire et du tissu adipeux. Tran et al. a repris cette même fonctionnelle et y a ajouté un terme relatif à l'écart entre les forces appliquées et mesurées.

Cette méthode d'identification est efficace lorsque le bruit n'est pas trop élevé. Dans le cas contraire, un terme de régularisation peut être ajouté [Ahmadian et al., 1998]. Ce terme de régularisation peut aussi avoir un intérêt lors de la résolution de problèmes ne présentant pas une unicité ou de continuité de la solution. La régularisation consiste à ajouter une information *a priori* sur la solution du problème inverse. La solution est alors recherchée comme un compromis entre les mesures et l'information *a priori*. La régularisation dite de

Tikhonov ajoute par exemple un terme relatif à l'écart entre la valeur identifiée,  $P$ , et la valeur de référence,  $P_0$ . Cette régularisation peut être écrite de la façon suivante :

$$\Pi = \frac{1}{2}(\tilde{M} - \bar{M})^T(\tilde{M} - \bar{M}) + \alpha(P_0 - P)^T(P_0 - P) \quad (I.43)$$

où  $\tilde{M}$  et  $\bar{M}$  représentent respectivement les grandeurs mesurées et calculées sous forme matricielle et  $\alpha$  un scalaire défini positif, utilisées pour rendre le problème adimensionnel.

Cette formulation a été employée pour déterminer les propriétés hyperélastiques hétérogènes suite à des mesures du champ de déplacement sur fantôme [Hall et al., 2011].

Cette formulation aux moindres carrés n'a pas de sens physique. Aussi, pour améliorer l'identification, une idée a été d'introduire une minimisation basée sur la norme énergétique. Pour cela, l'erreur en relation de comportement, présentée dans le paragraphe suivant, a été développée.

### 3.2.2.2. Erreur en relation de comportement

La méthode de l'erreur en relation de comportement a été introduite par Ladevèze [Ladevèze et Leguillon, 1983]. Cette méthode consiste à construire une fonctionnelle, non pas directement sur les mesures, mais sur une norme d'énergie. Lors de la construction de la fonctionnelle, l'idée est de quantifier l'erreur commise lors de la résolution approchée d'un problème régi par des équations d'équilibre, des conditions aux limites et une relation de comportement lorsque les champs approchés sont admissibles. L'erreur en relation de comportement est alors formulée à partir des énergies potentielles et complémentaires par une fonction dépendante des déplacements,  $u$ , de la contrainte,  $\sigma$ , et du comportement du matériau,  $K$ , comme :

$$E(u, \sigma, K) = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \left( (\sigma - K : \varepsilon(u)) : K^{-1} : (\sigma - K : \varepsilon(u)) \right) d\Omega \quad (I.44)$$

où :  $\varepsilon(u)$  est le champ de déformation associé au champ de déplacement  $u$ .

Dans le cas de l'identification des paramètres matériau, le champ de déformation,  $\varepsilon(u)$ , peut être déduit de la mesure du champ cinématique,  $u$ . Le champ de contrainte,  $\sigma$ , peut être obtenu par un calcul éléments finis pour un comportement donné,  $K$ .

Comme dit précédemment, l'erreur en relation de comportement considère les mesures comme fiables. Les mesures expérimentales présentant toujours un certain bruit, différents auteurs cherchent à tenir compte de la fiabilité des mesures dans la fonction coût [Ben Azzouna, 2013]. Ainsi, une erreur en relation de comportement modifiée peut s'exprimer comme :

$$E(u, \sigma, K) = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \left( (\sigma - K : \varepsilon(u)) : K^{-1} : (\sigma - K : \varepsilon(u)) \right) d\Omega + \frac{\alpha}{2} \sum_{i=1}^N (\tilde{M}_i - \bar{M}_i)^T (\tilde{M}_i - \bar{M}_i) \quad (I.45)$$

où :  $\alpha$  représente le coefficient de pondération, positif, utilisé pour pondérer la fiabilité de la mesure. Dans notre approche inverse, le terme associé aux mesures correspondrait à la différence entre les déplacements mesurés et les déplacements simulés par éléments finis.

Les deux méthodes présentées jusque là sont caractérisées par une fonctionnelle à minimiser. Ces méthodes itératives peuvent donc être coûteuses en temps de calcul surtout dans le cas d'une identification couplée à un calcul éléments finis. Pour s'affranchir de ce problème, des méthodes par champs auxiliaires ont été développées.

### 3.2.3. Méthode des champs virtuels

La méthode des champs virtuels, contrairement à la précédente, permet d'identifier les paramètres du comportement et ceci de manière directe pour l'élasticité linéaire. Cette méthode a été introduite par Grédiac en 1989 [Grédiac, 1989] et permet d'identifier les paramètres de comportement non linéaires tels que la viscoplasticité [Avril et al., 2008a]. Cette méthode d'identification est basée sur le principe des travaux virtuels qui, en l'absence de forces volumiques, permet d'écrire l'équilibre statique du solide comme :

$$- \int_{\Omega} \sigma \varepsilon(u^*) d\Omega = \int_{\partial\Omega_f} T u^* dS \quad (I.46)$$

où :  $u^*$  est le champ de déplacement virtuel cinématiquement admissible et  $\varepsilon(u^*)$  est le champ de déformation associé à ce champ de déplacement virtuel, défini cinématiquement admissible.  $T$  exprime le chargement surfacique à la surface  $\partial\Omega_f$ .

Connaissant la formulation de la loi de comportement du matériau, le principe de la méthode repose sur l'écriture du tenseur des contraintes,  $\sigma$ , à partir du tenseur des déformations,  $\varepsilon$ . Dans le cadre de notre étude, les déformations sont, par exemple, à déduire du champ de déplacement calculé par corrélation d'images numériques. A la suite de ce calcul, la méthode



des champs virtuels consiste à construire un ensemble d'équations correspondant à plusieurs champs virtuels,  $u^*$ , judicieusement choisis en fonction de leurs sensibilités aux paramètres du comportement que l'on souhaite identifier. Ainsi, pour chaque nouveau champ virtuel introduit, une équation impliquant les paramètres de la loi de comportement et les champs de déformation mesurés est créée. Le choix des champs virtuels se présente alors comme déterminant à la faisabilité de l'identification.

Dans le cas de comportements linéaires, un nombre de champs virtuels égal au nombre d'inconnues est en général introduit pour écrire un système d'équations linéaires indépendantes. Ensuite, l'inversion d'un tel système conduit directement aux paramètres recherchés [Grédiac et al., 2002 ; Grédiac et al., 2006a].

Dans le cas d'un comportement non linéaire, il n'est pas possible de construire un système d'équations linéaires. L'identification repose alors sur la minimisation d'une fonction coût écrite à partir des équations créées [Grédiac et Pierron, 2006b].

A la suite d'une acquisition d'images phase en IRM, une identification des propriétés viscoélastiques a été réalisée par la méthode des champs virtuels [Connesson et al., 2013].

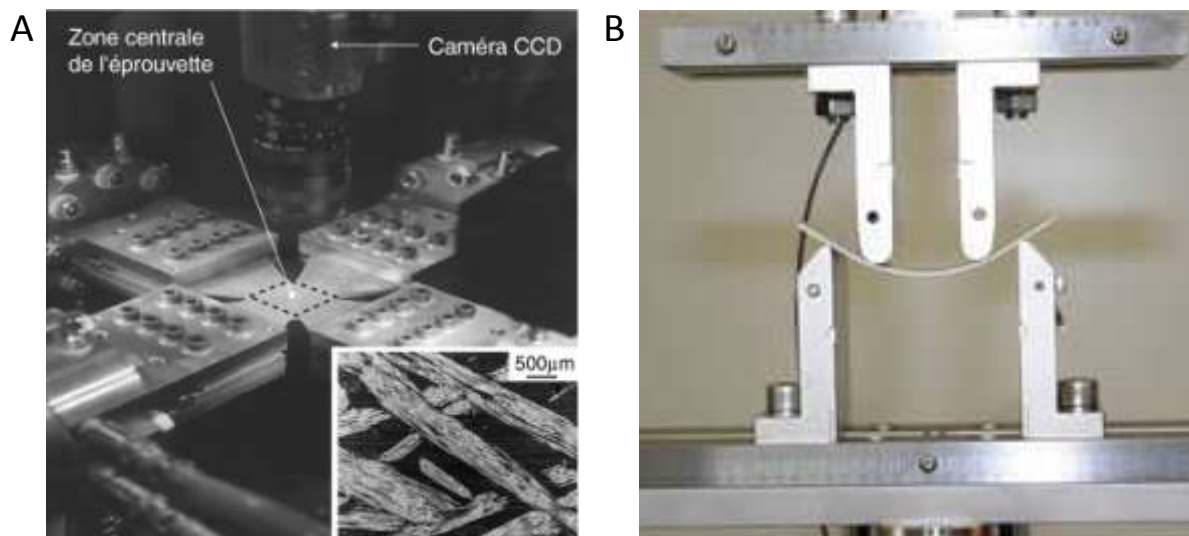
Dans cette thèse, l'objectif est d'identifier les paramètres néo-Hookéens des muscles différenciés. Etant donné le grand nombre de paramètres ainsi que la non-linéarité de comportement, cette technique d'identification est écartée.

Par conséquent, au vu de la facilité de mise en œuvre et du nombre de paramètres de la loi non-linéaire à identifier, la méthode de recalage par éléments finis est mise en œuvre pour l'identification des propriétés néo-Hookéennes des muscles différenciés.

### 3.3. Tests mécaniques *in vivo*

Les comportements mécaniques identifiés sont très dépendants de la sollicitation mécanique appliquée. Il est, de ce fait, important de bien définir les types de sollicitations qui seront exercées. Une sollicitation mécanique est qualifiée de **quasi-statique** ou, par abus de langage, de statique lorsque l'on considère que tous les états intermédiaires d'un solide sont proches des états d'équilibre mécanique et thermodynamique. Cela implique alors que la **déformation soit appliquée très lentement**. Au contraire, la caractérisation du comportement visqueux implique que des données temporelles, ou dynamiques, soient acquises. Dans la littérature, ces deux types d'excitations sont mis en œuvre pour caractériser entièrement le comportement viscoélastique des muscles.

La Figure I.16 illustre quelques exemples de sollicitations mécaniques exercées : traction, flexion, etc... Ainsi, par la mesure des déplacements, obtenus par différents moyens (jauges de déformation, corrélation d'images numériques (CIN), ...), on peut déterminer certaines propriétés mécaniques.



*Figure I.16 : Illustration de différents tests mécaniques pouvant être mis en œuvre pour la caractérisation mécanique des matériaux. (A) Test de traction multiaxial couplé à une mesure par Corrélation d'Images Numérique (CIN) sur une plaque en composite réalisé à l'ENS (LMT) Cachan. (B) Test de flexion 4 points sur une éprouvette métallique couplé à une mesure de déplacement des mors réalisé à l'ENSAM Paris.*

Lors d'essais *in vivo* sur les tissus mous, les modalités de mesures expérimentales apparaissent comme un verrou scientifique à la caractérisation des propriétés mécaniques. En effet, lors de la caractérisation des déplacements, les techniques de mesure doivent être non invasives. Dans la partie précédente, nous avons illustré les principales lois de comportement utilisées pour caractériser la déformation des tissus biologiques. Dans cette partie, nous nous proposons d'effectuer une synthèse bibliographique des moyens mis en œuvre pour la caractérisation des tissus mous.

### 3.3.1. Essais mécaniques sans recours à l'imagerie

Dans les années 60, les premiers tests mécaniques sur tissus mous font leur apparition pour caractériser le comportement mécanique *in vivo*. Dans chacun des tests présentés dans cette partie, aucune modalité d'imagerie n'est utilisée pour identifier les propriétés mécaniques.

La **torquemétrie** est utilisée pour définir les propriétés élastiques de la peau. Cette technique consiste à appliquer un couple par l'intermédiaire d'un disque collé à la surface de la peau. L'angle de rotation mesuré permet de caractériser l'extensibilité de la peau [Evans, 1965]. A partir de cette mesure, plusieurs propriétés élastiques (module de Young et module de cisaillement) de la peau [Grahame, 1969 ; Tomlinson et al., 1969 ; Agache et al., 1980] puis, par la suite, viscoélastiques [Duggan, 1967] [Ridge, 1961] sont déduites.

Une autre technique, appelée **cutométrie**, consiste à réaliser une succion à la surface de la peau pour créer une dépression (Figure I.17A). Le paramètre mesuré, par des moyens optiques, est alors la hauteur de la surface de la peau [Barel et al., 1995] et [Gunner et al., 1979.]. En 2002, Kauer et al. [Kauer et al., 2002] développe une méthode inverse permettant de quantifier les propriétés visqueuses et hyperélastiques de la peau par cutométrie. En 2008, une méthode basée sur les filtres de Kalman, estimateur récursif, permet de réduire le temps de calcul nécessaire aux approches inverses classiques pour identifier les propriétés élastiques de la peau [Dellaleau et al., 2008c]. En 2009, Moerman et al. [Moerman et al., 2009] propose de développer une autre technique de mesure innovante pour identifier les propriétés élastiques de la peau. Cette technique implique une mesure externe du champ de déplacement par stéréo-corrélation. La stéréo-corrélation consiste à prendre des images à différents angles de vue pour obtenir une mesure des déplacements dans l'espace. Cette mesure de champ, réalisée sur un fantôme de gel de silicium ayant des propriétés similaires à celles de la peau

humaine, apparaît alors plus complète que la simple mesure de la hauteur de succion (Figure I.17B). Par cette mesure de champ, il sera possible, à la suite de ce travail préliminaire, de déduire, par exemple, les propriétés hétérogènes et anisotropes de la peau.

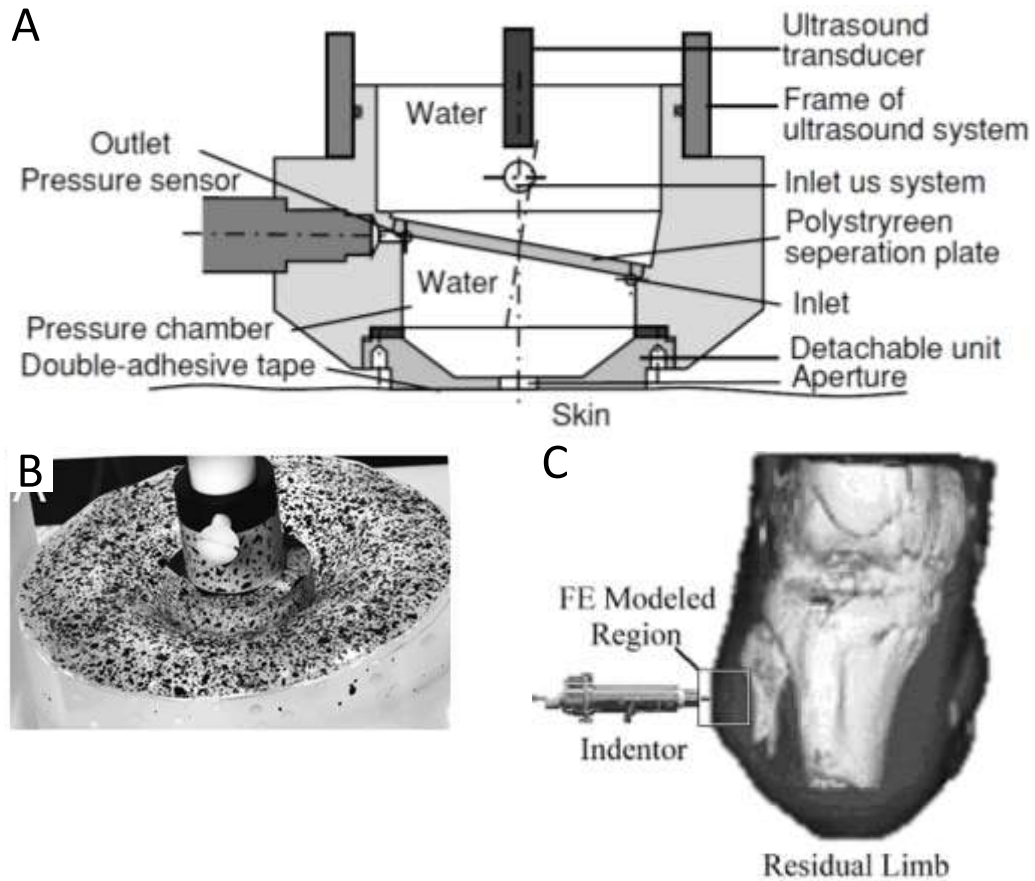


Figure I.17 : (A) Schéma d'un dispositif de cutométrie [Hendricks et al., 2003]. (B) Photo du piston et du fantôme en silicone [Moermann et al., 2009] (C) Schéma d'un dispositif d'indentation [Tonük et al, 2004].

L'**indentation** est une autre technique permettant de solliciter les tissus mous. L'essai d'indentation consiste à appliquer une charge à la surface de la peau à l'aide d'un indenteur (corps rigide de petite taille) (Figure I.17C). Ainsi, il est possible de mesurer le déplacement de l'indenteur pendant le chargement et/ou le déchargement puis d'identifier le comportement élastique [Alja'afreh et al., 2011 ; Delalleau et al., 2006] ou viscoélastique [Boyer, 2007] de la peau.

L'identification des propriétés mécaniques obtenue par cutométrie [Diridollou et al., 2000 ; Hendricks et al., 2003 ; Hendricks et al., 2006 ; Iivarinen et al., 2013] et par indentation a été

améliorée [Tönük et al., 2003 ; Tönük et al., 2004 ; Iivarinen et al., 2011 ; Koo et al., 2011 ;]. Lors de la modélisation, l'intégration d'une géométrie spécifique au patient, obtenue par des techniques d'imagerie, permet de rendre plus précis le modèle éléments finis de la peau. De ce fait, la justesse des propriétés mécaniques extraites a pu être améliorée.

L'ensemble des tests présentés ci-dessus permettent d'identifier les propriétés mécaniques élastiques ou viscoélastiques des tissus cutanés voire de tissus plus profonds. Cependant, lors de l'identification, l'hypothèse d'une homogénéité des propriétés des tissus est souvent adoptée, ce qui entraîne une identification moins précise des propriétés mécaniques.

D'autres facteurs ne permettent pas une justesse dans l'identification des propriétés mécaniques de la peau et encore moins du muscle. La modélisation et la mesure effectuée lors de chaque sollicitation se présentent en effet comme deux verrous importants. Au niveau de la **modélisation**, le manque de spécificité de la géométrie du patient est un frein à une identification précise des paramètres du matériau. La Figure I.18 illustre les faiblesses des techniques sans recours à l'imagerie. La Figure I.18A présente une géométrie très simplifiée dans laquelle les tissus musculaires et osseux sont indifférenciés faute d'informations. La Figure I.18B illustre une géométrie dont les épaisseurs de chaque tissu sont définies suite à l'étude d'une image échographique. Il apparaît que, grâce à l'imagerie, la géométrie peut être rendue spécifique à chaque sujet. Cependant, lors de cette modélisation, de nombreuses simplifications géométriques sont réalisées : symétrie (1), épaisseurs constantes et homogénéité des propriétés de chaque type de tissu (3, 4, 5). En ce qui concerne la **mesure**, se limiter aux déplacements externes de la peau ne permet pas de déduire les caractéristiques mécaniques des différents tissus.

Dans la suite, des techniques de mesure basées sur l'imagerie médicale (échographique et Imagerie par Résonance Magnétique – IRM), développées pour contourner ces difficultés inhérentes à la caractérisation *in vivo*, sont détaillées.

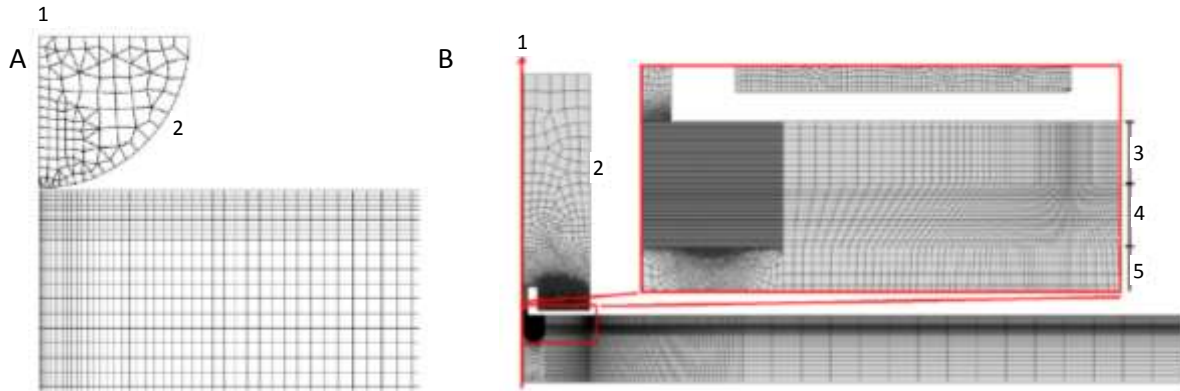


Figure I.18 : Illustration des hypothèses faites classiquement lors des tests d'indentation réalisés sur la peau. (A) Indifférenciation des différents tissus musculaires et osseux [Delalleau et al., 2006]. (B) Simplifications géométriques à partir de l'image échographique d'une coupe de l'avant bras [Iivarinen et al., 2011]. Les numéros 1 à 5 correspondent respectivement à l'axe de symétrie, l'indenteur, la peau, le tissu adipeux et le muscle.

### 3.3.2. Essais mécaniques couplés à une mesure par imagerie échographique

L'imagerie ultrasonore (US), très utilisée en clinique, permet d'acquérir en premier lieu une information morphologique des tissus mous. Par l'application d'un effort et l'observation de la réponse mécanique du milieu, des mesures reflétant, entre autres, l'élasticité et la viscosité des tissus mous peuvent également être obtenues.

Dans les années 90, une première méthode d'élastographie par ultrasons est développée [Ophir et al., 1991 ; Ponnekanti et al., 1992 ; Ponnekanti et al., 1994]. Cette technique utilise une compression statique sur le tissu à caractériser. Un champ de déplacement est ensuite déduit d'une corrélation des signaux ultrasonores en mode A puis en mode B. Le module de Young est finalement indirectement calculé comme le rapport entre la force et la déformation, évaluée localement à partir du gradient des déplacements par différences finies. Ce module d'élastographie, implémenté dans certains échographes, est utilisé en routine clinique pour évaluer la dureté des tissus. Aussi, lors d'études sur les tissus mammaires, cette technique apporte un complément d'informations à la palpation et permet de discerner plus facilement les tumeurs de petite taille. Au sein des tissus, cette technique permet de quantifier la raideur musculaire [Debernard et al., 2013b] (Figure I.19).

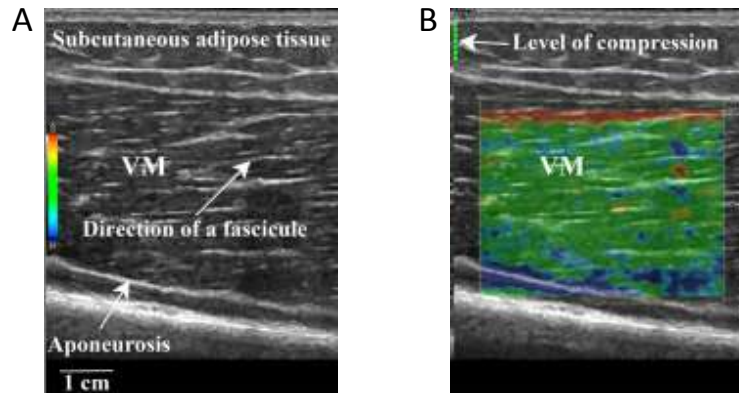


Figure I.19 : Acquisitions échographiques du vastus medialis (VM) (A) à l'état non chargé et (B) sous chargement statique à laquelle est superposée la cartographie de l'élastographie [Debernard et al., 2013b].

Plus récemment, Zhu et Hall [Zhu et Hall, 2002] ont proposé une amélioration de la mesure du champ de déformation pour un dispositif de compression manuel. Cette technique, basée sur la corrélation des signaux obtenus en mode B, permet une mesure en temps réel des champs de déplacement et de déformation. Suite au développement de cette technique, différentes études visant à caractériser les tissus mous ont été mises en place. La Figure I.20 illustre par exemple les champs de déplacement et de déformation obtenus à partir d'une acquisition échographique en mode B menée sur un fantôme [Pavan et al., 2010 ; Hall et al., 2011]. Elle illustre la faisabilité de la mesure des déformations *in vivo*.

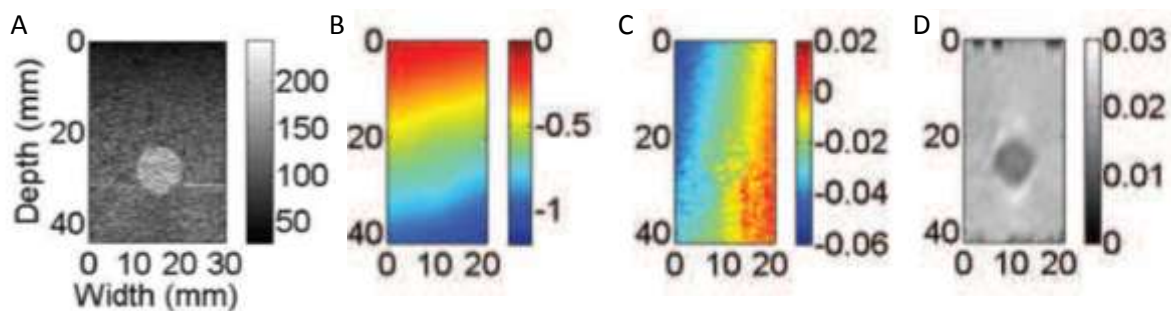
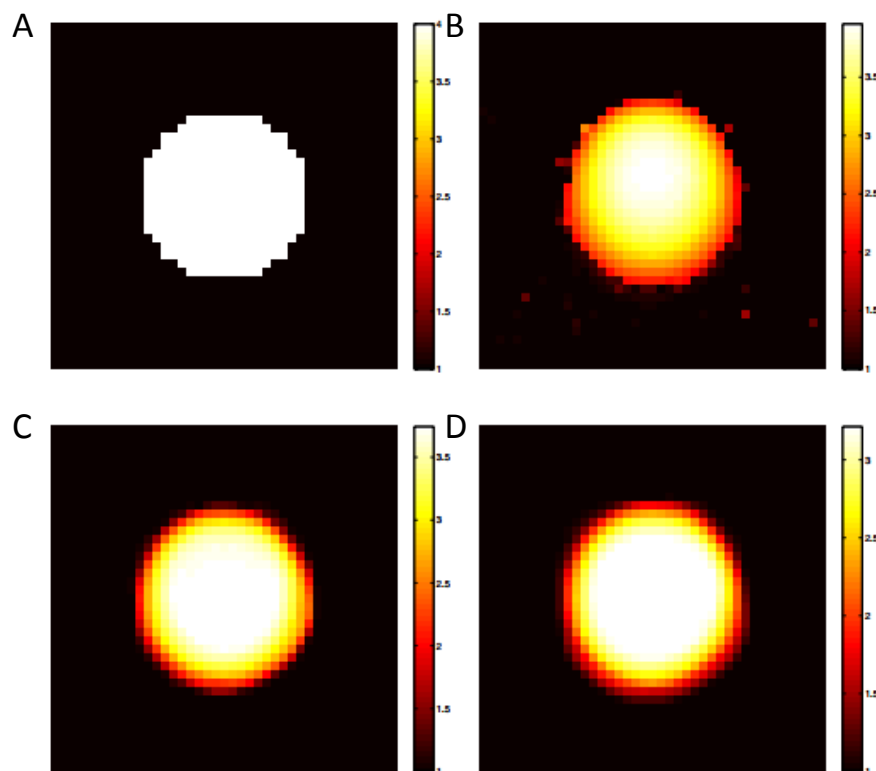


Figure I.20 : Champs de déplacement et de déformation résultants de l'application d'une compression statique sur un fantôme en agar-agar avec une inclusion en sucre. (A) Image échographique B-mode, (B) Champ de déplacement axial (mm), (C) Champ de déplacement latéral (mm), (D) Champ de déformation axial [Hall et al, 2011].

A la suite de ces mesures, une approche inverse est nécessaire pour caractériser les propriétés élastiques et hyperélastiques des tissus mous. Dans ce contexte, une étude de faisabilité a

consisté à développer un exemple numérique permettant d'évaluer les erreurs commises lors de l'identification des paramètres mécaniques [Gokhale et al., 2008 ; Goenezen et al., 2011]. Ces deux études ont montré que l'ajout d'un terme de régularisation était indispensable lors de la construction de la fonction coût. L'identification a par ailleurs été validée pour des bruits de mesures égaux à 0,3, 1 et 3% du déplacement maximal. La Figure I. 21A présente la répartition du module de cisaillement obtenue avec l'exemple numérique sans bruit. Les Figures I. 21B-C-D illustrent la reconstruction du module de cisaillement pour les trois différents bruits de mesure.



*Figure I. 21 : Reconstruction du module de cisaillement identifié pour un matériau néo-Hookéen. (A) Exemple numérique, (B) Faible niveau de bruit (0,3 %), (C) Niveau de bruit moyen (1 %), (D) Niveau de bruit élevé (3 %) [Gokhale et al., 2008].*

Finalement, à la suite de ces deux études préliminaires, une identification des propriétés mécaniques des tissus humains a été réalisée. Elle permet de discerner les tumeurs du tissu mammaire sain [Barbone et Oberai., 2007 ; Oberai et al., 2009].

Actuellement, à partir des mesures de champ 2D, une reconstruction 3D peut être effectuée [Fisher et al., 2007 ; Fisher et al., 2010]. Ainsi, la mesure de champ devient volumique ce qui



permet de s'affranchir des hypothèses induites par la modélisation 2D. De ce fait, l'anisotropie peut être prise en compte lors de l'identification. Cependant, cette modélisation 3D soulève d'autres problèmes : gestion de l'anisotropie, gestion du maillage et gestion des conditions aux limites. Hall et al. [Hall et al., 2011], dans une revue bibliographique, décrit cette méthode de mesure des champs de déplacement et de déformation ainsi que la méthode d'identification de la cartographie de l'élastographie statique non linéaire.

En parallèle à ces mesures statiques, divers auteurs ont proposé de solliciter les tissus mous de façon dynamique afin d'obtenir une cartographie directement représentative du module de Young. Historiquement, le but étant de discerner des zones d'intérêt au sein des tissus mous (nodules dans les seins par exemple), l'analyse de l'élasticité s'est faite, dans un premier temps, de façon qualitative puis quantitative.

Dans la suite de ce paragraphe, **différentes excitations mécaniques dynamiques** couplées à l'imagerie ultrasonore sont décrites. Contrairement aux méthodes précédentes dans lesquelles le champ de déplacement est à la base de l'identification des propriétés mécaniques, les méthodes présentées dans la suite se servent de la physique des ondes pour évaluer les propriétés mécaniques du muscle.

La **sonoélastographie** est une méthode qui couple à la fois une sollicitation mécanique de basse fréquence (20 Hz à 1 kHz) et les fonctions ultrasonores d'inter-corrélation ou Doppler [Parker et al., 1990 ; Lerner et al., 1990 ; Yamakoshi et al., 1990 ; Parker et Lerner, 1992]. L'approche consiste à mesurer la vitesse de propagation des ondes générées par un vibreur. En effet, lorsqu'un milieu est excité par une source mécanique, deux types d'ondes se propagent : des ondes de compression et des ondes de cisaillement. Ces ondes sont directement liées aux propriétés mécaniques du milieu par le biais des coefficients de Lamé, ce qui permet de déduire le module de Young. Dans cette approche simplifiée du problème, les estimations se font sur des ondes stationnaires dont la propagation dans un milieu fini pose des problèmes aux frontières du domaine. D'autre part, la coexistence des ondes de cisaillement et de compression conduit à des phénomènes d'interférences, qui peuvent induire un biais dans les estimations. Il est ainsi difficile de caractériser, par cette technique, l'élasticité de tissus biologiques tels que les muscles. Pour remédier à ces problèmes, l'utilisation d'ondes transitoires a été envisagée.

La **vibroacoustographie**, développée par Fatemi et Greenleaf [Fatemi et Greenleaf, 1998], consiste à solliciter le tissu par deux faisceaux ultrasonores de fréquences légèrement décalées. De cette manière, la focalisation des faisceaux ultrasonores provoque une excitation mécanique de basse fréquence, égale à la différence des fréquences entre les deux faisceaux incidents. Les ondes mécaniques, ainsi provoquées, sont ensuite enregistrées par un hypophone. Cette technique, malgré ses diverses applications, a été peu utilisée pour la caractérisation *in vivo* des muscles. Elle est cependant très similaire à la technique employée par le Supersonic Shear Imaging décrite dans le paragraphe suivant.

Une autre méthode, l'**élastographie transitoire**, consiste à générer une impulsion sous la forme d'une onde de cisaillement au sein des tissus pour déduire les propriétés mécaniques. La sollicitation mécanique est transmise soit par l'intermédiaire d'un vibreur [Sandrin et al., 2002a ; Sandrin et al., 2002b], soit par l'intermédiaire de faisceaux ultrasonores créant ainsi une force de radiation. L'onde de cisaillement générée est ensuite enregistrée par un transducteur. Deux systèmes sont aujourd'hui couramment utilisés en routine clinique.

- Le **Fibroscan** (Figure I.22A) est commercialisé par la société Echosens. Il est principalement utilisé dans la détermination du degré de fibrose du foie [Oudry et al., 2009]. Pour ce faire, une sollicitation dynamique est appliquée sur les tissus par l'intermédiaire d'un piston. L'onde mécanique, ainsi engendrée, est enregistrée par un transducteur ultrasonore. En considérant le milieu homogène, il est ensuite aisé de remonter aux propriétés élastiques du tissu imagé.
- L'**Aixplorer**, commercialisée par la société Supersonic Imagine, utilise une sollicitation ultrasonore (Figure I.22B). En se concentrant sur différents points focaux, une force de radiation ultrasonore est engendrée, ce qui entraîne des ondes de cisaillement au sein des tissus. Les ondes de cisaillement sont ensuite enregistrées par l'intermédiaire d'une sonde échographique ultra-rapide [Bercoff et al., 2004]. Grâce à cette technique, de nombreux auteurs se sont intéressés à la quantification *in vivo* des propriétés mécaniques des muscles durant la phase de contraction [Gennisson et al., 2005 ; Nordez et al., 2008]. Les propriétés viscoélastiques des muscles ont ensuite été mises en évidence par [Deffieux et al., 2009] puis caractérisées par le modèle de Voigt [Gennisson et al., 2010].

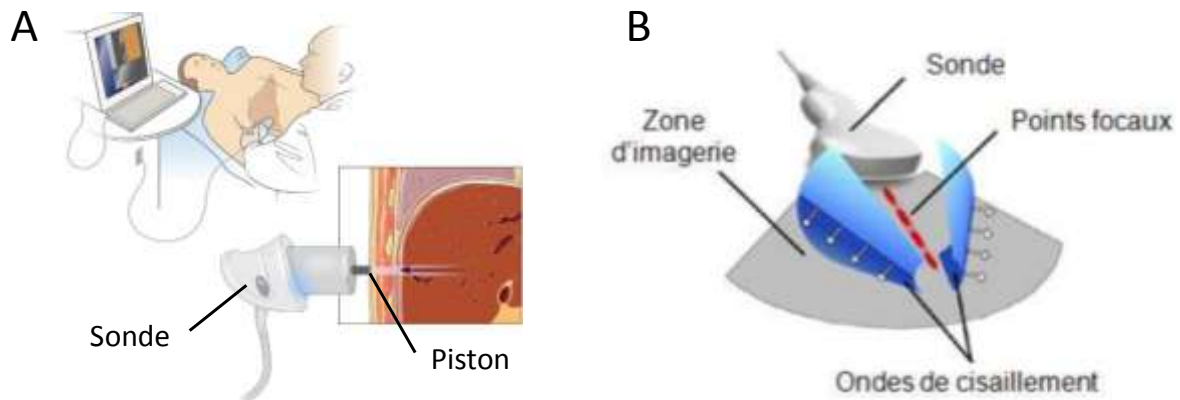


Figure I.22 : Illustration de la génération et de l'enregistrement des ondes de cisaillement, (A) Fibroscan [Rockey, 2008], (B) SuperSonic Imaging [Bavu et al., 2011].

Le Tableau I.3 synthétise les différents modules de cisaillement identifiés *in vivo* grâce aux diverses techniques d'élastographie par ultrasons.

Tableau I.3 : Synthèse des modules de cisaillement identifiés *in vivo* sur différents muscles par des méthodes d'élastographie ultrasonore. LMH = Local Muscle Hardness, CMV = Contraction Maximale Volontaire [Debernard, 2011].

Technique	Auteurs	Muscles	Nombre de cas	Fréquence d'excitation (Hz)	Muscle relâché : module de cisaillement (kPa)	Muscle contracté	
						charge	Module de cisaillement (kPa)
Sonoélastographie	Levinson et al. 1995	Quadriceps	10	30	2,33±1	7,5kg	19±12
				60	8,33±3	15 kg	42,33±21,67
Elastographie transitoire	Gennisson et al., 2005	Biceps Brachii	10	150	0,92±0,55		
	Nordez et al. 2008	Gastrocnemius	9	200	Etirement passif progressif LMH max/LMH min = 2,62±0,46		
Supersonic Shear imaging (SSI)	Gennisson et al., 2010	Biceps Brachii	5		5,68	% de CMV non précisé	100,8

Dans cette partie, nous avons vu que de nombreuses techniques de mesure par échographie permettent de caractériser les propriétés élastiques, viscoélastiques ou hyperélastiques des muscles. Cependant, chaque technique a ses limitations.

En ce qui concerne les techniques basées sur la physique ondulatoire, les propriétés mécaniques identifiées se limitent aux propriétés élastiques et visqueuses. Etant donné que

cette étude est motivée par l'identification des propriétés hyperélastiques, ces techniques de caractérisation sont écartées pour cette étude.

Au contraire, les propriétés identifiées par approche inverse, qui nécessitent une mesure du champ de déplacement, se limitent à la zone d'imagerie de la sonde (Figure I.22B). Aussi, lors de la modélisation aux éléments finis, une question sur la définition des conditions aux limites se pose. L'utilisation de l'IRM est suggérée pour pallier à ces problèmes.

### **3.3.3. Essais mécaniques couplés à une mesure par Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)**

A l'image de l'imagerie ultrasonore, l'IRM permet d'acquérir une image morphologique du tissu biologique à caractériser dans tous les plans de coupe (sagittal, transversal et coronal). De nombreuses séquences ont été développées de manière empirique et sont aujourd'hui utilisées en clinique pour étudier les propriétés mécaniques et morphologiques des différents tissus. Le développement de séquences IRM ne faisant pas partie intégrante de ce travail, nous ne rentrerons pas dans les détails du fonctionnement de cette technique. Les bases du principe de l'IRM sont cependant détaillées dans [Kastler et al, 2001].

En 1995, Muthupillai et al. [Muthupillai et al., 1995] a mis en œuvre l'**Elastographie par Résonance Magnétique (ERM)**, associant excitation dynamique et imagerie IRM. Cette technique, permettant notamment d'identifier le comportement des muscles isolés, se décompose en trois étapes :

1. Une excitation mécanique dynamique induit une déformation des tissus (Figure I.23A) sous forme d'une onde de cisaillement,
2. La propagation de cette onde de cisaillement est ensuite acquise. On obtient alors une image phase, associée à une image anatomique, permettant de visualiser cette propagation au sein du tissu (Figure I.23B),
3. Enfin, en considérant un comportement hétérogène du matériau, par la théorie des ondes, il est possible d'identifier le module de cisaillement des différents tissus considérés. Des cartographies du module de cisaillement (Figure I.23C) peuvent ainsi être obtenues par des algorithmes complexes tels que les algorithmes d'inversion

[Oliphant et al., 1999 ; Oliphant et al., 2001, Manduca et al., 2001]. Ces algorithmes consistent dans un premier temps à déduire de l'image phase les déplacements. Ensuite, l'équation de Helmholtz est inversée pour déduire le module de cisaillement. Le Tableau I.4 synthétise les valeurs du module de cisaillement identifiées lors de différentes études *in vivo* des muscles grâce à la technique ERM.

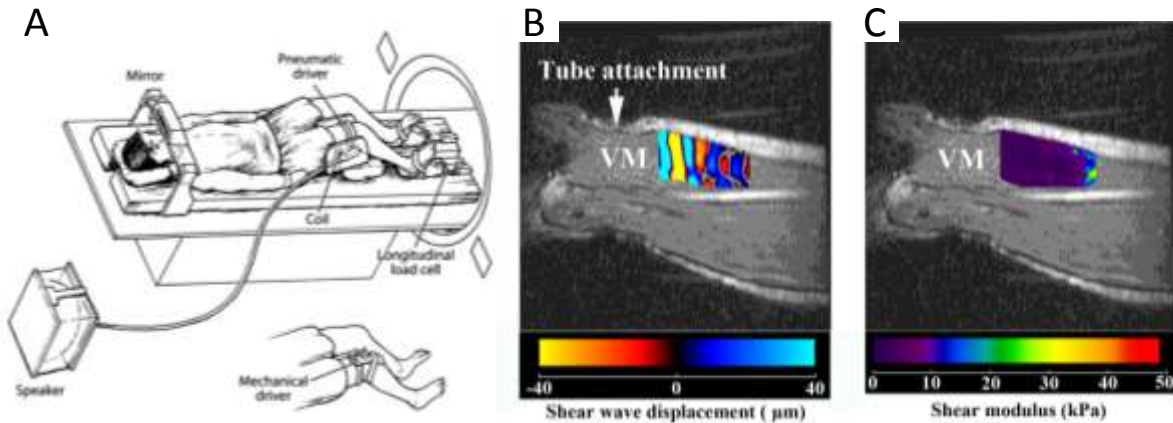


Figure I.23 : (A) Schéma d'un dispositif ERM [Bensamoun et al., 2006]. Exemples de cartographies (B) du déplacement des ondes de cisaillement au sein du Vastus Medialis (VM) et (C) du module de cisaillement déduit par imagerie ERM [Debernard et al., 2013b].

Une méthode d'identification couplant les images phases à la méthode des champs virtuels a été mise en œuvre sur un fantôme [Connesson et al., 2013] pour identifier les propriétés viscoélastiques. L'idée de la démarche (section I.3.1.3.2) consiste à décomposer le champ cinématiquement admissible en des champs simples, puis, par le principe des travaux virtuels, à résoudre le problème inverse directement [Grédiac, 1989]. Cette démarche peut être très intéressante pour réaliser un suivi des propriétés mécaniques car l'identification se fait par un calcul direct.

Tableau I.4: Synthèse des modules de cisaillement identifiés in vivo, pour les muscles, par la méthode d'Elastographie par Résonance Magnétique (ERM) - CMV = Contraction Maximale Volontaire [Debernard, 2011].

Auteurs	Muscles	Nombre de cas	Fréquence d'excitation (Hz)	Muscle relâché : module de cisaillement (kPa)	Muscle contracté	
					charge	Module de cisaillement (kPa)
Uffmann et al., 2004	Flexor Digitorum Profundus	12	142,9	8,7±2,8		
Dresner et al., 2001	Biceps Brachii	5	150	Gamme : 14,1±3,8 à 39,2±1,6	2kg, 8kg et 14 kg	21,8±12,17 kPa/kg
Sack et al., 2002		2	200	21±3		
Uffmann et al., 2004		12	142,9	17,9±5,5		
Papazoglou et al., 2006		5	75-200	29,3±6,2		
Chen et al., 2007	Trapèze	1	250	4,10±0,6		
Chen et al., 2008		4	250	4,18±0,8		
Bensamoun et al., 2006	Vastus lateralis	12	90-120	3,73±0,85	10% CMV	6,11±1,15
		13			20% CMV	8,49±4,02
Bensamoun et al., 2006	Sartorius	13	90-120	7,53±1,6		
Bensamoun et al., 2006	Vastus medialis	14	90-120	3,91±1,2	10% CMV	4,83±1,68
					20% CMV	6,4±1,79
Bensamoun et al., 2007		5	90	4,54±0,4		
Bensamoun et al., 2008		6	90	4,03±1,23		
Debernard et al. 2011		9	90	4,03±1,23	10% CMV	7,33±1,23
Brauck et al., 2007	Muscles du mollet	27	100	3,83±0,24	5% CMV	18,52±1,26
					10% CMV	19,18±1,21
					15% CMV	19,13±1,11
					20% CMV	19,75±0,99
Basford et al. 2002	Tibialis anterior	8	150	12,03±0,4	Flexion plantaire maximale	174,9±6
Heers et al., 2003		6	150	11,9±0,6		
Jenkyn et al., 2003		9	150	12,03		
Basford et al. 2002	Gastrocnemius Medial	8	150	24,9±0,7		
Heers et al., 2003		6	150	20,3±1,1		
Green et al., 2011		8	60	1,15±0,23	1 heure après exercice excentrique	1,25±0,21
				48 heures après exercice excentrique	1,38±0,27	
				1 semaine après exercice excentrique	1,18±0,23	
Basford et al. 2002	Gastrocnemius Lateral	8	150	16,2±0,2		
Heers et al., 2003		6	150	16,4±0,2		
Jenkyn et al., 2003		9	150	22		
Uffmann et al., 2004		12	142,9	9,9±6,8		
Basford et al., 2002	Soleus	8	150	16,8±0,2		
Heers et al., 2003		6	150	16,4±0,2		
Uffmann et al., 2004		12	142,9	12,5±7,3		
Green et al. 2011		8	60	1,01±0,26	1 heure après exercice excentrique	1,10±0,27
				48 heures après exercice excentrique	1,06±0,2	
				1 semaine après exercice excentrique	0,96±0,22	

D'autres études se sont focalisées sur la caractérisation mécanique des muscles de la cuisse à partir d'un test statique. Le **MR tagging**, introduit par [Zerhouni et al., 1988], puis complété par un Algorithme Harmonique de Phase (HARP) [Osman et al., 1999 ; Osman et al., 2000], a été développé pour observer, à l'origine, les mouvements cardiaques. Cette technique, utilisée en clinique, consiste à exciter les tissus par une radio-fréquence pour obtenir un marquage, sous forme de quadrillage, sur les tissus imagés (Figure I.24A). A la suite d'une sollicitation mécanique, ce marquage, attaché aux images, permet de caractériser les déplacements au sein des tissus (Figure I.24B). Un filtre passe-bande est ensuite appliqué dans le domaine de Fourier (Figure I.24C) pour obtenir une image harmonique de phase (Figure I.24D). A partir de cette image, les déplacements (Figure I.24E-F) puis les déformations (Figure I.24G-H) sont déduits. La Figure I.24 illustre la mise en œuvre de la technique suite à une indentation du mollet [Fu et al., 2011]. Actuellement, aucune identification des propriétés mécaniques n'est menée suite à la caractérisation du champ de déplacement.

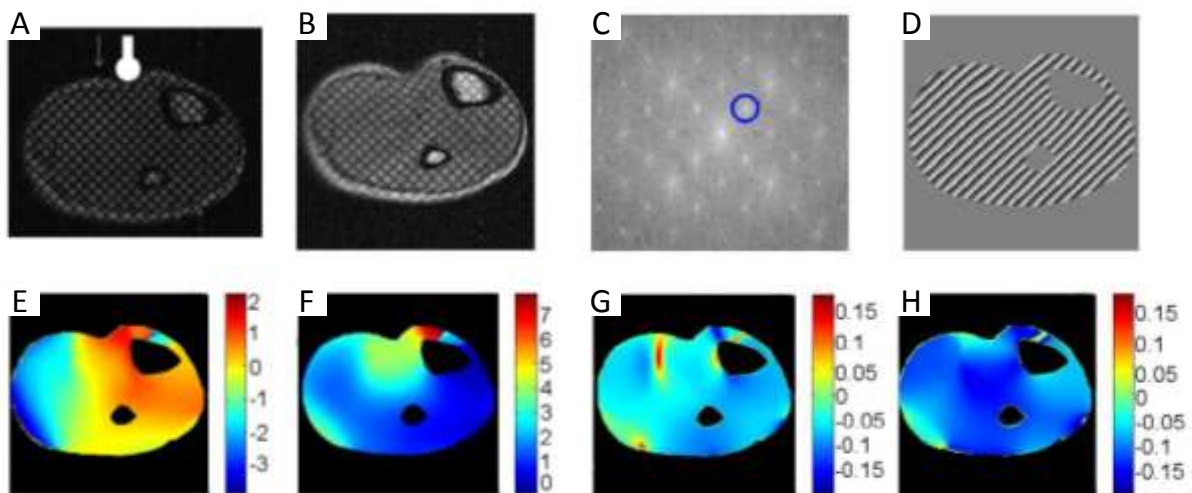
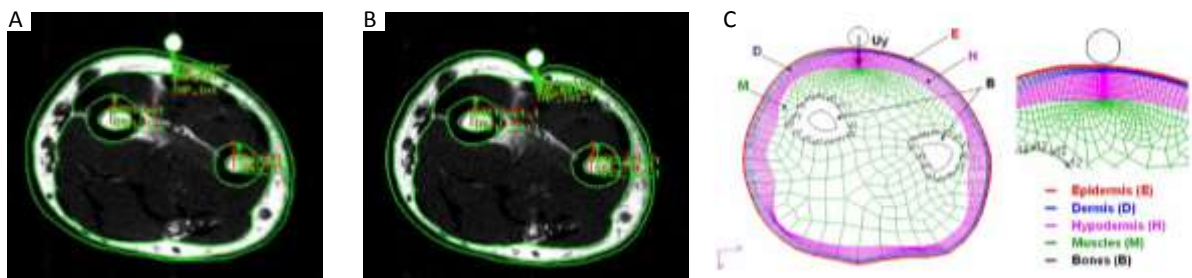


Figure I.24 : Images IRM du mollet (A) non déformé et (B) déformé suite au marquage par MR tagging. (C) Application d'un filtre passe-bande dans l'espace de Fourier. (D) Image harmonique de phase. Représentations des cartographies des déplacements (mm) et des déformations lagrangiennes selon les axes (E-G) horizontal et (F-H) vertical [Fu et al., 2011].

En parallèle au MR Tagging, une autre méthode d'identification basée sur un test statique a été développée [Tran et al., 2007 ; Avril et al., 2010]. Dans cette technique, la mesure du déplacement se fait directement à partir d'images anatomiques IRM. Pour ce faire, plusieurs images sont acquises à différents niveaux de charge : une IRM de référence du muscle non-contraint (Figure I.25A) et une ou plusieurs images IRM du muscle soumis à un chargement

statique (Figure I.25B). Sur chacune de ces images, une segmentation manuelle est réalisée pour identifier le contour des différents tissus. A partir de l'image IRM segmentée pour les tissus non contraints, un modèle EF (Figure I.25C), dont les paramètres mécaniques sont les données recherchées, est généré. L'identification des paramètres mécaniques est alors réalisée par une approche inverse de type Finite Element Model Updating (FEMU) comme décrit en section I.3.2.2.1. Dans cette approche inverse, une minimisation de la distance entre la position des contours déduits de la modélisation éléments finis et des contours segmentés sur les images IRM sous chargement est réalisée. Ainsi, cette identification permet de caractériser les propriétés mécaniques du tissu musculaire.



*Figure I.25 : (A) Image et segmentation IRM de l'avant bras non chargé. (B) Image et segmentation IRM de l'avant bras sous chargement statique. (C) Modèle éléments finis de l'avant bras réalisé à partir de l'IRM de référence [Tran et al., 2007].*

En 2010, Avril et al. [Avril et al., 2010] a étudié, grâce à cette méthode d'identification, le comportement hyperélastique compressible des muscles du mollet suite à un test de contention. Dans cette étude, les muscles du mollet ainsi que l'ensemble du tissu cutané ont été considérés homogènes et répondant à une loi de comportement néo-Hookéenne. Le chargement EF a été modélisé par une pression, fonction du rayon de courbure, appliquée autour du mollet. Lors de la minimisation, la fonction coût a été calculée à partir d'une seule image IRM du muscle sous chargement.

Finalement, l'étude menée par Tran et al. [Tran et al., 2007] se différencie de l'étude menée par [Avril et al., 2010] par cinq points. Le tableau I.5 fait état de ces différences et permet de positionner notre étude par rapport aux précédents travaux.



Tableau I.5 : Différences méthodologiques de [Tran et al., 2007], de [Avril et al., 2010] et de notre étude.

	[Tran et al., 2007]	[Avril et al., 2010]	Notre étude
<b>Test</b>	Indentation	Contention	Compression
<b>Région d'étude</b>	Avant-bras	Mollet	Cuisse
<b>Tissus adipeux différenciés</b>	Différenciation des différentes couches sous cutanées (épiderme, derme, hypoderme)	Couches de la peau regroupées	Couches de la peau regroupées
<b>Tissus musculaires différenciés</b>	Un seul groupe musculaire	Un seul groupe musculaire	Différenciation de quatre régions musculaires (ischios, quadriceps, sartorius, gracilis)
<b>Fonction coût</b>	Déplacement imposé => fonction coût évaluée en force et en déplacement	Force imposée => fonction coût évaluée en déplacement	Force imposée => fonction coût évaluée en déplacement
<b>Nombre d'états de chargement</b>	5	1	1

Le Tableau I.6 synthétise les résultats issus de l'identification de ces deux études. On constate des différences non négligeables entre les paramètres ( $C_{10}$  et  $D$ ) identifiés. Ces différences peuvent s'expliquer par le fait que les tissus biologiques caractérisés ne se trouvent pas dans des zones similaires (membres supérieur et inférieur). Une seconde hypothèse est que les tests statiques (indentation et contention) ne présentent pas la même sensibilité aux paramètres.

Tableau 1.6 : Synthèse des paramètres hyperélastiques des tissus mous identifiés *in vivo* à partir de mesures IRM sous chargement statique.

Auteurs	Test mécanique	Loi de comportement	Paramètres		Muscle	Peau + tissu adipeux		
						Epiderme	Derme	Hypoderme
Tran et al., 2007	Indentation	Néo-Hookéen compressible	$C_{10}$ (kPa)	min	3,17	30	970	0,35
				moy	3,64	120	1110	0,42
				max	3,93	220	1220	0,50
			$D$ (MPa <sup>-1</sup> )	min	7,04	0,204	0,351	42,55
				moy	13,91	0,356	0,678	77,8
				max	19,49	1,30	2,00	86,58
Avril et al., 2010	Contention	Néo-Hookéen compressible	$C_{10}$ (kPa)	min	9,7	1,8		
				moy	11,35	6,49		
				max	17	13,8		
			$D$ (MPa <sup>-1</sup> )	min	24,45	21,91		
				moy	27,06	25,67		
				max	28,98	41,75		

Dans notre étude, une attention particulière sera portée sur la sensibilité des déplacements aux différents paramètres matériau qui seront calculés. Ainsi, des éléments de réponses pourront être apportés à l'explication de ces divergences.

## 4. Objectifs de la thèse

Le chapitre I.1 a montré que le muscle était le principal effecteur du système musculo-squelettique. Sa caractérisation mécanique se révèle très importante. Cette caractérisation a en effet des impacts sur des thématiques variées :

- Santé : meilleure compréhension des pathologies musculaires (déchirure, rupture...),
- Ergonomie : incrémentation des bases de données concernant les propriétés mécaniques des muscles,
- Prédiction : simulation du système musculo-squelettique (crash, impact, ...),
- Diagnostic : outil d'aide à la décision dans le cas de certaines maladies ou pathologies.

Cependant, malgré le besoin de mieux appréhender le comportement mécanique des muscles, la caractérisation mécanique *in vivo* rencontre des verrous théoriques et expérimentaux. Cette étude vise donc à **lever ces verrous par le développement d'outils numériques et expérimentaux.**

Le chapitre I.2 a été consacré à un état de l'art des techniques de caractérisation *in vivo* des propriétés mécaniques des tissus musculaires. Plusieurs constats ressortent de cette analyse bibliographique.

Tout d'abord, les mesures réalisées par échographie ainsi que par imagerie ERM permettent une identification des propriétés mécaniques sur une petite zone musculaire voire sur un muscle isolé (cas de l'ERM). De plus, pour parvenir à l'identification des propriétés mécaniques par approche inverse, ces études reposent sur des hypothèses fortes de conditions aux limites. Ces hypothèses peuvent ainsi biaiser l'identification. Par conséquent, dans notre approche, **une section complète de la cuisse sera modélisée pour passer outre ces problèmes de définition des conditions aux limites.** Pour cela, une prise d'image IRM sera réalisée pour la modélisation éléments finis de la cuisse. Ainsi, une caractérisation de l'ensemble des muscles de la cuisse pourra être réalisée contrairement aux identifications par approche locale.

Les auteurs ayant proposé une modélisation complète de la cuisse [Tran et al., 2007 ; Avril et al., 2010] ont réalisé une seconde hypothèse de modélisation importante : **tous les muscles de la section ont été considérés homogènes** et leurs propriétés mécaniques similaires. Cette

hypothèse sur l'identification peut être critiquée, notamment au vu du Tableau I.4, qui montre une différence des propriétés fonctionnelles en fonction du muscle étudié. En conséquence, **la modélisation développée dans ce présent travail différenciera chaque muscle ou groupe musculaire de la cuisse.**

De plus, ces mêmes études [Tran et al., 2007 ; Avril et al., 2010] ont proposé une mesure du déplacement uniquement localisée au niveau des contours des tissus adipeux et musculaires. Dans ce travail, **une mesure plus globale des déplacements des tissus sera obtenue en couplant les techniques de Corrélation d'Images Numériques (CIN) à des images médicales.** La résolution spatiale de l'IRM étant de l'ordre du millimètre et donc trop élevée, une mesure du champ de déplacement par un **couplage de la CIN à des acquisitions échographiques**, ayant une résolution de l'ordre du dixième de millimètre, pour une application musculaire, sera privilégiée. Comme évoqué précédemment, du fait de la volonté de définir les conditions aux limites exhaustivement, des acquisitions IRM seront néanmoins réalisées puis segmentées pour générer le modèle éléments finis. De ce fait, une étape de recalage entre le champ de déplacement provenant des acquisitions échographiques et les images IRM sera nécessaire.

Finalement, en raison de l'intérêt porté aux propriétés hyperélastiques et du développement préliminaire de cette méthode inverse, **l'excitation mécanique imposée se fera de manière statique.** Du fait de cette excitation statique, **la viscosité des muscles ne sera pas caractérisée et seules les propriétés hyperélastiques seront identifiées pour chaque muscle ou groupe musculaire.**

Le prochain chapitre expose la mise en œuvre des différentes parties de la démarche d'identification. Trois étapes interdépendantes sont alors distinguées :

- Le développement d'un **protocole expérimental** permettant d'obtenir les champs de déplacement *in vivo* des muscles de la cuisse à différents états de chargement ;
- Le développement d'une **modélisation élément finis** de la cuisse dont la géométrie est spécifique au sujet ;
- Le développement d'une **méthode inverse** permettant d'identifier les paramètres hyperélastiques des muscles de la cuisse.



# Chapitre II : Matériel et Méthodes

---

1. DESCRIPTION DE LA METHODE D'IDENTIFICATION GLOBALE.....	86
2. CHOIX DU CHARGEMENT : CONTENTION, COMPRESSION, INDENTATION .....	89
2.1. Modèle éléments finis .....	90
2.1.1. Géométrie, maillage et conditions aux limites .....	90
2.1.2. Loi de comportement .....	91
2.2. Modélisation du chargement .....	92
2.3. Analyse de sensibilité.....	95
3. PROTOCOLE EXPERIMENTAL .....	96
3.1. Description du dispositif expérimental .....	96
3.1.1. Dispositif de compression .....	96
3.1.2. Application in vivo.....	98
3.1.3. Application in vitro : Fantôme CIRS.....	99
3.2. Mesure du champ de déplacement .....	100
3.2.1. La Corrélation d'Images Numériques (CIN) .....	100
3.2.1.1. Méthodes locales .....	100
3.2.1.2. Méthodes globales .....	102
3.2.1.3. Caractéristiques des images ultrasonores pour une corrélation d'images numériques optimale.....	103
3.2.2. Principe de la technique d'échographie .....	104
3.2.3. Optimisation des paramètres d'acquisition .....	105
3.2.4. Caractérisation du mouchetis .....	110
3.2.5. Caractérisation du bruit de mesure.....	110
3.3. Mesure des champs de déplacement et de déformation .....	111
3.3.1. Champ de déplacement .....	111
3.3.2. Champ de déformation .....	113
4. IDENTIFICATION .....	117
4.1. Formulation du problème inverse .....	117
4.2. Algorithmes de minimisation.....	118
4.3. Minimisation à partir du couplage d'une surface de réponse et d'une réduction de modèle .....	124
4.4. Applications de la méthode d'identification .....	127
4.4.1. Exemple numérique .....	127
4.4.2. Tissu musculaire.....	131
5. CONCLUSION .....	132

---

Le chapitre précédent a illustré les avancées en matière de caractérisation *in vivo* des muscles. Il est apparu que peu d'études se sont focalisées sur la caractérisation du comportement hyperélastique des muscles. Ces quelques études ont par ailleurs considéré l'ensemble des muscles comme une entité unique ayant un comportement homogène. Cette présente étude propose d'identifier les paramètres hyperélastiques des différents muscles ou groupes musculaires de la cuisse. Pour ce faire, une démarche d'identification des propriétés mécaniques par approche inverse est mise en oeuvre.

Dans la suite de cette partie, la démarche d'identification globale est présentée. Ensuite, un modèle numérique de la cuisse est développé à partir d'une acquisition par Imagerie par Résonance Magnétique (IRM), puis, le choix de l'excitation la plus adéquate à l'identification de l'ensemble des paramètres mécaniques est discuté au travers d'une analyse de sensibilité. Une troisième partie étudie la faisabilité de la mesure du champ de déplacement par un couplage entre les techniques de Corrélation d'Images Numériques (CIN) et d'imagerie échographique. Enfin, l'identification est réalisée à partir d'un exemple numérique puis sur un cas réel.

## **1. Description de la méthode d'identification globale**

Cette partie a pour but de présenter la démarche globale développée pour l'identification des propriétés hyperélastiques des muscles de la cuisse. La Figure II.1 présente la démarche, composée de trois blocs interdépendants :

- la modélisation de la cuisse soumise aux différents états de chargement (Figure II.1A) ;
- le protocole expérimental (Figure II.1B) ;
- l'identification (Figure II.1C).

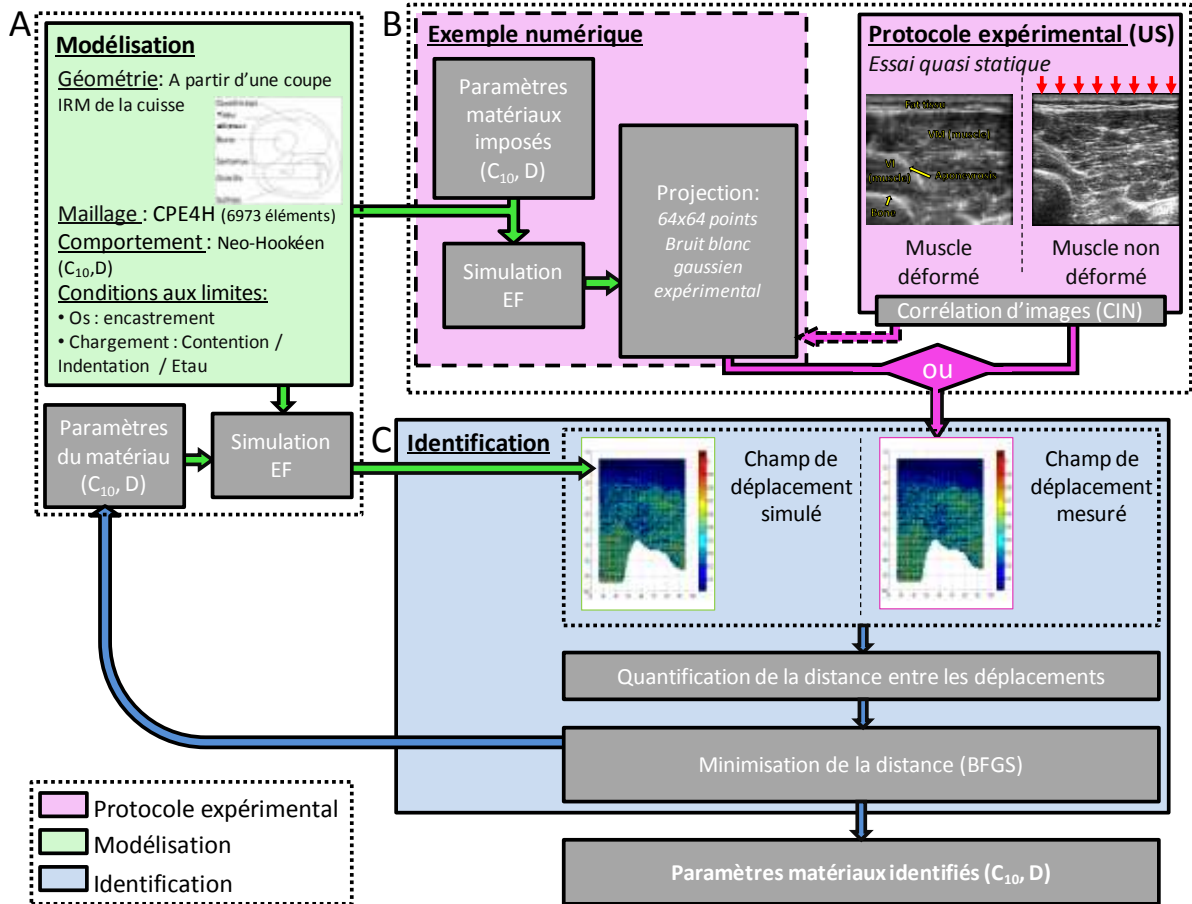


Figure II.1 : Schéma de la démarche d'identification globale par approche inverse de type FEMU (Finite Element Model Updating) développée dans cette thèse. (A) Modélisation, (B) Protocole expérimental, (C) Identification.

Le **modèle numérique** a été développé à partir d'une acquisition IRM segmentée de la cuisse. Suite à une simulation éléments finis dans laquelle les paramètres matériaux sont imposés à chaque itération, le champ de déplacement obtenu, que nous qualifierons de simulé, constitue la première entrée nécessaire à l'identification. Ce modèle numérique a permis de simuler plusieurs états de chargement.

Le **protocole expérimental** consiste à acquérir des images échographiques du tissu musculaire avec et sans chargement mécanique. Ensuite, grâce à la technique de Corrélation d'Images Numérique (CIN), le champ de déplacement, que nous qualifierons, cette fois, de mesuré, constitue la seconde entrée de l'identification.

L'**identification** consiste à quantifier dans un premier temps la distance entre les déplacements simulés et mesurés. Par une procédure itérative sur les paramètres matériau, une



minimisation de cette distance permet de déduire les paramètres hyperélastiques des muscles de la cuisse.

Cette démarche a nécessité différentes validations pour réaliser l'identification des paramètres mécaniques des muscles.

Tout d'abord, bien que le protocole expérimental (couplage entre images échographiques et CIN) soit réalisé via un test quasi-statique, le **type d'excitation** à appliquer sur la cuisse a dû être déterminé. Pour ce faire, trois chargements mécaniques ont été testés : **contention**, **indentation** et **compression**. La pertinence de chaque essai pour l'identification des paramètres matériau a ensuite été étudiée. Ainsi, une analyse de sensibilité a été développée à partir de la modélisation éléments finis pour justifier le choix de la sollicitation mécanique.

La **mesure du champ de déplacement**, étant une des données d'entrée de l'identification, a dû être validée. Une première étape a donc consisté à déterminer les **paramètres échographiques** les plus adaptés à l'application de la Corrélation d'Images Numériques (CIN). La seconde étape a été de valider le résultat obtenu par la CIN en analysant le champ de déformation.

Enfin, la précision de l'identification a été déterminée avec une **quantification de l'erreur** commise. Pour cela, un exemple numérique (Figure II.1B) a été développé en parallèle du protocole expérimental. Cette approche a permis de valider l'utilisation de l'algorithme de minimisation ainsi que la faisabilité de la démarche inverse développée dans cette étude.

Les différentes parties de la démarche d'identification ainsi que les différents objectifs présentés vont être maintenant détaillés.

## 2. Choix du chargement : contention, compression, indentation

Dans cette section, la première partie détaille le modèle éléments finis de la cuisse. Ensuite, les différents types de chargement sont présentés. Enfin, une analyse de sensibilité permettant de choisir le chargement le plus adéquat à l'identification des paramètres mécaniques des muscles de la cuisse est décrite. La Figure II.2 schématise les différentes étapes de cette démarche.

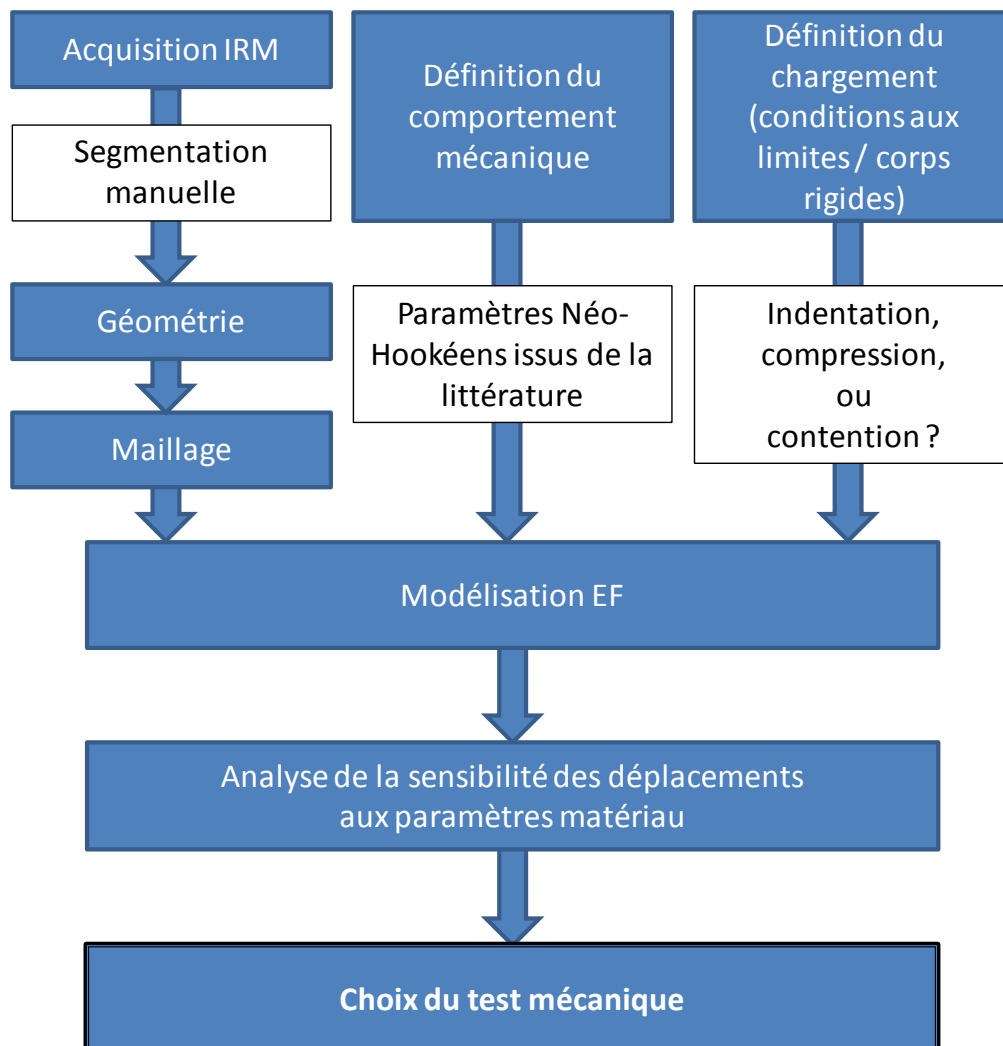


Figure II.2 : Etapes de la démarche mise en place pour le choix du chargement le plus adéquat à l'identification des paramètres mécaniques néo-Hookéens.

## 2.1. Modèle éléments finis

La modélisation éléments finis de la cuisse est mise en œuvre avec le logiciel ABAQUS [Abaqus, 2009]. Le but de cette simulation est d'obtenir le champ de déplacement simulé (Figure II.1C). Compte tenu de la mesure 2D du champ de déplacement expérimental et du temps nécessaire aux simulations 3D, l'hypothèse des **déformations planes** est adoptée. Le choix des déformations planes, bien que fort critiquable, se justifie par le fait que la dimension longitudinale de la cuisse, portée par l'axe du fémur, est nettement supérieure aux deux autres, ce qui permet de considérer le muscle encasté à ses deux extrémités. De ce fait, les sollicitations mécaniques sont supposées uniquement exercées dans le plan de coupe transverse et les déformations invariantes dans la direction longitudinale.

### 2.1.1. Géométrie, maillage et conditions aux limites

La géométrie de la cuisse est obtenue par un processus de segmentation avec le logiciel Simpleware [Internet@II.1], à partir d'une acquisition axiale sous IRM 1,5T (Séquence : Cube DP, TR : 2200 ms, TE : 30 ms, FOV : 516 x 512 mm) (Figure II.3A). L'acquisition IRM est réalisée au niveau du tiers inférieur de la cuisse en raison de la faible épaisseur de tissu adipeux qui permet de solliciter le muscle aisément, et, en raison du fait que, pour cette section, les faisceaux musculaires sont quasiment alignés avec l'os. Lors de cette segmentation, la cuisse est divisée en cinq régions correspondant respectivement au tissu adipeux, à deux groupes musculaires (quadriceps et ischios) et à deux muscles (gracilis et sartorius) (Figure II.3B). Les différents ensembles adipeux et musculaires identifiés sont supposés homogènes. La peau et les vaisseaux sanguins ne sont pas modélisés. La peau est incluse dans la région du tissu adipeux et les vaisseaux sanguins sont incorporés aux tissus mous les plus proches. Ils contribuent ainsi à la moyenne de chaque ensemble en termes de propriétés mécaniques.

De plus, la rigidité de l'os étant beaucoup plus élevée que celle des autres tissus, l'os est considéré comme un solide rigide dans le modèle éléments finis. Le long du contour du fémur, l'hypothèse supplémentaire qu'il n'y a pas de glissement est faite. Ces hypothèses se traduisent alors par une condition de Dirichlet dans laquelle tous les degrés de liberté sont nuls (encastrement).

Le maillage, composé de 25392 éléments CPE4HR (éléments linéaires hybrides à intégration réduite à 4 nœuds) soit 40776 nœuds, est créé avec le logiciel ABAQUS. Cette sous-

intégration a pour but d'éviter certains blocages souvent présents dans les problèmes éléments finis quasi-incompressibles. Cette sous-intégration permet par ailleurs d'améliorer les performances de la simulation en termes de temps de calcul. La formulation hybride est une formulation mixte qui, dans ce cas, ajoute un terme relatif à la pression. Un couplage des variables de déplacements et de contraintes permet ainsi de se rapprocher des équations d'équilibre et des conditions de compatibilité. De ce fait, les éléments hybrides remédient au problème de «blocage».

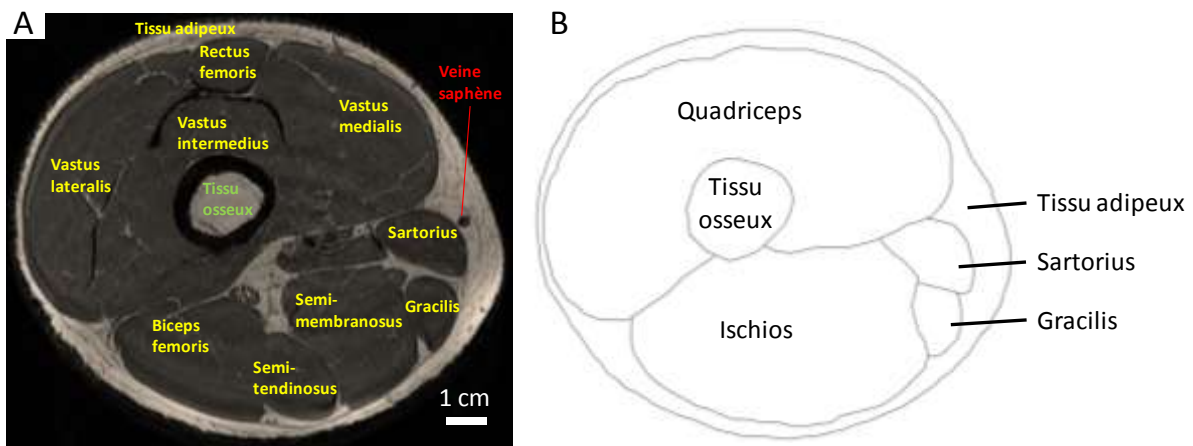


Figure II.3 : (A) Coupe IRM au niveau du tiers inférieur de la cuisse, (B) Géométrie, composée de 4 régions musculaires et du tissu adipeux, provenant de la segmentation de la coupe IRM.

### 2.1.2. Loi de comportement

Dans cette étude, le comportement mécanique est supposé hyperélastique compressible. Avril et al. [Avril et al., 2010] a justifié la compressibilité par la mise en évidence d'une variation de volume suite au port d'un vêtement de contention. Un comportement néo-Hookéen, déduit de la suite de Rivlin, est choisi étant donné le faible niveau de déformation mis en évidence dans le protocole expérimental et pour sa simplicité de mise en œuvre. Comme présenté dans la section I.3.1.3.1, la densité d'énergie de déformation,  $W$ , s'écrit alors comme :

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D}(J - 1)^2 \quad (\text{II.1})$$

où  $C_{10}$  et  $D$  décrivent le comportement hyperélastique compressible. Le paramètre  $C_{10}$  caractérise le cisaillement et le paramètre  $D$  la compressibilité, avec  $D = K / 2$ , où  $K$  est le

module de compressibilité. On peut également définir  $J = \det(F)$  avec  $F$  le tenseur du gradient de la transformation,  $\bar{I}_1 = J^{-2/3}I_1$  et  $I_1 = Tr(F^T F)$  avec  $Tr$  la trace de la matrice.

Comme nous l'avons vu précédemment, la présente étude propose de segmenter la cuisse en cinq zones (Figure II.3B). Ces cinq régions répondant à un comportement néo-Hookéen compressible, un total de dix paramètres (cinq paramètres  $C_{10}$  et cinq paramètres  $D$ ) sont alors à identifier.

## 2.2. Modélisation du chargement

Dans la littérature, différentes sollicitations quasi-statiques sont proposées pour solliciter les muscles de la cuisse. [Avril et al., 2010] propose de quantifier le comportement néo-hookéen par un test de contention, dans lequel la pression est fonction du rayon de courbure. [Tran et al., 2007] caractérise ce même comportement avec un test d'indentation. Cependant, la question du chargement le plus adéquat à l'identification des paramètres matériau mérite d'être analysée. Ainsi, cette partie décrit les différents tests quasi-statiques proposés pour déformer les muscles de la cuisse : contention, indentation et compression. Le test de compression n'apparaît pas dans la littérature. Pourtant, sa mise en œuvre semble intéressante car il permet de solliciter une plus grande zone musculaire qu'un test d'indentation, qui est très localisé.

Le **test de contention** (Figure II.4A) est modélisé par une pression répartie de façon homogène sur le contour extérieur de la cuisse. Cette hypothèse se différencie de [Avril et al., 2010], étude dans laquelle un bas de contention ayant un tissage spécifique a été utilisé et caractérisé [Bouten, 2009]. Une condition de Neumann égale à 20 mmHg (2,67 kPa), correspondant à une pression de contention classique, est alors imposée. La Figure II.4D présente la déformation vraie (ou logarithmique) observée dans la direction horizontale. Ces déformations, dans le cas unidimensionnel, s'expriment comme :

$$\varepsilon = \ln\left(\frac{L}{L_0}\right) \quad (\text{II.2})$$

où :  $L$  est la longueur sous chargement et  $L_0$  la longueur à l'état initial.

Le **test de compression** en étau (Figure II.4B) est réalisé par l'intermédiaire de deux corps rigides de surface de 300 x 200 mm<sup>2</sup> soumis à une force de 60 N. Ces corps rigides sont

disposés parallèlement, de chaque côté de la cuisse, à la façon d'un étau. Une condition de Neumann nulle est appliquée sur le contour libre de la cuisse. La Figure II.4E illustre la déformation vraie dans la direction horizontale faisant suite au test de compression.

Le **test d'indentation** (Figure II.4C) est simulé par l'intermédiaire d'un corps rigide circulaire positionné en surface de la cuisse. Ce corps rigide, de diamètre 6 mm et de longueur 10 mm, est alors soumis à une force de 1 N. Une condition de Neumann nulle est appliquée sur le contour libre de la cuisse. La Figure II.4F illustre la déformation vraie dans la direction horizontale observée suite au test d'indentation.

Dans toutes les simulations, le contact entre les corps rigides et les tissus mous est considéré sans frottement et est réalisé par pénalisation.

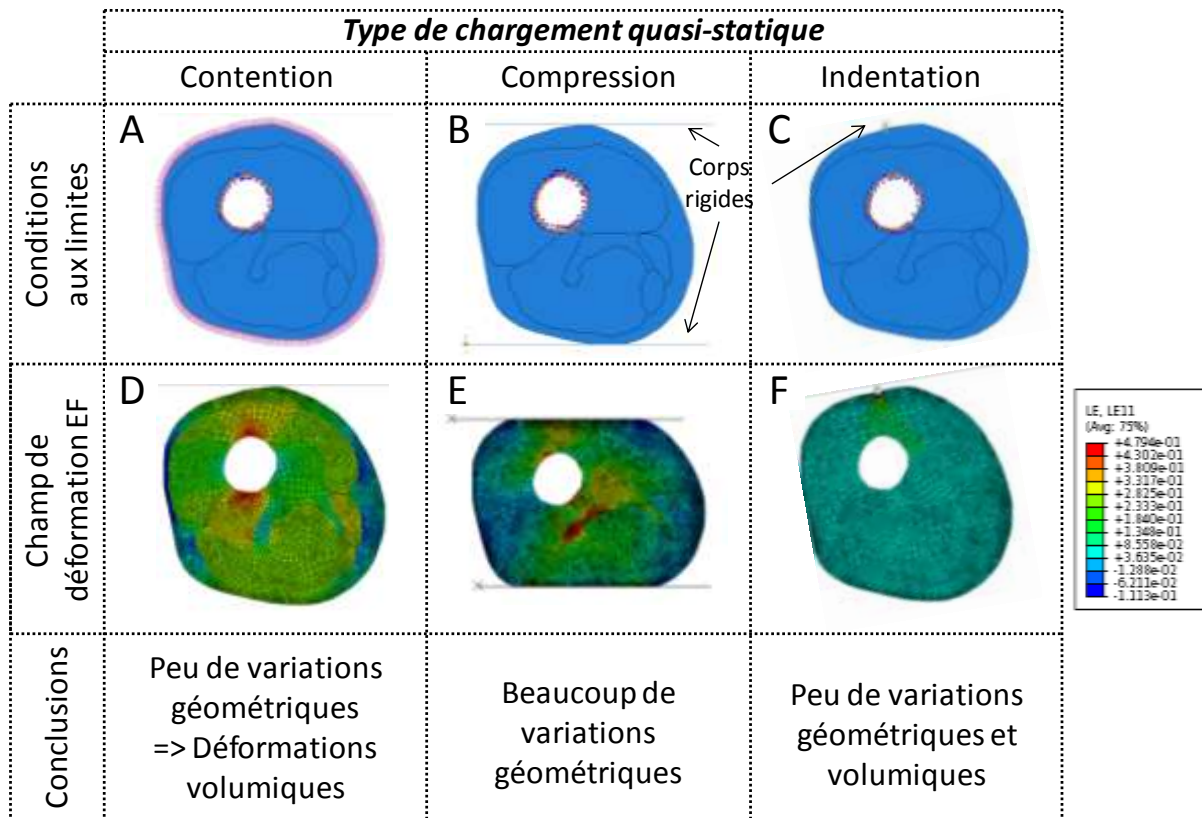


Figure II.4: Différents champs de déformation horizontaux obtenus suite aux essais mécaniques et conditions aux limites associées. (A-D) Test de contention, (B-E) test de compression, (C-F) test d'indentation.

Comme nous pouvons le constater sur la Figure II.4, chaque test ne sollicite pas l'ensemble des tissus. Il est donc envisagé, dans l'optique d'identifier les paramètres de chaque matériau,

de multiplier les lieux d'application des chargements et/ou les zones de mesures des champs de déplacement (antérieur, postérieur, latéral, médial). Le test de contention ayant une influence sur l'ensemble des muscles, seules les zones imagées doivent être multipliées. Au contraire, il est nécessaire, pour les tests d'indentation et de compression, de réaliser respectivement 4 et 2 tests en des lieux différents. Pour ces deux tests, la mesure du champ de déplacement doit être respectivement autour de la zone d'indentation et au centre du plateau de compression. La Figure II.5 illustre les zones de mesures envisagées pour chacun des tests. Les Figures II.5A-B-C-D illustrent les zones de mesure associées à un chargement par indentation tandis que les Figures II.5E-F-G-H illustrent les zones de mesures associées à un chargement par compression.

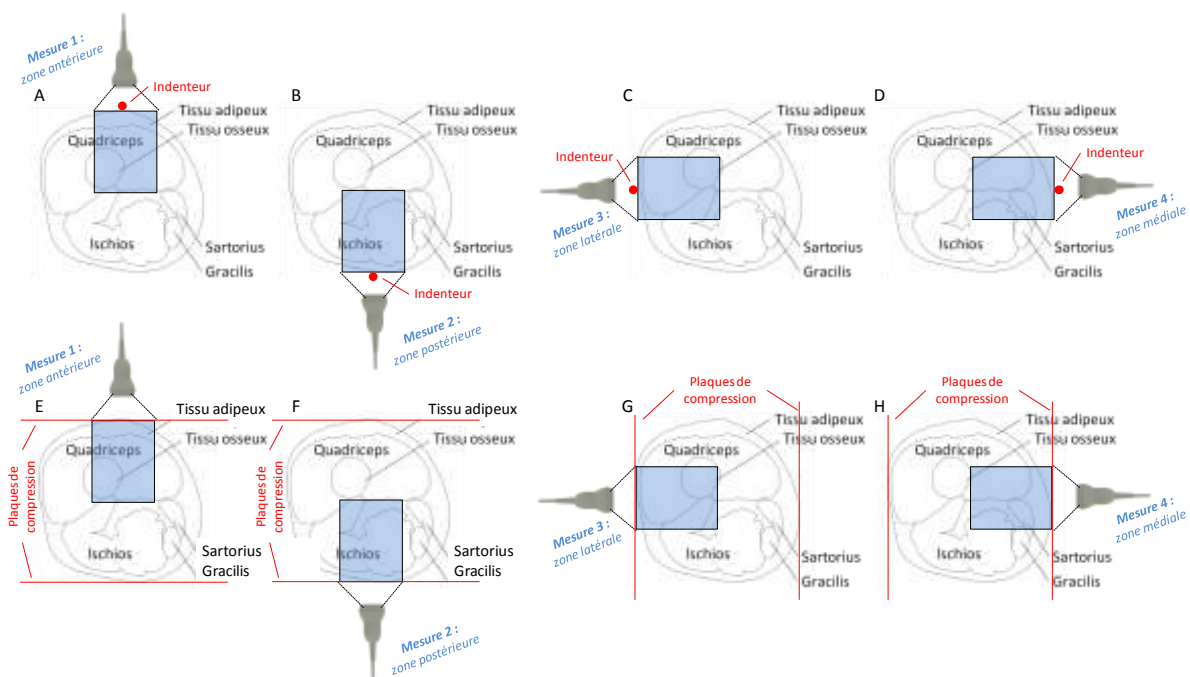


Figure II.5 : Illustration des 4 zones de mesures et des 4 tests d'indentation associés - zones (A) antérieure, (B) postérieure, (C) latérale et (D) médiale de la cuisse. Illustration des 4 zones de mesures et des 2 tests de compression associés - zones (E) antérieure, (F) postérieure, (G) latérale et (H) médiale de la cuisse.

Outre le fait que les tests mécaniques et les mesures doivent être multipliés pour avoir une information sur l'ensemble des muscles, les déformations induites sont, dans chaque cas, plus ou moins sensibles à chaque paramètre matériau. Une analyse doit alors être mise en place pour déterminer le test le plus adéquat à l'identification des paramètres matériau  $C_{10}$  et  $D$  qui conditionnent le comportement de chaque tissu. Cette analyse est décrite dans le paragraphe suivant.

### 2.3. Analyse de sensibilité

Pour permettre le choix du test mécanique, l'analyse de sensibilité proposée ici s'intéresse à l'étude de l'influence d'une variation d'un paramètre matériau ( $\theta$ ) sur le champ de déplacement ( $U$ ). Le critère ( $S$ ) est alors utilisé comme un indicateur de la sensibilité [Tarantola, 1987] :

$$S = \frac{\left\| \frac{\partial U}{\partial \theta} \right\|}{\left\| \frac{U}{\theta} \right\|} \quad (\text{II.3})$$

**La sensibilité évalue la capacité du test à identifier avec précision les paramètres matériau** : plus la valeur de la sensibilité est élevée, plus une petite variation de paramètre matériau induit une modification importante du champ de déplacement. Au final, une cartographie de la sensibilité peut être obtenue pour chaque sollicitation mécanique. L'objectif est ensuite de déterminer la sollicitation mécanique la plus sensible à l'ensemble des paramètres mécaniques à identifier.

Avant de s'intéresser à l'étude des cartographies des sensibilités, il est important de préciser la manière dont sont évaluées les dérivées définies dans l'équation (II.3). En effet, dans cette étude, les dérivées sont estimées par différence finie. Une étape préliminaire consiste donc à déterminer le pas optimal. Le pas de la différence finie doit être le plus faible possible pour ne pas prendre en compte, lors de la dérivée, les effets non linéaires. Au contraire, le champ de déplacement simulé étant calculé par éléments finis, il est important de ne pas choisir un pas trop faible qui ferait apparaître une erreur numérique due aux arrondis de calcul. L'influence du pas est étudiée sur une plage allant de  $10^{-4}$  à  $10^0$  % de la valeur de chaque paramètre matériau.

Les résultats de cette analyse de sensibilité sont rapportés dans la section III.1. Dans un premier temps, le choix du pas nécessaire au calcul du critère de sensibilité est justifié. Ensuite, une comparaison de la sensibilité pour les différentes sollicitations mécaniques sera réalisée pour aboutir au choix de l'essai mécanique.



### **3. Protocole expérimental**

Dans un premier temps, le dispositif expérimental ainsi que le fantôme et les tissus biologiques utilisés lors des applications *in vitro* et *in vivo* sont présentés.

Le protocole expérimental a pour but d'obtenir le champ de déplacement mesuré (Figure II.1.B) entre deux niveaux de chargement. Pour cela, deux images échographiques sont acquises au cours d'une sollicitation quasi-statique. La technique de CIN est ensuite appliquée entre ces deux images pour obtenir le champ de déplacement mesuré. La CIN étant très dépendante de la texture des images échographiques, un travail préalable d'optimisation des paramètres échographiques est nécessaire. Ainsi, dans une seconde partie, la méthode de mesure du champ de déplacement est présentée. Le fonctionnement général de la CIN et de l'imagerie échographique sont préalablement rappelés. Enfin, la dernière partie décrit la mesure du champ de déformation, déduit du champ de déplacement par approximation diffuse.

#### **3.1. Description du dispositif expérimental**

L'analyse de sensibilité (section III.1) révèle que le test de compression est le plus adéquat à l'identification des paramètres néo-Hookéens des tissus de la cuisse.

##### **3.1.1. Dispositif de compression**

Un dispositif de compression a été développé pour appliquer un chargement sur la cuisse (Figure II.6A). Celui-ci est composé de trois plaques en nylon. Le plateau inférieur est uniquement utilisé en tant que support pour la jambe. Les plaques supérieure et intermédiaire, d'une surface de 200 x 300 mm<sup>2</sup>, peuvent être translitées de haut en bas. Elles permettent de compresser le tissu musculaire. Un trou oblong, dont la conception a été définie par la forme de la sonde échographique (GE, ML6-15), est disposé au centre de ces plaques. Ce dispositif permet d'assurer le bon positionnement de la sonde. La sonde est alors maintenue par l'intermédiaire de deux équerres.

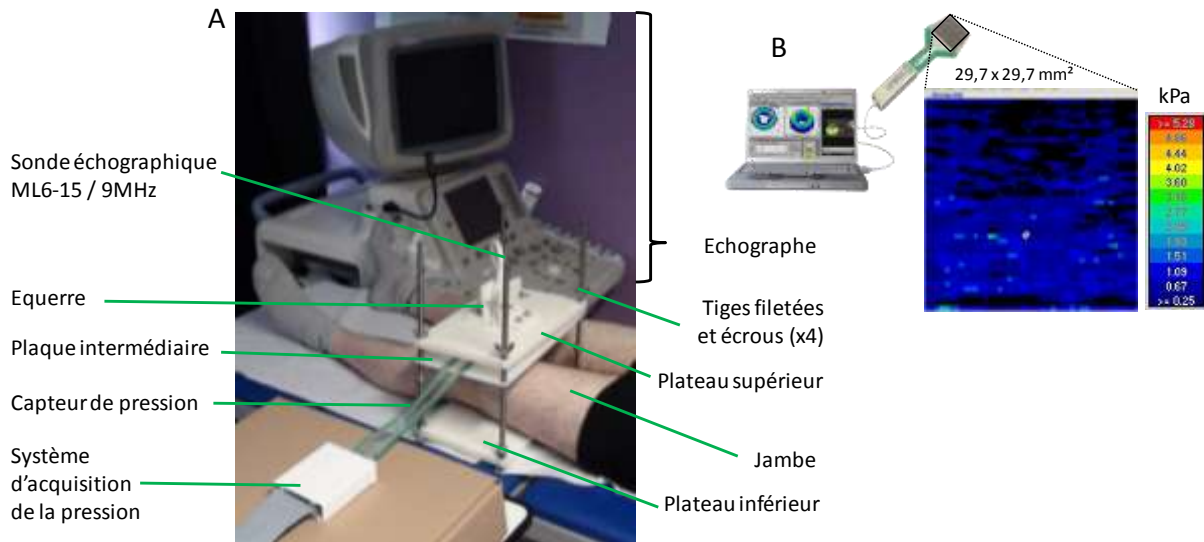


Figure II.6 : (A) Photo du dispositif expérimental de compression développé, (B) mesure d'une pression homogènement répartie sur la cuisse (bleue) obtenue avec un capteur I-scan, Tekscan, 5027.

De plus, des capteurs de pression (I-scan, Tekscan, 5027) peuvent être placés entre les plaques supérieure et intermédiaire. Les capteurs, dont la gamme de mesure est de 3,448 à 345 kPa, sont présentés dans le Tableau II.1. Ils possèdent une zone d'analyse de 29,7 x 29,7 mm<sup>2</sup> (Figure II.6B). Les capteurs sont disposés de manière à quantifier la répartition de la pression préalablement appliquée au moyen des vis réparties sur les quatre tiges filetées. La Figure II.6B montre l'exemple d'une mesure de la pression considérée répartie homogènement entre les deux plaques (couleur bleue), validant le chargement.

Tableau II.1 : Caractéristiques des capteurs I-scan, Tekscan, 5027, utilisés pour caractériser l'homogénéité et quantifier la pression appliquée sur la cuisse [Internet@II.2].

Linéarité	Répétabilité	Hystérésis	Dérive temporelle	Temps de latence	Epaisseur	Densité de sensel	Gamme de pression	Sensibilité
< ±3%	< ±3,5%	< ±4,5% de l'échelle totale	5%	5µsec	0,1 mm	248sensels/cm <sup>2</sup>	3,448 à 345kPa	Echelle de 0 à 255 points

### 3.1.2. Application *in vivo*

Le dispositif de compression est placé sur le tiers inférieur de la cuisse où seront donc déterminés les paramètres matériau. Dans cette zone musculaire, le tissu adipeux est mince, ce qui facilite l'application d'un chargement. La Figure II.7 présente quatre images échographiques acquises dans les zones antérieure, postérieure, médiale et latérale de la cuisse comme illustré à la Figure II.5. Ces acquisitions correspondent à un homme âgé de 33 ans sans pathologies musculaires et veineuses. Toutes les mesures *in vivo* réalisées dans ce travail pour l'identification des paramètres mécaniques ont été acquises sur ce même sujet.

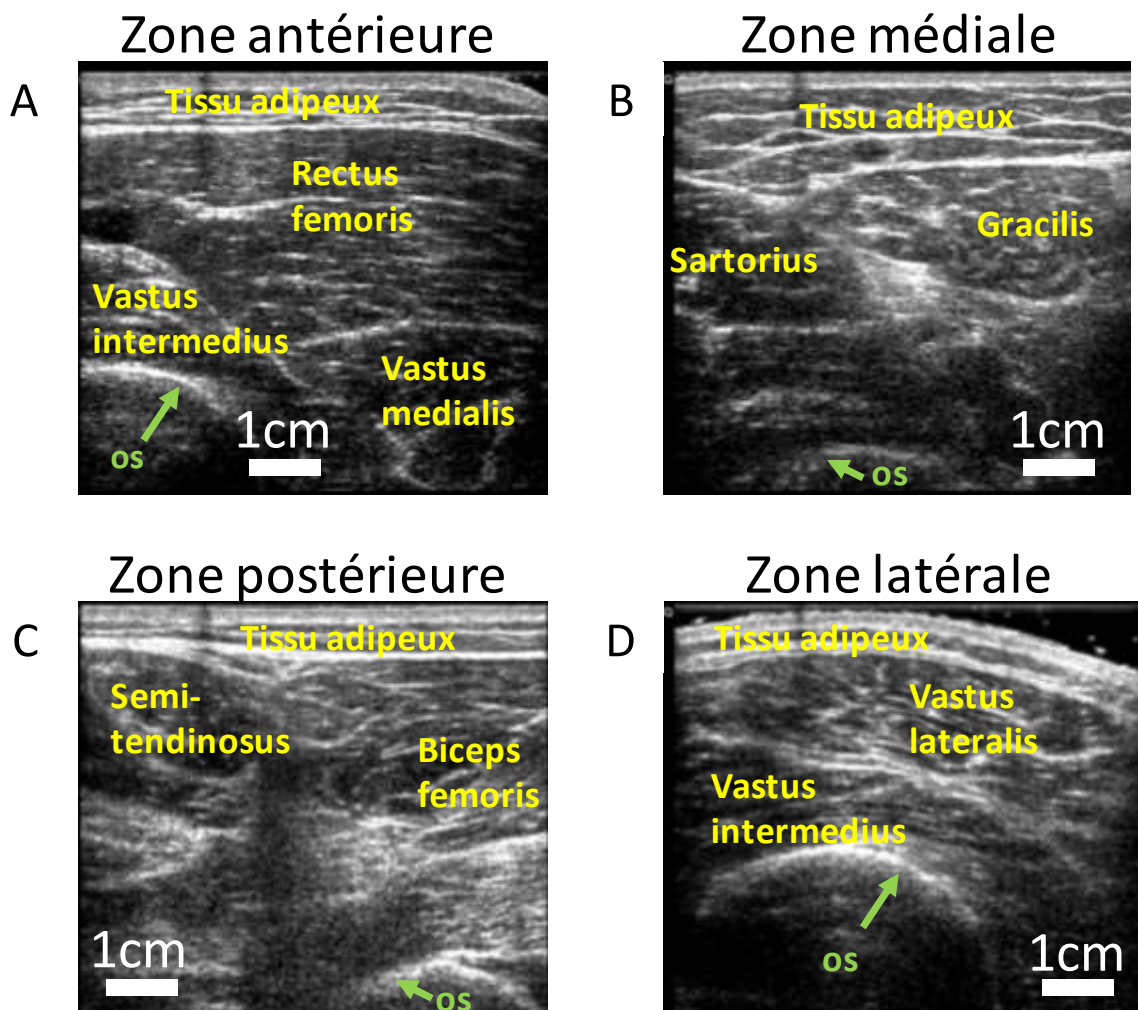


Figure II.7 : Images échographiques acquises au niveau du tiers inférieur de la cuisse d'un homme de 33 ans sans pathologies veineuses. (A) Vue antérieure, (B) vue médiale, (C) vue postérieure, (D) vue latérale.

### 3.1.3. Application *in vitro* : Fantôme CIRS

Afin de valider la méthode mise en place pour la mesure des champs de déplacement et de déformation, une étude sur un fantôme est également réalisée (section III.3.3.1). Pour ce faire, un fantôme (modèle 049A, CIRS, Norfolk, Virginie), aux propriétés proches de celles des tissus mous, est utilisé. Ce fantôme comprend des inclusions sphériques de duretés variables de 10 mm et 20 mm de diamètre (Figures II.8A-B). La matrice du fantôme possède un module de Young de  $25 \pm 6$  kPa alors que les couples d'inclusions sphériques (une grosse et une petite inclusions) ont des modules de Young croissants de  $8 \pm 3$  kPa,  $14 \pm 4$  kPa,  $45 \pm 8$  kPa et  $80 \pm 12$  kPa. Les petites ( $D = 10$  mm) et grandes sphères ( $D = 20$  mm) sont situées respectivement à des profondeurs de 15 mm et 35 mm. Pour la validation de la mesure des champs de déplacement et de déformation, des images échographiques de ce fantôme ont été acquises sur les deux petites insertions sphériques centrales encadrées en rouge (Figures II.8A-C).

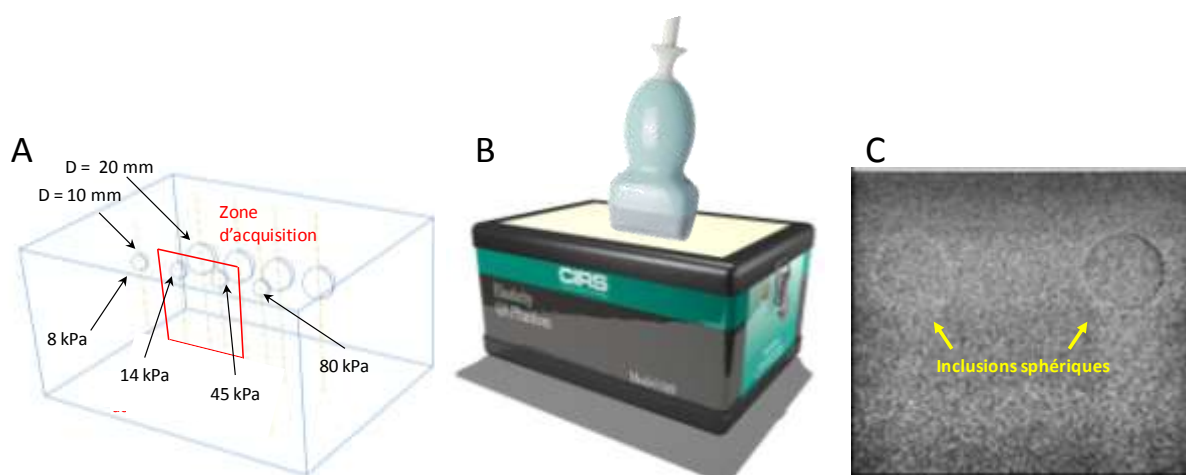


Figure II.8 : (A) Schéma du fantôme comprenant 8 inclusions sphériques de diamètres 10 et 20 mm de duretés variables ( $8 \pm 3$  kPa,  $14 \pm 4$  kPa,  $45 \pm 8$  kPa,  $80 \pm 12$  kPa), (B) Photo du fantôme, (C) Acquisition échographique réalisée au niveau des deux petites inclusions centrales.

## 3.2. Mesure du champ de déplacement

La partie précédente a illustré les zones et les tissus biologiques sur lesquels la CIN est effectuée. Cette section présente, dans un premier temps, les principes généraux de la CIN puis ceux de l'acquisition échographique. Ces deux parties sont nécessaires à la justification du choix des paramètres d'acquisition échographiques. Finalement, l'obtention du champ de déplacement et du champ de déformation est présentée.

### 3.2.1. La Corrélation d'Images Numériques (CIN)

#### 3.2.1.1. Méthodes locales

La corrélation d'images permet de mesurer le champ de déplacement entre 2 états de chargement à la surface d'un échantillon [Hild et Roux, 2008]. Pour faciliter la compréhension du lecteur, la terminologie employée dans ce paragraphe est détaillée ci-après (Figure II.9A).

Une **image** est constituée d'une succession de **pixels** possédant différents niveaux de gris (Figure II.9A). Sur cette image, on identifie une région d'intérêt (**ROI** : Region Of Interest), sur laquelle s'opère la CIN. Le principe de la CIN consiste à faire correspondre des **imagettes**, carrées et constituées de  $n$  pixels de côté, entre plusieurs images afin de déterminer le déplacement subi par le centre de l'imagette (Figure II.9B). En d'autres termes, considérons  $f(x)$ , le signal d'une imagette de référence centrée sur la coordonnée  $x$ . Le signal de la seconde imagette,  $g(x)$ , translatée de  $u$ , et possédant un bruit de mesure  $b(x)$ , s'écrit :

$$g(x) = f(x + u) + b(x) \quad (\text{II.4})$$

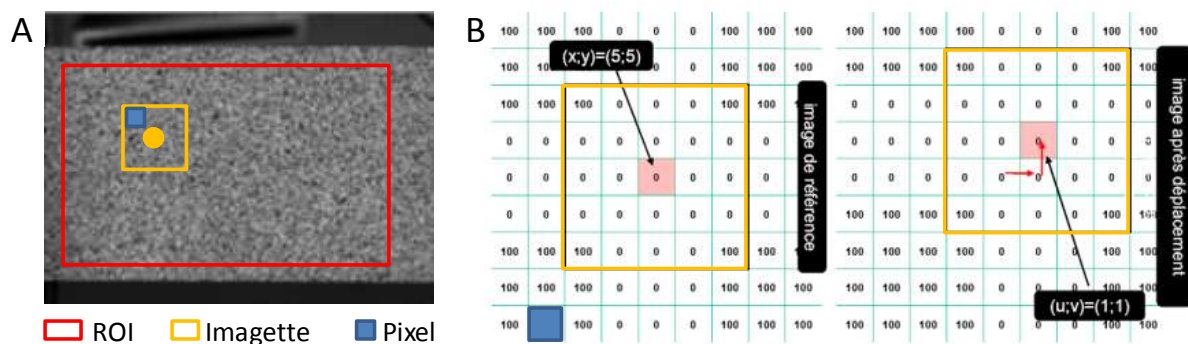


Figure II.9 : (A) Illustration des notions de ROI (Region Of Interest), imagette et pixel dans le cas d'un mouchetis « idéal », peint sur un échantillon de composite, pour pouvoir appliquer la méthode de CIN. (B) Exemple d'une translation ( $u = 1$  pixel,  $v = 1$  pixel) mise en évidence grâce à la méthode de CIN [Internet@II.3].

Pour évaluer le déplacement  $u$  d'une imagerie, on cherche à minimiser la distance entre  $f(x-\Delta)$  et  $g(x)$ , dans laquelle  $\Delta$  (avec  $\Delta \in \mathbb{R}^2$ ) représente la distance relative au déplacement à déterminer. Cette minimisation revient à écrire un moindre carré classique sur chaque imagerie, où  $\Delta$  est à minimiser de telle sorte que :

$$\min_{\Delta} \|g(x) - f(x - \Delta)\|^2 \quad (\text{II.5})$$

Ce qui revient à écrire l'intégrale suivante :

$$\begin{aligned} \min_{\Delta} \int_{ROI} (g(x) - f(x - \Delta))^2 dx \\ = \min_{\Delta} \left( \int_{ROI} (g(x)^2 + f(x - \Delta)^2) dx - \int_{ROI} 2g(x)f(x - \Delta) dx \right) \end{aligned} \quad (\text{II.6})$$

L'intégrale de  $g(x)^2 + f(x - \Delta)^2$  étant constante, cette minimisation peut s'écrire comme une fonction de convolution entre les signaux  $f(x)$  et  $g(x)$ . La minimisation de la distance entre  $f(x-\Delta)$  et  $g(x)$  revient alors à maximiser la quantité  $h(\Delta)$ . Elle est définie par :

$$h(\Delta) = (g * f)(\Delta) = \int_{-\infty}^{+\infty} g(x) \cdot f(x - \Delta) dx \quad (\text{II.7})$$

La Figure II.10A présente, dans un cas unidimensionnel continu, la fonction d'inter-corrélation,  $h(\Delta)$ , entre deux fonctions rectangulaires semblables décalées. Lorsque les 2 signaux sont superposés ( $\Delta=0$ ), il apparaît que la fonction de convolution est maximale. Au contraire, la fonction de convolution est minimale dans le cas où les fonctions ne se superposent en aucun point. La Figure II.10B présente la convolution entre deux fonctions déformées l'une par rapport à l'autre. Lorsque les signaux sont superposés, on constate que la valeur de la fonction de convolution,  $h(\Delta)$ , est moins élevée que dans le cas précédent. Il existe alors un ensemble de valeurs  $\Delta$  permettant de maximiser cette fonction.

Dans le cadre du traitement du signal, les signaux sont échantillonnés et les fonctions ne sont pas continues. La Transformation de Fourier Rapide (TFR) permet alors d'avoir des produits de convolution simples. La Figure II.10C présente par exemple l'inter-corrélation entre deux fonctions sinusoïdales unidimensionnelles discrètes. Dans les logiciels de Corrélations d'Images Numériques, des hypothèses peuvent être émises sur les transformations engendrées par le chargement (rotations, déformations, ...).

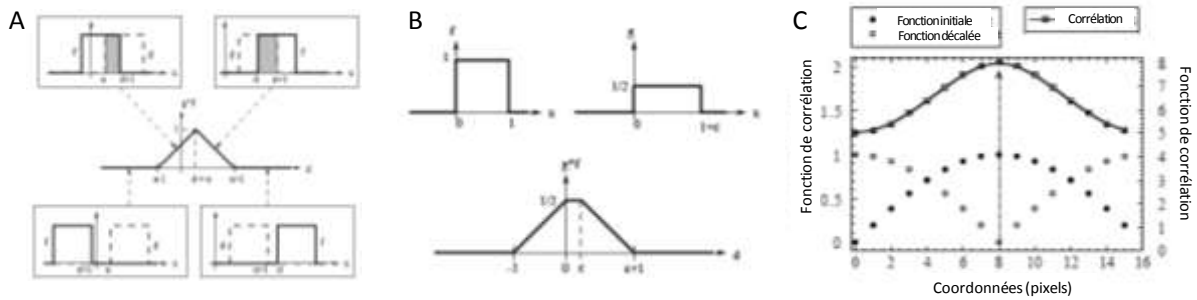


Figure II.10 : (A) Fonction d'inter-corrélation entre deux fonctions identiques. La valeur  $h(\Delta)$  est maximisée en  $\Delta=u$ . (B) Fonction d'inter-corrélation entre deux fonctions déformées l'une par rapport à l'autre d'une quantité  $\varepsilon$ . (C) Fonction d'inter-corrélation discrète entre deux fonctions sinusoïdales échantillonnées [Hild et Roux, 2008].

Des algorithmes **subpixels** et **multi-échelles** sont souvent associés à la méthode de mesure par CIN [Hild et Roux, 2008].

- Les algorithmes subpixels permettent, par interpolation, de déterminer des déplacements de l'ordre du centième de pixel,
- Les algorithmes multi-échelles permettent de réduire, à chaque étape, la taille de l'imagette considérée pour faciliter la convergence de la CIN. Ces algorithmes présentent l'avantage d'être très régularisants et robustes.

Cette partie a illustré les généralités sur la méthode de corrélation d'images. La méthode présentée ici est définie comme locale, le déplacement du centre de chaque imagette étant mesuré de manière indépendante. Par opposition, d'autres méthodes, qualifiées de globales, déterminent l'ensemble du champ de déplacement en considérant simultanément toute la ROI. Elles sont décrites dans la partie suivante.

### 3.2.1.2. Méthodes globales

Les méthodes globales cherchent à évaluer simultanément l'ensemble du champ de déplacement lors de la minimisation. Dans ces approches, le champ de déplacement recherché,  $u$ , est alors construit comme une fonction (nurbs, éléments finis). Dans le cas d'une description du champ de déplacement par éléments finis, la représentation est une combinaison linéaire de fonctions de forme.  $u(x)$  peut alors s'écrire comme :

$$u(x) = \sum_{i=1}^n N_i(x) \bar{u}_i \quad (\text{II.8})$$

où :  $N_i(x)$  est une fonction de forme polynômiale appelée fonction de forme du nœud  $i$  et  $\bar{u}_i$  est le déplacement associé.  $n$  la taille de la base sur laquelle sont décrites les fonctions.

Le champ de déplacement est cherché comme une combinaison linéaire. On ne parle alors plus d'imagette mais de taille de maille, correspondant à la décomposition aux éléments finis. Le champ de déplacement global de l'ensemble de la ROI étant évalué simultanément, l'avantage majeur des méthodes globales réside dans ses capacités de régularisation. Tout comme pour les méthodes locales, des algorithmes sub-pixels et multi-échelles peuvent être couplés à la mesure globale.

Dans cette étude, étant donnés les besoins de régularisation, le logiciel Correli\_Q4 [Hild et Roux, 2008], développé au LMT Cachan, utilisant un algorithme global, subpixel et multi-échelles, est utilisé. Cependant, bien que ce logiciel présente de nombreux avantages, la qualité de la CIN est conditionnée par la qualité des images. Aussi, la partie suivante présente les caractéristiques d'images requises pour une mise en œuvre de la CIN.

### 3.2.1.3. Caractéristiques des images ultrasonores pour une corrélation d'images numériques optimale

Les acquisitions échographiques doivent présenter une certaine qualité en termes de **contraste**, **dynamique** et de **répartition aléatoire** (mouchetis) pour que la corrélation d'images numériques puisse converger vers une solution réaliste.

**Le contraste** révèle une opposition entre deux choses dont l'une fait ressortir l'autre. C'est une propriété intrinsèque de l'image désignant la différence d'intensité lumineuse entre des tissus distincts. **La dynamique** décrit la différence d'intensités entre les pixels clairs et sombres au sein d'une image. **La répartition aléatoire du mouchetis** (pas de répétition du motif) est finalement nécessaire à l'unicité de la solution. Ces différents paramètres d'acquisition ultrasonore devront être ajustés en fonction de la microstructure des différents média pour réaliser la mesure du champ de déplacement.

L'ensemble des paramètres d'acquisition ultrasonore optimaux, pour une CIN efficace, sont illustrés ci-dessous suite à la description du principe de la technique échographique.



### 3.2.2. Principe de la technique d'échographie

Dans cette thèse, l'imagerie échographique est utilisée pour acquérir les images anatomiques des muscles de la cuisse à différents niveaux de chargement. Cette partie présente le principe général de l'acquisition des images échographiques en modes A et B. Pour plus de détails sur les autres modes d'acquisition, il est conseillé au lecteur de se référer à [Van Holsbeeck et Introcaso, 2001].

L'imagerie échographique repose sur le principe de la dynamique ondulatoire. Des ondes ultrasonores, caractérisées par leur fréquence et leur longueur d'onde, sont émises au sein d'un milieu par l'intermédiaire d'un transducteur. En clinique, les fréquences émises sont choisies en fonction des caractéristiques du milieu et de la profondeur de la zone à imager :

- de 1,5 à 4,5 MHz en usage courant pour des explorations profondes (abdomen et pelvis). Une résolution spatiale de quelques millimètres est alors obtenue,
- 5 MHz pour les structures intermédiaires, avec une résolution spatiale inférieure au millimètre,
- de 7 à 9 MHz pour l'exploration des petites structures assez proches de la peau (artères ou veines) avec une résolution spatiale proche du dixième de millimètre,
- de 10 à 18 MHz pour l'imagerie superficielle visant les structures proches de la peau,
- jusqu'à 50 MHz pour les appareils de biomicroscopie de l'œil.

Le premier objectif du transducteur est de convertir l'énergie électrique en une onde ultrasonore par effet piézoélectrique (Figure II.11A). Ainsi, par l'application d'un courant alternatif, le cristal se comprime pour rentrer en résonance et émettre des ultrasons. Les ultrasons créés se propagent dans le milieu et, lorsque l'impédance acoustique varie, interagissent à l'interface des milieux par réflexion, réfraction et dispersion. La réception des échos par le transducteur génère un courant électrique. Les signaux enregistrés subissent ensuite une succession de traitements pour aboutir à la formation d'une image en échelle de gris. Les informations recueillies sont donc basées sur les différences d'impédances acoustiques des différentes structures traversées. Le transducteur est alternativement émetteur puis récepteur.

Le mode A (amplitude), présenté Figure II.11B, consiste à afficher l'amplitude du signal recueilli par la sonde en fonction du temps de retour des échos et donc de la profondeur. Pour

cela, un seul faisceau ultrasonore est utilisé. Le mode B (brillance) est similaire au mode A. La seule différence réside dans la visualisation des signaux. Contrairement au mode A, une échelle de niveaux de gris est utilisée en mode B (Figure II.11C).

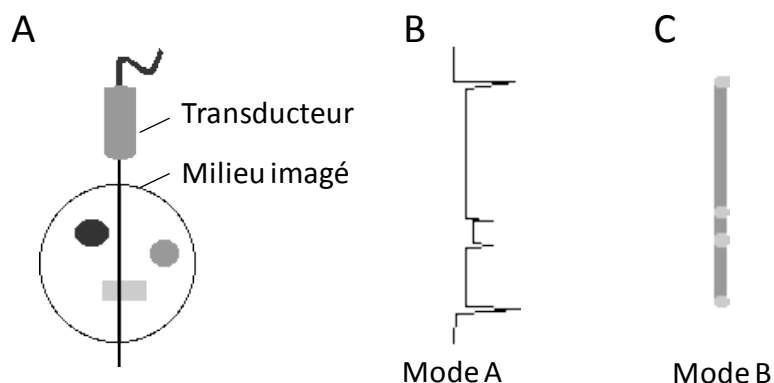


Figure II.11 : (A) Schéma de l'émission et de la réception d'une onde ultrasonore au sein d'un milieu possédant diverses inclusions de propriétés acoustiques différentes. (B) Signal acquis en mode A (amplitude). (C) Intensité du signal acquis en mode B (brillance).

### 3.2.3. Optimisation des paramètres d'acquisition

Bien que toutes les mesures *in vivo* réalisées dans ce travail d'identification aient été acquises sur un même sujet, l'optimisation des paramètres d'acquisition des images échographiques a été réalisée sur 2 sujets masculins et 2 sujets féminins de  $30,5 \pm 3,6$  ans sans pathologies veineuses.

Lors de l'acquisition des images en mode B, différents algorithmes de traitement du signal sont mis en œuvre pour permettre la reconstruction des images échographiques. Ces algorithmes dépendent de l'échographe et de la fréquence de la sonde utilisés. Dans ce travail, une sonde ML6-15, ayant une gamme de fréquences de 9 à 15 MHz, couplée à un échographe Logiq-e9 (GE, Milwaukee, WI), ont été utilisés en raison d'une collaboration avec la polyclinique Saint Côme, Compiègne (Dr Charleux).

Pour cet appareil, la plupart des traitements étant liés à des algorithmes de lissage et de filtrage, la première étape de réglage a consisté à désactiver l'ensemble de ces paramètres pour garder le plus de détails liés à la microstructure des tissus à analyser. Les différents paramètres et leurs fonctions sont présentés Tableau II.2.

Tableau II.2 : Paramètres et réglages effectués sur l'échographe Logiq-E9 couplé à une sonde ML6-15.

Paramètres ultrasonores	Fonction et rôle des paramètres	Réglage effectué
Fréquence des ondes ultrasonores	Joue un rôle sur la profondeur de visualisation des structures. Plus la fréquence est élevée, meilleure est la résolution mais les structures profondes ne peuvent pas être imagées.	A fixer lors de la phase d'optimisation (9, 11 et 13 MHz)
Gain	Augmente ou diminue l'intensité visuelle des signaux ultrasonores.	A fixer lors de la phase d'optimisation (30 à 50 dB)
Dynamique	Contrôle la conversion de l'intensité de l'écho en niveaux de gris et ajuste ainsi la plage d'intensité lumineuse des images.	A fixer lors de la phase d'optimisation (36, 42, 48, 51, 54, 57 dB)
Niveau de gris	Cartes préréglées jouant sur le contraste	Carte J
Cross X beam	Combine 3 images sous différents angles en une seule pour réduire le bruit de fond et améliorer le contraste	Désactivé
Virtual convex	Offre un champ d'exploration plus large (conique)	Désactivé
Densité de lignes	Optimise la cadence d'acquisition. Plus la densité de lignes est élevée, meilleure est la résolution.	4 (max)
SRI HD	Algorithme d'adaptation permettant de réduire les effets de chatoiement sur l'image.	0 (min)
Rejet	Définit l'amplitude en dessous de laquelle les échos ne sont pas amplifiés.	0 (min)
Focale	Permet d'augmenter le nombre de zones focales et de les déplacer pour concentrer les échos vers une ou plusieurs zones spécifiques. Améliore ainsi la résolution.	A adapter en fonction de la profondeur des tissus à analyser
Coded harmonic imaging	Permet d'utiliser plusieurs fréquences pour améliorer la résolution spatiale.	Activé
Niveau de bruit	Elimine les échos de faible amplitude.	0 (min)
TGC	Réglage du gain en fonction de la profondeur explorée.	Fixé identique (au centre) sur toute la profondeur

L'optimisation des images échographiques est réalisée en vue de mesurer avec précision le champ de déplacement. Pour ce faire, une profondeur d'acquisition suffisante est nécessaire au recalage des images. De plus, pour réaliser la CIN dans de bonnes conditions, trois critères doivent être réunis :

- bonne résolution spatiale autour du tissu osseux. Cette information permettra de valider le champ de déplacement, qui devra être nul dans cette zone, et d'utiliser par la suite l'os comme condition aux limites lors de la modélisation éléments finis ;
- obtenir une image ayant une large distribution de niveaux de gris. Cette condition favorise une dynamique et un contraste élevés ;
- limiter le bruit : ce critère est essentiel pour avoir un faible niveau d'erreur aléatoire à la suite de la mesure par CIN. Ce critère est traduit par des images échographiques présentant la plus faible erreur lors de prises de vues successives dans des conditions similaires.

Seuls trois paramètres d'acquisition interdépendants ont été considérés comme ayant une influence sur la CIN : la fréquence, le gain et la dynamique. Ces trois paramètres influencent respectivement la résolution spatiale au détriment de la profondeur des tissus imagés, l'intensité visuelle de l'ensemble des pixels et la différence d'intensité entre deux pixels successifs appartenant à différents milieux.

La Figure II.12 montre l'influence des différents paramètres ultrasonores sur les images échographiques, dont la zone utile est approximativement de 512 pixels de côté, et les histogrammes associés. Ainsi, les Figures II.12A et II.12D correspondent à une répartition optimale des niveaux de gris pour appliquer la méthode de CIN. L'augmentation du gain décale l'intensité de chaque pixel, ce qui se traduit ici par une saturation sur la droite de l'histogramme (Figures II.12B-E). Une modification de la dynamique influence la différence d'intensités entre deux pixels consécutifs ce qui se traduit par une répartition plus ou moins large de l'histogramme (Figures II.12C-F). Il faut noter que, sur la Figure II.12C, le gain a été modifié pour centrer l'histogramme de niveaux de gris.

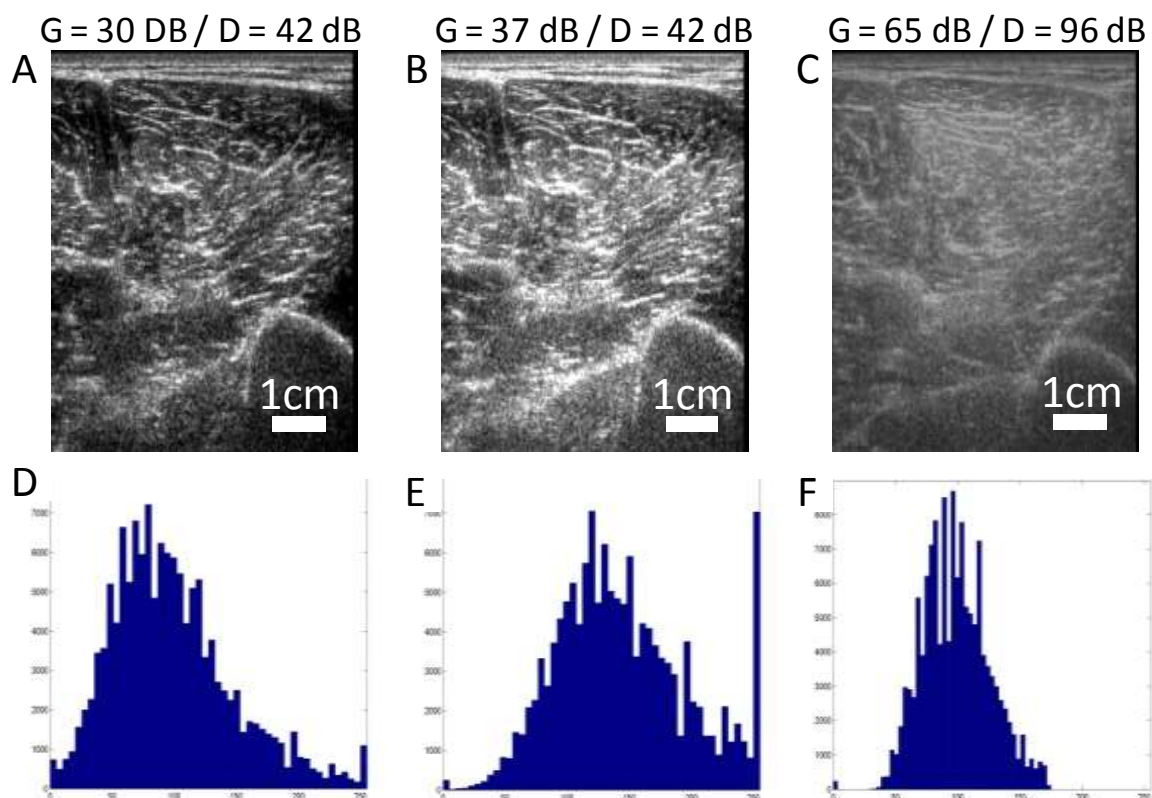
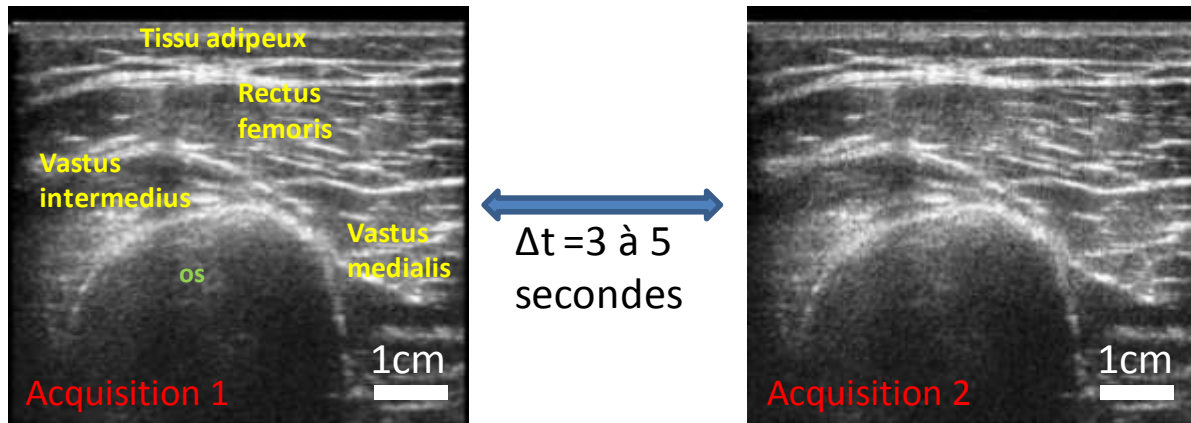


Figure II.12 : Acquisitions échographiques de la zone postérieure de la cuisse et histogrammes de niveaux de gris correspondants. (A-D) Gain : 30 dB, dynamique : 42 dB. (B-E) Gain : 37 dB, dynamique : 42 dB. (C-F) Gain : 65 dB, dynamique : 96 dB.

La profondeur des tissus étant maximale en zone postérieure, cet échographie « de réglage » a été effectuée à cet endroit. Afin de satisfaire le premier critère et d'avoir une qualité d'image en profondeur suffisante, la **fréquence d'acquisition** propre à la sonde ML6-15, GE a été diminuée progressivement de 13 à 9 MHz. Au cours de ce réglage fréquentiel, les valeurs du gain et de la dynamique ont été choisies dans un intervalle moyen (gain : 47 dB et dynamique : 42 dB).

Comme énoncé dans le second critère, la CIN nécessite des images au contraste et à la dynamique élevés. En raison des différentes profondeurs et architectures des muscles, ces ajustements ont été réalisés sur les zones postérieure et antérieure de la cuisse. Les histogrammes de niveaux de gris ont été tracés afin de déterminer les **couples gain/dynamique les plus pertinents**. Dans un premier temps, différentes valeurs de dynamique ont été imposées : 36 dB, 42 dB, 48 dB, 51 dB, 54 dB, 57 dB. Ces valeurs correspondent aux incréments de dynamique disponibles sur l'imageur Logiq-E9, GE. Les valeurs de gain ont ensuite été ajustées pour chaque dynamique de façon à obtenir des histogrammes larges, présentant une faible saturation dans la région d'intérêt de la CIN.



*Figure II.13 : Acquisitions d'images échographiques de la zone antérieure non compressée, séparées de 3 à 5 secondes, permettant de définir l'écart-type des déplacements et par conséquent le bruit de mesure sur le champ de déplacement suite au calcul de la CIN.*

Une fois les couples gain/dynamique les plus pertinents déterminés, il a ensuite été nécessaire d'identifier le couple générant **le moins de bruit de mesure**. Dans ce but, afin de caractériser l'erreur aléatoire faisant suite à la CIN, plusieurs images échographiques ont été acquises successivement à des intervalles de temps de quelques secondes (3 à 5 secondes). Les images de la cuisse, acquises à l'état non contraint (Figure II.13), ont été effectuées sur les zones

antérieure et postérieure de 2 sujets masculins et de 2 sujets féminins sportifs et sans pathologies musculaires et veineuses de  $30,5 \pm 3,6$  ans.

Ensuite, une CIN a été réalisée pour évaluer le champ de déplacement, sensé être nul, entre 2 images consécutives non déformées. **L'écart type des déplacements a été évalué et a été considéré comme représentatif de l'erreur aléatoire.** Pour chaque sujet et chaque zone musculaire, 13 images ont été enregistrées. Une taille de maille de 8 pixels a été utilisée lors de la CIN.

Finalement, une analyse ANOVA (ANalysis Of VAriance) a été menée pour choisir le couple gain / dynamique le plus adapté à l'application de la CIN [Cardinal et Aitken, 2006]. L'objectif de l'ANOVA est de comparer les moyennes intra et inter-groupes afin de définir si les différences enregistrées pour les différents paramètres d'acquisition, pour mener la CIN, sont significatives ou non. La Figure II.14 présente le formalisme de la représentation que nous avons adoptée. Elle définit l'intervalle de confiance, situé autour de la médiane, la moyenne et les valeurs minimale et maximale.

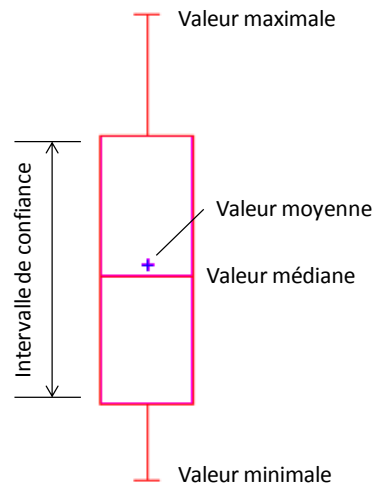


Figure II.14 : Formalisme de la représentation des résultats associés à l'ANOVA.

### 3.2.4. Caractérisation du mouchetis

Dans cette partie, l'attention est portée sur les caractéristiques du mouchetis, à savoir la taille des grains du motif. L'objectif est de vérifier la validité de la taille de maille choisie en vue de la CIN (8 pixels). Une manière d'estimer la taille moyenne d'un modèle de mouchetis est d'effectuer une analyse de la morphologie de l'image [Lecompte et al., 2006]. Un autre moyen consiste à calculer le rayon d'auto-corrélation à partir de la fonction d'auto-corrélation du mouchetis [Besnard et al., 2006 ; Bornert et al., 2009]. Dans ce but, une convolution est réalisée entre une image numérique acquise par une modalité d'imagerie et cette même image décalée progressivement de  $N$  pixels. Pour Bornert et al., le rayon d'auto-corrélation optimal pour la DIC,  $r$ , est alors défini comme le rayon à mi-hauteur de la fonction d'auto-corrélation entre les deux images de référence (ligne pointillée – Figure II.15B). Ces résultats ont été validés pour des mouchetis fin ( $r_{\text{fin}} = r/2$ ), moyen ( $r_{\text{moyen}} = r$ ) et grossier ( $r_{\text{grossier}} = 2r$ ) avec  $r = 2.2$  pixels (Figures II.15A-B).

Dans cette thèse, le rayon d'auto-corrélation a été calculé pour valider les réglages des paramètres échographiques et valider le choix d'une taille de maille de 8 pixels pour réaliser la CIN. Pour ce faire, un mouchetis issu d'une acquisition échographique de la zone antérieure a été analysé.

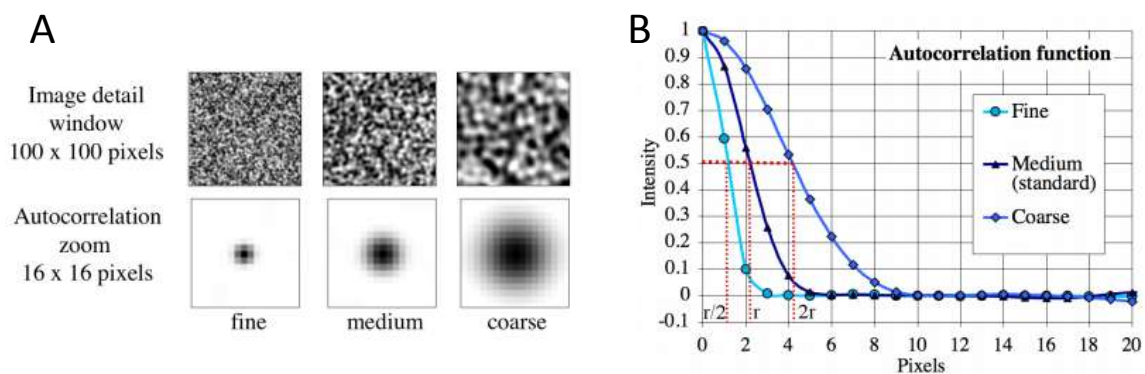


Figure II.15 : (A) Illustration des mouchetis fin, moyen et grossier. (b) Fonction d'auto-corrélation centrée et normalisée permet de déduire la taille de maille optimale en vue de la CIN [Bornert et al., 2009].

### 3.2.5. Caractérisation du bruit de mesure

Comme présenté lors de l'optimisation du couple gain/dynamique, le bruit de mesure peut être quantifié à partir d'une corrélation entre deux images présentant des niveaux de déformation similaires. Lors de la corrélation, le bruit, influencé par la CIN globale sous

Correli\_Q4, est vraisemblablement coloré : la répartition n'est pas purement aléatoire mais dépend du voisinage. Dans ce travail, l'utilité principale de la caractérisation du bruit étant de quantifier le rayon de filtrage nécessaire à l'interprétation du champ de déformation (section II.3.3.2) et de développer un exemple numérique (section II.4.4.1), le bruit de mesure,  $\delta$ , a été considéré, suite à une hypothèse forte, blanc et gaussien :

$$\delta = N(0, \sigma^2) \quad (\text{II.9})$$

Au vu de l'équation (II.9), il suffit alors de déterminer l'écart type,  $\sigma$ , pour caractériser pleinement ce bruit. Pour ce faire, 13 images échographiques ont été acquises sur le fantôme contenant des inclusions ainsi que sur la zone antérieure de la cuisse du sujet d'étude (sections II.3.1.2 et II.3.1.3). Pour cette analyse, la taille de maille a été fixée à 4, 8 et 16 pixels.

### **3.3. Mesure des champs de déplacement et de déformation**

Dans la partie précédente, l'optimisation des images échographiques du point de vue de la CIN a été présentée. Cette précédente partie a pour enjeu d'évaluer le champ de déplacement de la surface de la peau jusqu'au tissu osseux. Une première partie illustre les mesures réalisées, puis une seconde, propose de valider le champ de déplacement début par une représentation du champ de déformation.

#### **3.3.1. Champ de déplacement**

Suite à l'acquisition des images échographiques à différents niveaux de chargement, le champ de déplacement a été mesuré pour le fantôme CIRS ainsi que pour les régions antérieure, postérieure, médiale et latérale de la cuisse.

Néanmoins, une première application de la CIN entre les images ultrasonores acquises sans chargement et avec une pression de 1 kPa entre les 2 plaques supérieures (section II.3.1.1) a donné un champ de déplacement incohérent en raison de problèmes de convergences.

Aussi, pour faciliter l'évaluation du champ de déplacement, des images échographiques à des niveaux de charge intermédiaires ont alors été acquises (Figure II.16).

Afin de valider le recours à ces chargements intermédiaires, le champ de déplacement a tout d'abord été mesuré sur le fantôme CIRS. Pour ce faire, une pression de 5,25 MPa a été appliquée expérimentalement entre les 2 plaques supérieures et cinq images ont été acquises avec un pas de 1,05 MPa. Sur la cuisse, une pression de 1 kPa a été appliquée



expérimentalement entre les 2 plaques supérieures et cinq images ont été acquises avec un pas de 0,25 kPa. Ces deux pressions, bien que différentes, correspondent à des déplacements similaires à la surface du fantôme et de la cuisse, de l'ordre du centimètre.

Lors de ces deux études, seuls les champs de déplacement obtenus entre les images sans chargement et avec un chargement intermédiaire (2,65 MPa pour le fantôme et 0,55 kPa pour la cuisse) puis maximal ont été représentés et interprétés par rapport aux acquisitions échographiques (sections III.3.1.1 et III.3.2.1).

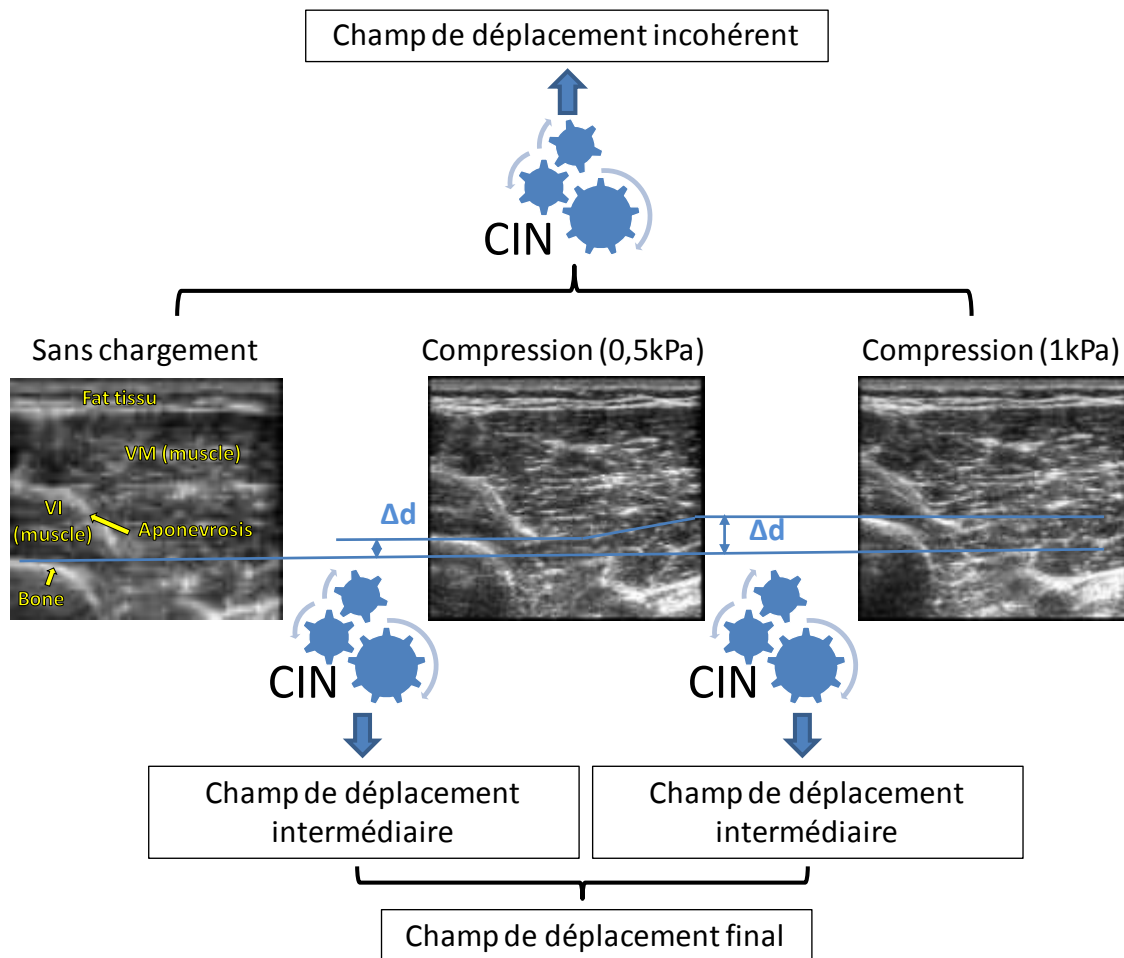


Figure II.16 : Protocole de mesure du champ de déplacement entre une image acquise sans chargement et une image acquise sous compression (1 kPa).

Dans la partie suivante, l'évaluation des champs de déformation à partir des champs de déplacement ainsi obtenus permet de valider la mesure par CIN.

### 3.3.2. Champ de déformation

Cette analyse consiste à reconstruire le champ de déformation à partir du champ de déplacement acquis. Le champ de déplacement peut être vu comme la somme de trois termes qui sont :

- le champ de déplacement mécanique dont on souhaite connaître le gradient pour remonter au champ de déformation ;
- une erreur systématique due au moyen de mesure qui constitue une erreur déterministe ;
- une erreur aléatoire produite par le moyen de mesure.

En présence de bruit, le champ de déformation, obtenu par le calcul du gradient, est fortement dégradé. Par conséquent, un filtrage préalable du champ de déplacement est nécessaire pour obtenir un champ de déformation interprétable.

Dans cette étude, la reconstruction du champ de déformation est effectuée par approximation diffuse. Cette méthode, basée sur les moindres carrés locaux pondérés [Cleveland et Loader, 1995], consiste à effectuer une régression locale du champ de déplacement [Nayroles et al., 1991]. Le moindre carré local est défini sur un voisinage dont la taille dépend d'un rayon. Ce rayon est le paramètre principal permettant de contrôler le filtrage de chaque point de mesure. L'intérêt d'une telle approche est de fournir directement un champ de déplacement continu ainsi que ses dérivées au sens diffus.

Dans le présent travail, le champ de déformation, déduit pour des rayons d'approximation de 4, 8 et 16 points de données de la CIN, est reconstruit pour des tailles de maille de 4, 8 et 16 pixels. La question de la valeur du rayon et de la taille de maille nécessaires à un filtrage optimal des déplacements et des déformations est soulevée. Aussi, un critère permettant d'identifier le couple taille de maille / rayon optimal est nécessaire. En 2008, Avril et al. [Avril et al., 2008b] estime le champ de déformation à partir de mesures de champs de déplacement bruitées acquises lors d'un essai de traction sur plaque trouée en composite à fibre de verre. Les résultats présentent notamment l'influence du rayon de filtrage sur l'erreur aléatoire du champ de déformation. Dans cette étude, un opérateur matriciel tabulé,  $A$ , ne dépendant pas de la forme et de la taille du champ de déplacement, est construit et permet ainsi d'exprimer l'évolution de l'erreur aléatoire sur le champ de déformation en fonction du rayon de filtrage. Pour plus d'informations sur la méthode de filtrage, il est recommandé de se

référer à [Grédiac et Hild, 2011]. L'utilisation de l'opérateur  $A$  dans ce travail de thèse est détaillée ci-après.

La reconstruction de la déformation provient de la minimisation d'un critère quadratique. Ce processus conduit donc à un système linéaire, caractérisé par un opérateur linéaire de reconstruction des déformations, noté  $M$ . Le champ de déformation reconstruit,  $\varepsilon(x)$ , est donné en tout point  $x$ , par :

$$\varepsilon(x) = M\tilde{U}_x \quad (\text{II.10})$$

où  $\tilde{U}_x$  contient les déplacements aux points contribuant à la reconstruction en  $x$ .

En général, une hypothèse classique est de choisir le bruit de mesure  $\{\delta u\}$  blanc et gaussien d'écart type  $\gamma$ . Cette hypothèse permet d'écrire sa matrice de covariance comme :

$$\text{cov}(\{\delta u\}) = \gamma^2[I] \quad (\text{II.11})$$

où  $[I]$  est la matrice identité.

Dans notre cas, en supposant l'erreur aléatoire sur le champ de déplacement également caractérisée par un bruit blanc gaussien, d'écart-type  $\sigma_b$ , et au vu de la linéarité de l'opérateur, on peut écrire la covariance de  $\varepsilon(x)$  comme :

$$\text{cov}(\{\varepsilon(x)\}) = \langle \{\varepsilon(x)\}\{\varepsilon(x)\}^T \rangle = \langle M\tilde{U}_x\tilde{U}_x^T M^T \rangle = \sigma_b^2 M M^T \quad (\text{II.12})$$

L'opérateur  $M$  peut s'exprimer comme un produit de deux termes de telle sorte que l'on fasse apparaître :

- un opérateur adimensionné,  $M_{adi}$ , qui ne dépend que de la distribution spatiale et du poids attribué aux points de mesure situés dans le voisinage du point de reconstruction,
- une matrice,  $D_R$ , faisant intervenir la taille physique du voisinage, correspondant au rayon,  $R$ , de l'approximation diffuse. Ainsi, le pas d'espace est uniquement exprimé par cet opérateur.

L'opérateur  $M$  est alors défini comme :

$$M = D_R^{-1} M_{adi} \quad (\text{II.13})$$

Soit une base de degré 2 dans laquelle le champ diffus et ses dérivées partielles sont définies par un vecteur  $\{a\}$  qui est le vecteur des coefficients dépendant de  $\bar{x}$  qui est déterminé par le

moindre carré local associé à  $\bar{x}$ . Les trois premières composantes sont données en tout point de reconstruction,  $\bar{x}$ , par :

$$a_1(\bar{x}) = u(\bar{x}) \quad (\text{II.14})$$

$$a_2(\bar{x}) = \frac{\delta u}{\delta x}(\bar{x}) \quad (\text{II.15})$$

$$a_3(\bar{x}) = \frac{\delta u}{\delta y}(\bar{x}) \quad (\text{II.16})$$

Ainsi, il est possible d'exprimer la sensibilité au bruit de mesure de l'opérateur de reconstruction et le niveau de l'erreur aléatoire,  $\{\delta a\}$ , si le bruit est continu comme :

$$\text{cov}(\{\delta a\}) = \sigma_b^2 D_R^{-1} M_{adi} M_{adi}^T D_R^{-1} = \sigma_b^2 D_R^{-1} A D_R^{-1} \quad (\text{II.17})$$

Avec :

$$A = M_{adi} M_{adi}^T \quad (\text{II.18})$$

Au travers de la matrice  $A$ , la forme du motif (position des points) ainsi que le nombre de points qui participent à l'approximation diffuse permettent de caractériser les variances sur le déplacement et sur sa dérivée première. Prenons l'exemple de deux éléments dans la base, la variance  $A_{11}$  du champ de déplacement est écrite comme :

$$\text{cov}(a_1) = A_{11} \quad (\text{II.19})$$

La variance de la dérivée du champ de déplacement est donnée par  $A_{22}$  comme :

$$\text{cov}(a_2) = \frac{1}{R^2} A_{22} \quad (\text{II.20})$$

En 2D, la matrice  $A$  est de taille 6 x 6. Le terme  $A_{11}$  représente la variance relative aux déplacements  $a_1$ .  $A_{22}$  est relatif au gradient du déplacement horizontal.  $A_{33}$  est relatif au gradient du déplacement vertical. Les autres termes de la diagonale sont inutiles dans cette étude car ils décrivent les dérivées secondes. Les termes hors diagonale sont relatifs à la covariance de  $\{a\}$  et sont en pratique négligeables. De plus, lorsque le rayon  $R$  augmente, la taille physique du domaine et le nombre de points changent, ce qui entraîne des modifications sur  $A$  et  $D_R$ . Les valeurs de ces matrices, relatives au niveau de filtrage, tendent finalement vers 0 avec l'augmentation du rayon.

Finalement, la contribution de l'erreur aléatoire sur la composante de déformation,  $\delta \varepsilon$ , est évaluée comme :

$$\delta \varepsilon^2 = \sigma_b^2 A_{22} \quad (\text{II.21})$$

La Figure II.17 illustre le critère de choix du rayon de filtrage optimal, suite à une mesure du champ de déplacement par CIN sous Correli-Q4 correspondant à différentes tailles de mailles,  $l$ , lors d'un test de traction sur composite 3D à fibre de carbone et matrice époxy [Feissel et

al., 2009]. Sur cette figure, l'évolution de l'écart-type du champ de déformation en fonction du rayon de filtrage est représentée pour les différentes tailles de maille (courbes bleue, noire et rouge). Sur ce même graphique, l'évolution de l'erreur aléatoire sur la mesure,  $\delta\varepsilon$ , en fonction du rayon de filtrage est, aussi, représentée (courbe rose) telle que calculée avec l'équation (II.21). Pour cela, l'écart-type de l'erreur aléatoire sur les mesures de déplacement,  $\sigma_b$ , est préalablement évalué grâce à deux images sans chargement. Afin de déterminer le rayon de filtrage optimal, la courbe théorique (rose) est décalée pour avoir la même amplitude que la courbe expérimentale. L'amplitude entre les courbes théorique et mesurée à 8 pixels (bleue) est alors similaire. On considère, qu'au dessus de la courbe en pointillés (courbe noire), le bruit expérimental est principalement filtré, et, qu'en dessous, de l'information contenue dans la mesure est perdue. Dans cet exemple, la courbe de l'écart type mesurée correspondant à une taille de maille de 8 pixels possède alors un rayon optimal de 36 pixels.

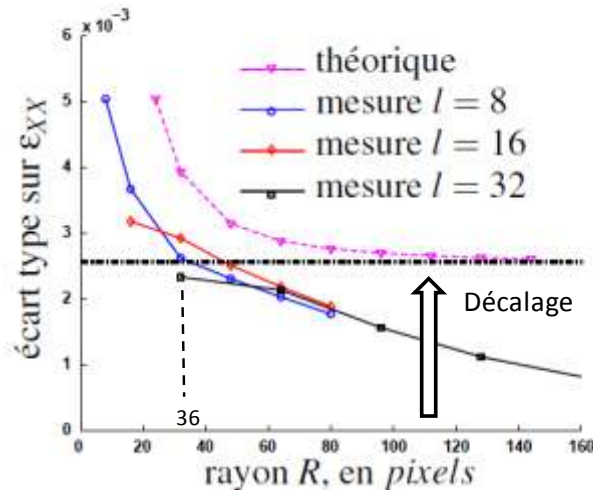


Figure II.17 : Ecart type sur la déformation horizontale,  $\varepsilon_{xx}$  en fonction du rayon de filtrage  $R$  pour différentes tailles de maille de la CIN,  $l$ , exprimé en pixels [Feissel et al., 2009].

Dans notre étude, suite à une analyse visuelle des cartographies des déformations, la taille de maille est fixée et une analyse de l'écart-type en fonction du rayon de filtrage  $R$  permet une optimisation de celui-ci de façon similaire à la Figure II.17. La courbe de filtrage théorique est obtenue par l'équation (II.21) dont l'écart type  $\sigma_b$  est préalablement évalué comme présenté section II.3.2.5.

Finalement, la cartographie de la déformation correspondant à un filtrage optimal est représentée et analysée pour les différents sujets d'étude (fantôme et différentes zones d'étude de la cuisse).

## 4. Identification

Les parties précédentes ont présenté la modélisation et le protocole expérimental éléments finis correspondant. De ces deux parties ressortent les entrées nécessaires à l'identification des paramètres matériaux : champ de déplacement simulé et champ de déplacement mesuré. Afin d'aboutir à l'identification des propriétés mécaniques, il reste à quantifier puis à minimiser la distance entre ces champs de déplacement.

La section II.2.3 a présenté une analyse de sensibilité des déplacements aux paramètres matériau. La mesure de champ n'étant pas aussi sensible à tous les paramètres néo-Hookéens, une validation du protocole d'identification est alors apparue indispensable. Pour ce faire, un exemple numérique a été développé. Sa construction est détaillée ci-après.

Dans cette partie, nous justifierons, tout d'abord, la **construction de la fonction coût**, basée sur la distance entre les déplacements mesurés et simulés. Puis, les **algorithmes de minimisation** utilisés seront présentés. Enfin, l'identification sera menée sur l'exemple numérique puis sur le cas *in vivo*.

### 4.1. Formulation du problème inverse

Dans la littérature, nous avons vu que les problèmes inverses peuvent être résolus de différentes manières. Dans cette étude, pour sa simplicité de mise en œuvre dans un cas où le comportement est non-linéaire, les 10 paramètres néo-Hookéens,  $\theta$  ( $C_{10}$ , D des 5 sous-ensembles), sont identifiés par la minimisation d'une fonction coût,  $\mathcal{J}(\theta)$ , représentant la différence entre les champs de déplacements mesurés,  $\tilde{U}$ , et les champs de déplacement calculés par éléments finis,  $\bar{U}(\theta)$  :

$$\mathcal{J}(\theta) = \frac{1}{2} (\bar{U}(\theta) - \tilde{U})^T (\bar{U}(\theta) - \tilde{U}) \quad (\text{II.22})$$

Cette fonction coût, ou fonction objectif, permet d'évaluer un scalaire,  $\mathcal{J} \geq 0$ , représentatif de l'erreur d'identification. Dans le cas de l'identification des paramètres mécaniques des muscles de la cuisse, les mesures ont dû être recalées sur le modèle éléments finis de façon manuelle en se servant de repères anatomiques. Pour ce faire, les aponévroses, visibles sur les images échographiques non déformées, ont été superposées à la géométrie éléments finis de la

cuisse. Un protocole de fusion d'images (GE, Healthcare) a été utilisé pour localiser les repères anatomiques lors de la prise d'images échographiques (Figure II.18). Finalement, la mesure du champ de déplacement a été recalée sur les images échographiques.

De plus, les déplacements mesurés et simulés n'étant pas répartis sur le même maillage, les déplacements éléments finis ont été interpolés de façon linéaire sur les points du champ de déplacement mesuré.

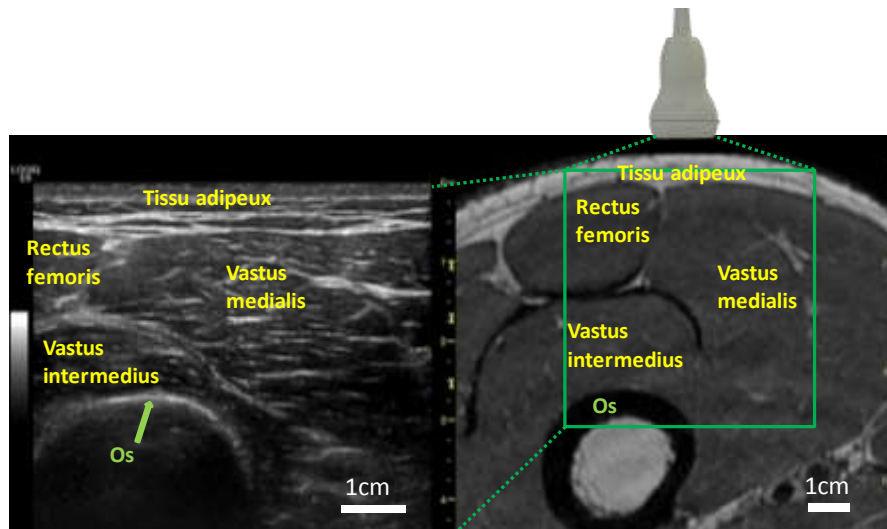


Figure II.18 : Fusion des images échographique et IRM réalisée sur la zone antérieure de la cuisse.

## 4.2. Algorithmes de minimisation

Une fois la fonction coût définie, il faut chercher à la minimiser. Notons que la fonction coût peut présenter plusieurs minima locaux rendant difficile l'optimisation. La Figure II.19 représente, par exemple, l'évolution d'une fonction coût à une dimension dans laquelle le point A est le minimum absolu et les points B, C et D sont des minima locaux. Pour déterminer le minimum, différents algorithmes de minimisation, aux propriétés différentes, peuvent être utilisés. Ceux-ci sont caractérisés par :

- leur vitesse de convergence,
- le coût de chaque itération,
- le domaine dans lequel la convergence est assurée,
- la nécessité et l'importance de l'initialisation,
- le critère d'arrêt.

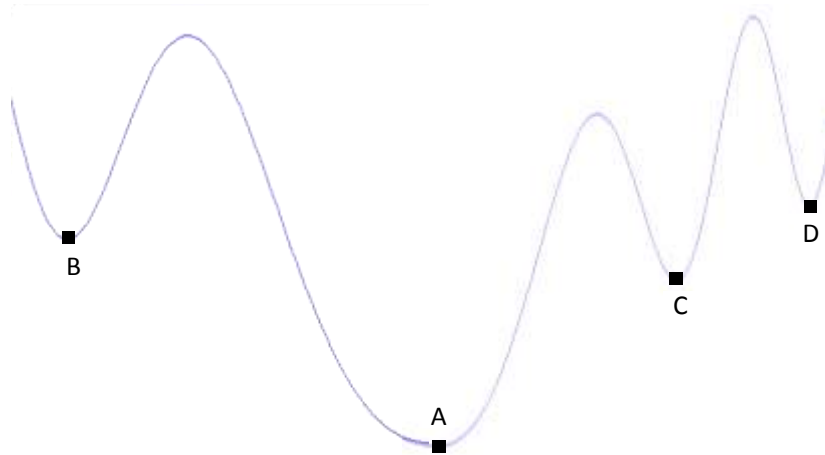


Figure II.19 : Représentation d'une fonction coût à une dimension dans laquelle le point A est un minimum global et les points B, C et D sont des minima locaux.

En plus de ces propriétés, les algorithmes peuvent être décomposés en deux grandes familles : les **algorithmes locaux**, fortement dépendants de l'initialisation et les **algorithmes globaux** qui ne dépendent, eux, que très peu du choix de l'initialisation. Quel que soit l'algorithme utilisé, l'objectif de la minimisation est de minimiser la fonction objectif,  $J$ , par rapport aux paramètres  $\theta$  :

$$\min_{\theta} J(\theta) \quad (\text{II.23})$$

Dans la suite, nous nous attacherons à décrire ces principaux algorithmes de minimisation.

Les algorithmes locaux sont caractérisés par un état initial : le point de départ  $X_0$ . Dans ce contexte, ces algorithmes cherchent à minimiser une fonction objectif jusqu'à atteindre un critère d'arrêt. Les deux principaux critères sont établis à partir de la différence entre deux itérations successives ou est défini au travers de la dérivée de telle sorte que :

$$\|X_{k+1} - X_k\| < \varepsilon_1 \quad (\text{II.24})$$

$$\|f(X_k)\| < \varepsilon_2 \quad (\text{II.25})$$

avec :  $X_k$ , le point courant,  $X_{k+1}$ , le point à l'itération suivante,  $f(X_k)$ , le gradient de  $J$  au point courant,  $\varepsilon_1$  et  $\varepsilon_2$ , les valeurs des critères d'arrêt.

L'algorithme du **gradient** [Cherruault, 1999], algorithme local, est relativement facile à mettre en œuvre. Le principe général des méthodes de gradient est, à une itération  $k$ , de se servir de la pente de la fonction objectif au point courant,  $X_k$ , pour définir la position du prochain point,  $X_{k+1}$ . Aussi, le gradient de la fonction à minimiser doit être calculé pour



réaliser l'approximation linéaire. Le pas nécessaire à la détermination du point de l'itération suivante,  $d_k$ , est par ailleurs fixé (méthode à pas constant). Compte tenu du fait que les modèles utilisés en mécanique sont rarement analytiques, le calcul des dérivées doit être fait par des méthodes numériques (différences finies, état adjoint, ...). La Figure II.20 illustre la manière dont est réalisé ce processus itératif.

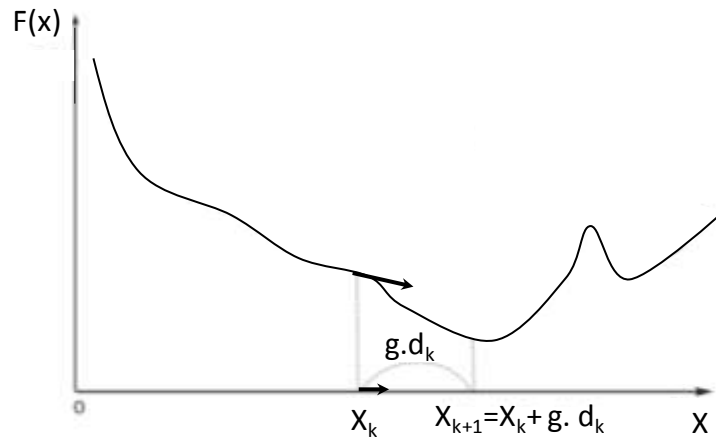


Figure II.20 : Illustration de l'optimisation par la mise en œuvre d'un algorithme de descente ( $d_k$  : pas,  $x_k$  : point courant,  $g$  : opposé du gradient).

La méthode de **Newton** [Cherruault, 1999] présente des caractéristiques similaires aux algorithmes de gradient. La seule différence réside dans le fait que la fonction d'approximation est remplacée par une approximation quadratique. Il est donc nécessaire de calculer la Hessienne de la fonction à minimiser (dérivée seconde). De cette manière, il est possible de calculer le pas de descente optimal. Ainsi, la convergence se voit souvent améliorée par rapport à la méthode précédente.

Le principal problème que rencontrent ces deux algorithmes est le choix du point d'initialisation. En effet, une mauvaise initialisation peut conduire à une convergence locale. Des problèmes d'arrêt (critères, temps infini, divergence, ...) peuvent, par ailleurs, être des freins à la convergence. En particulier, des problèmes de convergence peuvent être observés lorsque le minimum de la fonction se trouve au fond d'une vallée étroite. Deux autres points faibles de l'algorithme du gradient sont :

- le nombre d'itérations pour converger vers un minimum local, notamment si la courbure de la fonction coût, dans un cas à plusieurs dimensions, est très différente ;
- la recherche du pas optimal, qui peut se révéler très longue, et inversement, l'utilisation d'un pas fixe, qui peut conduire à des résultats erronés.

Afin de résoudre un maximum de problèmes dus à la convergence, ces algorithmes ont été adaptés. L'algorithme BFGS (Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno) présente, par exemple, une approximation optimisée pour faciliter la convergence. Dans cette approche, on ne construit pas explicitement la Hessienne mais l'approximation est obtenue par le calcul des gradients successifs. Ainsi, la matrice hessienne n'a pas besoin d'être recalculée à chaque itération de l'algorithme. Cependant, la méthode suppose que la fonction peut être approchée localement par un développement limité quadratique autour de l'optimum. Certains problèmes de convergence peuvent par ailleurs être résolus par un recours à des méthodes globales.

L'algorithme du **simplexe** (ou Nelder-Mead) [Cherruault, 1999] est une méthode qui dépend moins de l'initialisation que les deux précédentes. Elle est considérée ici comme une méthode globale. Soit un espace dans lequel sont décrits les paramètres solution,  $p$ . Un "simplexe" est construit à partir de  $p + 1$  tirages aléatoires de paramètres. Des "transformations" s'appliquent sur ce simplexe jusqu'à remplir le critère de convergence. En pratique, on s'intéresse à trois des tirages de paramètres : les deux qui présentent la valeur de la fonction coût la plus élevée et celui qui présente la valeur la plus faible. A partir de ces trois points, différentes opérations, fonctions de l'itération précédente, s'opèrent :

- Contraction du simplexe (Figure II.21A),
- Réflexion du simplexe (Figure II.21B),
- Combinaison des 2 opérations (Figure II.21C).

La Figure II.21D illustre un exemple de l'utilisation de l'algorithme du simplexe pour un cas à deux dimensions. Cette méthode présente l'intérêt d'être robuste, de réaliser des transformations extrêmement simples entre chaque itération et de pouvoir être mise en œuvre facilement sur des espaces de grande dimension. De plus, contrairement aux méthodes de gradient, le principal avantage de cette méthode est qu'elle ne nécessite pas de calcul du gradient. L'inconvénient de cette méthode réside dans la donnée arbitraire que constitue le simplexe de départ. De plus, les algorithmes basés sur le simplexe présentent une grande difficulté à converger lorsque le nombre de paramètres augmente.

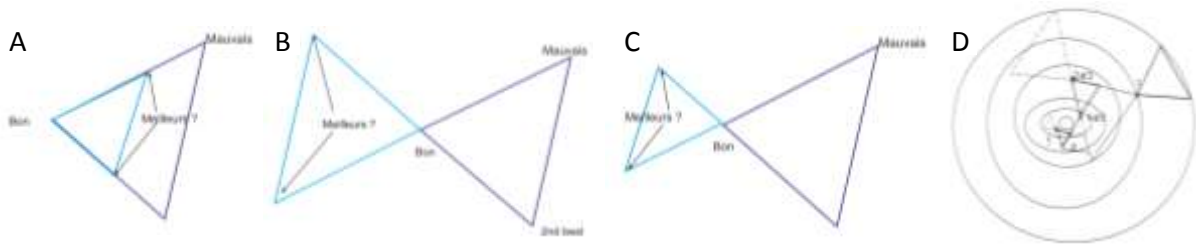


Figure II.21 : Exemples d'opérations d'optimisation mises en œuvre dans l'algorithme du simplexe. (A) Contraction, (B) réflexion, (C) contraction-réflexion, (D) exemple d'optimisation pour un cas à deux dimensions [Internet@II.4].

L'algorithme **génétique** [Cherruault, 1999] est une méthode purement globale qui ne dépend pas de l'initialisation. Un algorithme génétique va reproduire le modèle d'évolution dans le but de trouver les solutions optimales du problème. L'algorithme génétique va être paramétré par :

- une population constituée d'un ensemble d'individus (individu = jeu de paramètres à optimiser) ;
- des individus dont le patrimoine génétique est appelé le génome. Toutes les valeurs que peuvent prendre le gène représentent les allèles ;
- un nombre de générations qui sont les itérations de l'algorithme ;
- des sélections, mutations et croisements, permettant de construire les nouvelles générations ;
- une zone de recherche définissant les bornes des différents paramètres.

Un algorithme génétique va faire évoluer une population dans le but d'en améliorer l'ensemble des individus. Pour cela, les individus de la génération en cours sont évalués, par l'intermédiaire d'une fonction coût, puis une nouvelle génération est créée en s'appuyant sur la génération précédente. Cette nouvelle génération est construite par différents processus de sélections, mutations et croisements :

- La sélection est un processus analogue à celui de la sélection naturelle. Les individus les plus adaptés au critère recherché (équation (II.22)) se reproduisent entre eux tandis que les moins adaptés meurent.

- Le croisement ou hybridation consiste, à partir de deux ou plusieurs individus obtenus lors de la sélection, à échanger une chaîne du gène pour créer de nouveaux individus. Une chaîne est constituée de plusieurs allèles.
- La mutation génère des erreurs de copie afin de créer de nouveaux individus. Ce procédé permet d'éviter à l'algorithme de converger vers des minima locaux.

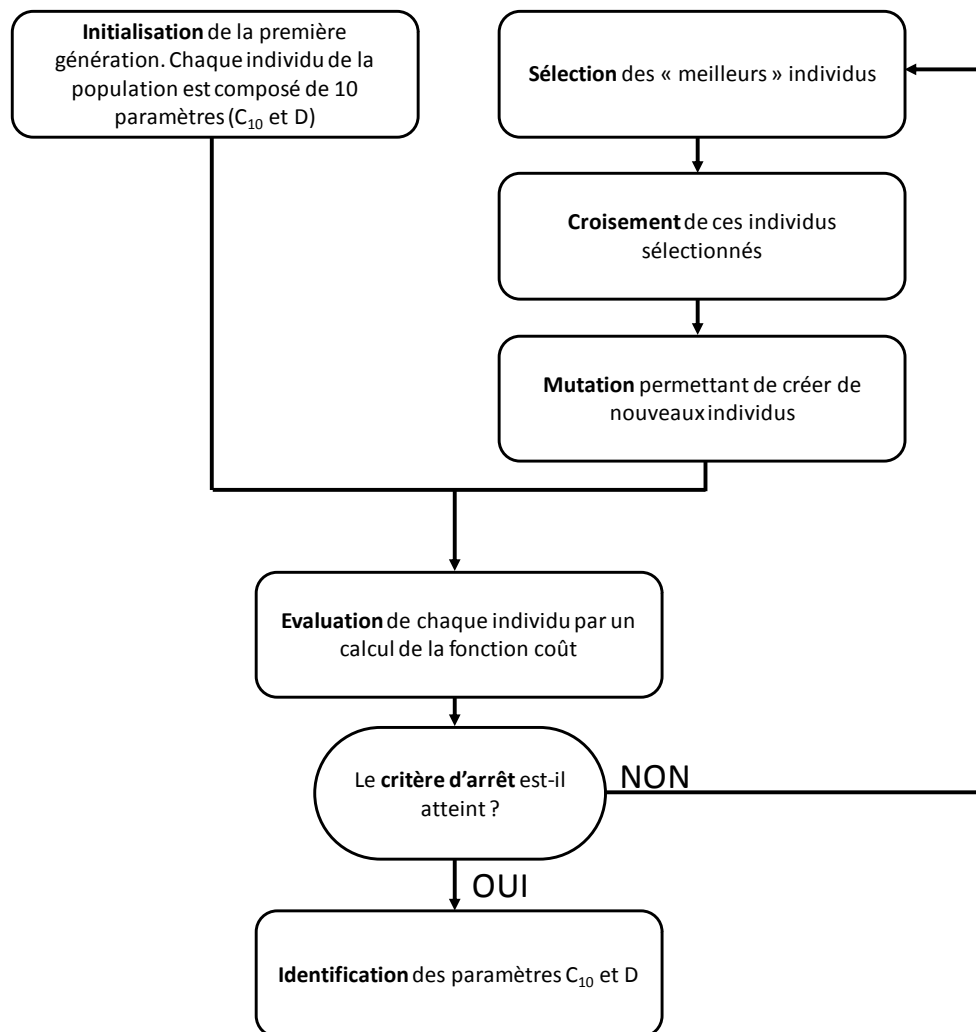


Figure II.22 : Algorithme génétique illustré dans le cadre de l'identification des 10 paramètres néo-Hookéens ( $C_{10}$  et  $D$ ) des tissus mous de la cuisse.

La Figure II.22 illustre les différentes étapes permettant de minimiser la fonction coût dans le cadre de ce travail. Le principal inconvénient de cette méthode réside dans le fait qu'il s'agit d'un algorithme très lent qui nécessite une grande puissance de calcul car les individus de chaque génération sont à évaluer indépendamment. De plus, ce processus itératif nécessite un

grand nombre de générations pour atteindre une convergence optimale. L'avantage est, qu'à l'inverse des autres méthodes, locales, elle permet de converger vers le minimum global.

Ces quatre algorithmes (descente, simplexe, BFGS et génétique) ont été testés dans un exemple numérique simulant la mesure du champ de déplacement dans les zones antérieure, postérieure, médiale et latérale de la cuisse.

### **4.3. Minimisation à partir du couplage d'une surface de réponse et d'une réduction de modèle**

Une méthode d'optimisation a été développée en parallèle de la minimisation classique. L'idée est de proposer une méthode d'identification des paramètres mécaniques plus rapide pouvant, par exemple, faciliter le suivi temporel des caractéristiques mécaniques des muscles des patients et l'étude du muscle à différents niveaux de contraction. Pour ce faire, une réduction de modèle de type **krigeage** [Internet@II.5 ; Roux, 2011] a été mise en œuvre. L'objectif de l'opérateur de krigeage est de proposer une approximation de la valeur de la fonction coût en tout point du domaine d'optimisation. Cette approximation s'appuie sur la connaissance d'un nombre de points déjà évalués de manière précise en faisant appel au calcul éléments finis. Cet ensemble de points forme alors la base de données. La construction d'un métamodèle permet finalement d'exprimer directement les paramètres matériau en fonction des déplacements ou inversement, par un calcul simple.

Dans ce travail, le champ de déplacement est composé de 64 x 64 points de mesure (exemple numérique – section II.4.4.1). Une première étape a consisté à réaliser, par krigeage, une surface de réponse entre les déplacements issus du calcul éléments finis en fonction des paramètres du matériau. Dans une première mise en œuvre, la surface de réponse ne nous a pas permis d'identifier correctement les paramètres matériaux. Aussi, nous avons fait l'hypothèse que la surface de réponse était mal définie en raison du nombre trop important de variables (champ de déplacement). Dans le paragraphe qui suit, la décomposition orthogonale aux valeurs propres (POD : Proper Orthogonal Decomposition), qui nous a permis de réduire le nombre de variables, est décrite.

L'objectif de la POD est d'exprimer le champ de déplacement,  $u$ , de telle sorte que :

$$u = \bar{u} + \sum_{k=1}^N (\alpha_k \Psi_k) \quad (\text{II.26})$$

avec :

- $u$  le vecteur des déplacements,
- $\bar{u}$  le vecteur déplacement moyen,
- $\alpha_k$  les coefficients du champ de déplacement résiduel écrit dans la base POD,
- $\Psi_k$  les vecteurs de la base POD déterminés comme plus bas,
- $N$  le nombre de vecteurs propres pris en compte lors de la réécriture du champ de déplacement. La valeur maximum de  $N$  est fixée par le nombre de degrés de liberté de la mesure.

A partir d'un certain nombre de tirages de champs de déplacement éléments finis, appelés snapshots,  $K_1$  et  $K_2$ , les matrices de corrélation sont définies comme :

$$K_1 = U^T U \quad (\text{II.27})$$

$$K_2 = U U^T \quad (\text{II.28})$$

avec :  $U$  la matrice des snapshots,  $K$  de la taille du vecteur déplacement (i.e.  $2 \times 64 \times 64$ ) et  $K_1$  de la taille du nombre de snapshots.

Les vecteurs propres,  $\varphi_k$  et  $\phi_k$ , et les valeurs propres associées,  $\lambda_{1k}$  et  $\lambda_{2k}$ , sont donnés par :

$$K_1 \varphi_k = \lambda_{1k} \varphi_k \quad (\text{II.29})$$

$$K_2 \phi_k = \lambda_{2k} \phi_k \quad (\text{II.30})$$

Comme mentionné précédemment, la dimension de la matrice  $K$  est de la taille du nombre de points de mesure du champ de déplacement. Dans notre cas, le champ de déplacement étant de 2 degrés de liberté de  $64 \times 64$  points de mesure, les calculs matriciels demandent des ressources de calcul importantes. En conséquence, pour minimiser ces temps, il est préférable d'écrire les déplacements à partir de la matrice  $K_1$ . Dans cette base, les vecteurs propres et les valeurs propres associées peuvent être réécrits comme :

$$K_2 U \varphi_k = \lambda_{2k} U \varphi_k \quad (\text{II.31})$$

Finalement, on normalise chaque vecteur  $\varphi_k$  de telle sorte que :

$$\Psi_k = \frac{U \varphi_k}{\|U \varphi_k\|} \quad (\text{II.32})$$

A ce stade, les vecteurs et valeurs propres de la base POD ont été déterminés. Les valeurs  $\alpha_k$ , pour un  $u$  donné, sont ensuite trouvées en minimisant l'expression suivante :

$$\min_{\alpha_k} \left( u - \sum_{k=1}^N (\alpha_k \Psi_k) \right)^2 \quad (\text{II.33})$$

Ce qui équivaut à :

$$\min_{\alpha_k} \left( u - \sum_{k=1}^N (\alpha_k \Psi_k) \right)^T \left( u - \sum_{k=1}^N (\alpha_k \Psi_k) \right) \quad (\text{II.34})$$

En conclusion, les coefficients sur la base POD peuvent s'écrire à partir des déplacements comme :

$$\alpha = (\Psi^T \Psi)^{-1} \Psi^T u \quad (\text{II.35})$$

où :  $\alpha$  est le vecteur des coefficients du champ de déplacement résiduel écrit dans la base POD.

Pour valider cette décomposition orthogonale aux valeurs propres, différentes études ont été menées. Tout d'abord, à partir de plans d'expérience de 50, 250, 500 et 1000 snapshots ont été tirés aléatoirement par hypercube latin dans une gamme de 10 à 35 kPa pour les paramètres  $D$  et de 0,5 à 8 kPa pour les paramètres  $C_{10}$ , une première analyse a consisté à représenter l'évolution des valeurs propres,  $\lambda_{1k}$ , par ordre décroissant. Ainsi, de façon visuelle, le choix du nombre de modes à prendre en compte lors de la construction des déplacements dans la base POD a pu être évalué. En effet, les valeurs propres étant classées par ordre décroissant, un module élevé de valeur propre a plus d'influence sur le champ reconstruit qu'un faible module. Un seuil a ainsi pu être placé pour écarter les valeurs de moindre influence.

Une seconde étude a consisté à évaluer l'erreur,  $\varepsilon$ , commise par l'écriture POD en fonction du nombre de modes utilisés lors de la reconstruction du champ de déplacement. Pour ce faire, deux évaluations de l'erreur ont été faites pour des champs de déplacement correspondant à des paramètres matériau inclus dans les snapshots. Cinq autres évaluations ont été réalisées pour des paramètres matériau tirés aléatoirement par hypercube latin. L'erreur due à la

reconstruction POD a ensuite été évaluée entre les déplacements de référence,  $U_{ref}$ , et les déplacements,  $U$ , évalués par POD, comme :

$$\varepsilon(\%) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \text{abs} \left( \frac{U_{ref,i} - U_i}{U_{ref,i}} \right) \quad (\text{II.36})$$

avec :  $N$ , le nombre de points de mesure.

Une fois la méthode POD validée, une dernière étape a consisté à identifier les paramètres matériau. Pour ce faire, un métamodèle, obtenu par krigeage, a mis en relation les paramètres matériau,  $\theta$ , et les coefficients,  $\alpha$ , associés aux déplacements dans la base POD. Ensuite, deux méthodes ont été mises en œuvre :

- La première méthode a été réalisée de manière directe, c'est-à-dire en exprimant les paramètres matériau comme une fonction des coefficients de la base POD,  $\theta(\alpha)$ . Ainsi, un seul calcul a été nécessaire à l'identification.
- La seconde méthode, indirecte, a nécessité une minimisation par un algorithme génétique (grâce au krigeage, les temps de calcul sont courts, il est donc possible de multiplier la population et le nombre d'itérations), les coefficients sur la base POD étant, cette fois ci, exprimés en fonction des paramètres matériau,  $\alpha(\theta)$ .

Bien que cette méthode d'identification soit implémentée, les résultats obtenus ne sont actuellement pas satisfaisants. L'hypothèse la plus probable est que le métamodèle, obtenu par krigeage, ne permet actuellement pas d'identifier les paramètres matériau. Une étude complémentaire est donc nécessaire pour finaliser la mise en œuvre de cette méthode.

## 4.4. Applications de la méthode d'identification

### 4.4.1. Exemple numérique

Bien que l'identification finale soit réalisée à partir de mesures *in vivo*, le développement de l'exemple numérique a un rôle primordial dans la validation de la démarche d'identification (Figure II.1B). L'objectif de cet exemple numérique est en effet d'illustrer la faisabilité de l'identification des propriétés mécaniques par un cas simulé se substituant aux mesures



expérimentales du champ de déplacement. Dans la suite, la sollicitation en compression (Figure II.4B), modélisée dans cet exemple numérique, est détaillée.

L'exemple numérique a été construit à partir d'une simulation éléments finis modélisant l'essai de compression dans laquelle les paramètres matériau ont été imposés d'après la littérature [Bensamoun et al., 2006 ; Tran et al., 2007]. En effet, Bensamoun et al. a identifié le module de cisaillement des muscles de la cuisse et du tissu adipeux à partir de mesures ERM. Tran et al. a caractérisé les paramètres néo-Hookéens des muscles et des différentes couches de la peau de l'avant bras. Pour exploiter pleinement ces résultats expérimentaux, les paramètres néo-Hookéens ont du être déduits des modules de cisaillement. Pour cela, nous avons recalé le modèle néo-Hookéen pour que, dans l'hypothèse des petites perturbations, la loi de comportement soit similaire, comme détaillé ci-après.

Comme mentionné précédemment, la contrainte de Cauchy peut s'écrire en fonction du tenseur de Cauchy Green gauche,  $\mathbf{B}$  (équation (I.5)). Ainsi, d'après les équations (I.27) et (I.39), il advient que :

$$J\sigma = -pI + 2C_{10}dev(\bar{\mathbf{B}}) = -pI + \frac{2C_{10}}{J^{2/3}}dev(\mathbf{B}) \quad (\text{II.37})$$

avec :

$$dev(\bar{\mathbf{B}}) = \bar{\mathbf{B}} - \frac{1}{3}I_1 \quad (\text{II.38})$$

et

$$\bar{\mathbf{B}} = J^{2/3}\mathbf{B} \quad (\text{II.39})$$

Pour rappel,  $C_{10}$  est l'unique paramètre néo-Hookéen dans le cas incompressible strict,  $J$  est le Jacobien de la transformation et  $I_1$  est le premier invariant de la transformation.

En cas de petites perturbations, on sait que la déformation,  $\varepsilon$ , se traduit par :  $\varepsilon \ll I$ . Par conséquent, le Jacobien de la transformation,  $J$ , et le tenseur de Cauchy Green gauche,  $\mathbf{B}$ , s'expriment comme :

$$J \approx 1 + tr(\varepsilon) \quad (\text{II.40})$$

Et

$$\mathbf{B} \approx 1 + 2\varepsilon \quad (\text{II.41})$$

Il advient, pour la contrainte de Cauchy, que :

$$\sigma_{ij} = 4C_{10} \left( \varepsilon_{ij} - \frac{1}{3} \text{tr}(\varepsilon) I \right) + K \text{tr}(\varepsilon) I \quad (\text{II.42})$$

Par identification avec les contraintes de Cauchy exprimées dans le cas élastique (section I.3.1.2) :

$$\sigma_{ij} = 2\mu\varepsilon_{ij} + \lambda \text{tr}(\varepsilon)\delta_{ij} \quad (\text{II.43})$$

et en considérant un cas proche de l'incompressibilité :  $\text{tr}(\varepsilon) \approx 0$ . On peut donc conclure que :

$$C_{10} \approx \frac{\mu}{2} \quad (\text{II.44})$$

Par ailleurs, pour faciliter la notation, le module de compressibilité,  $K$ , est exprimé comme :

$$K = \frac{2}{D} \quad (\text{II.45})$$

Le Tableau II.3 répertorie les valeurs des différents paramètres mécaniques identifiés dans la littérature ainsi que les paramètres utilisés dans cet exemple numérique. L'ensemble des paramètres  $C_{10}$ , obtenus à partir de l'étude de [Bensamoun et al., 2006], possède un coefficient deux par rapport à ceux identifiés par [Tran et al., 2007]. L'identification se faisant néanmoins sur différents ensembles musculaires, les coefficients  $C_{10}$  ont été choisis à partir de l'étude de [Bensamoun et al., 2006].

Les valeurs des paramètres  $D$  n'ayant jamais été caractérisées individuellement, celles-ci ont été considérées égales pour chaque ensemble et dans la gamme déterminée par [Tran et al., 2007].

Le tissu adipeux possédant des valeurs très disparates dans la littérature pour ses différentes couches, une valeur légèrement inférieure à la gamme de l'hypoderme, tissu le plus épais, a été choisie.

Tableau II.3 : Paramètres imposés dans l'exemple numérique au vu des résultats de la littérature.

Auteurs		Bensamoun et al. 2006	Tran et al. 2007		Paramètres de l'exemple numérique	
Paramètres		Modules de cisaillement, $\mu$ (kPa)	$C_{10}$ (kPa)	D (MPa <sup>-1</sup> )	$C_{10}$ (kPa)	D (MPa <sup>-1</sup> )
Tissu adipeux	Epiderme	1,6	min : 30 moy : 120 max : 220	min : 0,204 moy : 0,356 max : 1,30	0,8	30,8
	Derme		min : 970 moy : 1110 max : 1220	min : 0,351 moy : 0,678 max : 2,00		
	Hypoderme		min : 0,35 moy : 0,42 max : 0,50	min : 42,55 moy : 77,80 max : 86,58		
Tissus musculaires	Quadriceps	3,5	min : 3,17 moy : 3,64 max : 3,93	min : 7,04 moy : 13,91 max : 19,49	1,75	18
	Ischios				3	18
	Sartorius	7,5			3,75	18
	Gracilis	4,4			2,2	18

Une fois la simulation éléments finis correspondant aux paramètres de référence réalisée, les déplacements nodaux ont été déduits. Afin d'obtenir un champ de déplacement similaire à celui mesuré expérimentalement, une projection a été réalisée sur une grille régulière de 64 x 64 points de mesure. Cette projection a consisté premièrement à réduire le champ de déplacement nodal sur une zone rectangulaire similaire à celle acquise par échographie. Les acquisitions échographiques étant d'environ 512 pixels de côté et comme il a été envisagé de réaliser une CIN ayant une taille de maille de 8 pixels, les déplacements nodaux ont été projetés sur une grille de 64 x 64 points de mesure. Une fois les déplacements projetés, la seconde étape a consisté à appliquer un bruit représentatif du bruit de mesure.

Une première étude a été réalisée avec un bruit de mesure nul et une seconde avec un écart type représentatif du bruit expérimental. L'utilisation d'un bruit nul a permis de valider l'approche et l'utilisation de l'algorithme de minimisation tandis que le bruit représentatif de la mesure a permis d'illustrer la faisabilité de la méthode dans des conditions se rapprochant du cas réel ainsi que d'évaluer l'erreur commise sur les paramètres identifiés. Dans ce dernier cas, l'hypothèse d'un bruit blanc Gaussien ( $\delta=N(0,\sigma^2)$ ) a été faite. L'écart type du bruit (0,2 mm) a été choisi de telle sorte qu'il soit dans la gamme haute du bruit de mesure.

Pour l'identification des paramètres mécaniques des muscles de la cuisse, par minimisation de la fonction coût (équation (II.22)) avec l'algorithme BFGS, cinq initialisations, réparties selon un tirage par hypercube Latin, ont été réalisées. Parmi les cinq initialisations, les paramètres identifiés ont été ceux présentant la plus faible valeur de la fonction coût. L'erreur sur l'identification de chaque paramètre a ensuite été calculée, grâce aux paramètres de référence définis dans le Tableau II.3, par l'équation suivante :

$$erreur (\%) = \frac{|paramètre\ identifié - paramètre\ de\ référence|}{paramètre\ de\ référence} * 100 \quad (II.46)$$

Une première étude a évalué l'erreur obtenue lors de l'identification des 10 paramètres ( $C_{10}$ ,  $D$ ) pour chaque bruit expérimental imposé sur le champ de déplacement simulé.

Une seconde étude a consisté à améliorer l'erreur d'identification en regroupant les paramètres  $D$  de trois sous-ensembles : gracilis, sartorius et ischios. L'erreur commise sur l'identification des 8 paramètres restants (5 paramètres  $C_{10}$  et 3 paramètres  $D$ ) a aussi été évaluée avec et sans bruit.

Cet exemple numérique a finalement été utilisé lors de l'identification des paramètres matériau par un couplage de la technique de POD et de la technique de krigeage.

#### 4.4.2. Tissu musculaire

Après avoir mis en œuvre l'identification sur un exemple numérique, celle-ci a été réalisée *in vivo* sur les muscles de la cuisse. Dans ce but, une première étude a consisté à regrouper l'ensemble des paramètres néo-Hookéens  $C_{10}$  et  $D$  des muscles de manière à avoir uniquement deux types de tissus à caractériser : le tissu adipeux et le tissu musculaire.

Enfin, l'objectif fixé en début d'étude a été atteint. Les paramètres mécaniques des différents ensembles musculaires et adipeux ont été identifiés. Cependant, comme détaillé dans l'exemple numérique, certains paramètres n'ont pas été différenciés. Nous avons considéré que les paramètres  $D$  du gracilis, du sartorius et des ischios étaient identiques. De plus, au vu des résultats incohérents obtenus pour les paramètres  $C_{10}$  du sartorius et du gracilis, ces

paramètres ont été regroupés pour mener à terme l'identification (4 paramètres  $C_{10}$  et 3 paramètres  $D$ ).

## **5. Conclusion**

Cette partie a présenté la démarche d'identification développée pour caractériser les paramètres mécaniques des muscles de la cuisse. La mise en œuvre des différents protocoles, associée à des étapes de validation du dispositif expérimental, de la mesure, de la modélisation et de l'identification, a été exposée et justifiée. La partie « Résultats » qui suit reprend successivement chaque étape.

## Chapitre III : Résultats

---

1. CHOIX DE LA SOLLICITATION MECANIQUE .....	135
2. OPTIMISATION DES PARAMETRES D'ACQUISITION .....	139
2.1. Choix de la fréquence.....	140
2.2. Optimisation du gain (G) à dynamique fixe.....	140
2.3. Détermination du couple gain / dynamique optimal .....	142
2.4. Résumé des paramètres d'acquisition .....	144
2.5. Auto-corrélation du mouchetis.....	144
2.6. Quantification de l'erreur aléatoire sur les déplacements .....	145
3. ANALYSE DU CHAMP DE DEPLACEMENT ET DU CHAMP DE DEFORMATION.....	148
3.1. Etude <i>in vitro</i> .....	148
3.1.1. <i>Champ de déplacement</i> .....	148
3.1.2. <i>Champ de déformation</i> .....	149
3.2. Etude <i>in vivo</i> .....	154
3.2.1. <i>Champ de déplacement</i> .....	154
3.2.2. <i>Champ de déformation</i> .....	158
3.3. Résumé de la mesure de champ .....	161
4. CHOIX DE L'ALGORITHME DE MINIMISATION .....	162
5. IDENTIFICATION DES PROPRIETES MECANIQUES DES MUSCLES DE LA CUISSE .....	163
5.1. Quantification de l'erreur d'identification – exemple numérique.....	163
5.1.1. <i>Identification des 10 paramètres mécaniques</i> .....	163
5.1.2. <i>Hypothèse simplificatrice : identification de 8 paramètres mécaniques</i> ..	164
5.2. Caractérisation des propriétés mécaniques des muscles – application <i>in vivo</i> ..	165
5.2.1. <i>Identification des propriétés mécaniques du tissu adipeux et du tissu musculaire</i> .....	165
5.2.2. <i>Identification des propriétés mécaniques de chaque tissu musculaire</i> .....	167
5.3. Résultats préliminaires de l'identification par réduction de modèle.....	168

---

La partie précédente a illustré la démarche mise en œuvre pour mener l'identification des propriétés mécaniques des muscles de la cuisse. De cette partie, différents objectifs ont été identifiés dans chaque bloc composant l'approche inverse. Ceux-ci sont résumés ici sous forme de questions :

- Quel est le test le plus pertinent pour l'identification des paramètres hyperélastiques des muscles de la cuisse ?
- Quels sont les paramètres d'acquisition échographique optimaux pour la mesure du champ de déplacement ?
- Le champ de déplacement mesuré est-il cohérent avec les déplacements réels des muscles de la cuisse ?
- Quelle est l'erreur commise sur chaque paramètre lors de l'identification ?
- La démarche mise en œuvre permet-elle d'identifier des paramètres similaires à ceux de la littérature ?

Les résultats présentés dans la suite permettent de répondre à ces différentes questions et justifient les choix adoptés dans la caractérisation des paramètres des différents muscles et groupes musculaires de la cuisse. La Figure III.1 rappelle les différentes étapes expérimentales et numériques présentées précédemment qui nous permettent de valider l'identification des paramètres néo-Hookéens de la cuisse.

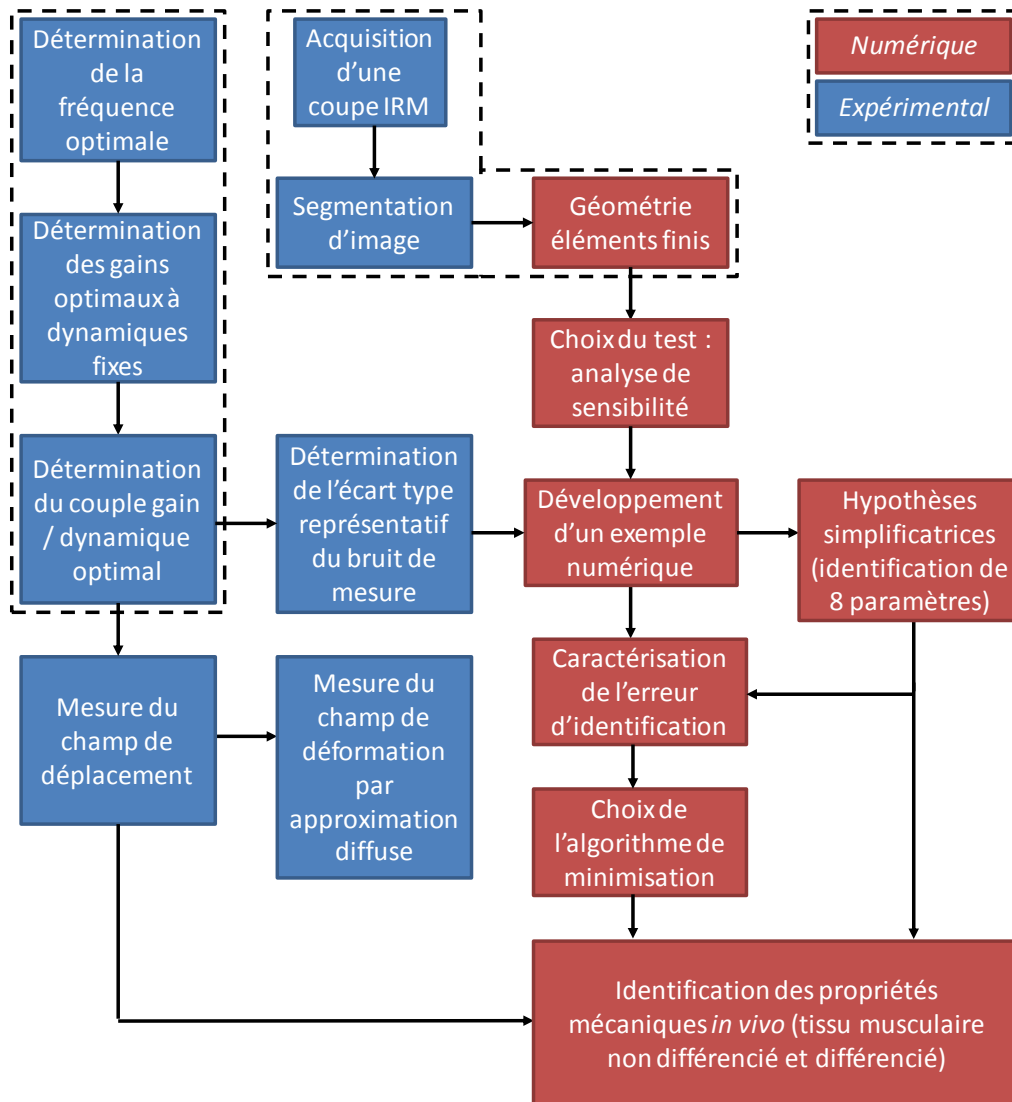


Figure III.1 : Rappel des étapes expérimentales et numériques permettant de valider l'identification des paramètres mécaniques de la cuisse.

## 1. Choix de la sollicitation mécanique

Le choix du chargement mécanique a été fait au travers d'une analyse de sensibilité. Cette sensibilité, relative à l'évolution des déplacements en fonction des paramètres matériau, est un critère calculé par différences finies (équation (II.3)). Comme présenté précédemment (section II.2.3), l'analyse de sensibilité peut être faussée si le pas est mal choisi.

La Figure III.2 illustre, pour le test de contention, la sensibilité globale des déplacements aux paramètres  $C_{10}$  et  $D$  du quadriceps en fonction de la taille du pas utilisé pour la différence finie. Notons que, pour ces simulations, les valeurs des paramètres matériau ont été fixées de la même manière que dans l'exemple numérique (Tableau II.3).



Une erreur numérique est visible pour un pas inférieur à  $10^{-2}$  % de la valeur du paramètre. Cette erreur est logique compte tenu de la précision de  $10^{-4}$  des fichiers résultats sous ABAQUS.

Une non-convergence de la sensibilité, qui traduit une imprécision sur la dérivée, apparaît pour un pas supérieur à  $10^{-1}$  % de la valeur du paramètre.

La représentation de l'évolution de la sensibilité en fonction du pas a été effectuée pour chaque essai mécanique (contention, indentation et compression) et chaque paramètre néo-Hookéen. Les résultats sont similaires à ceux présentés dans la Figure III.2. Les résultats obtenus ont montré qu'une **taille de pas de la différence finie de  $5.10^{-2}$  % de la valeur du paramètre, correspondant à la zone la plus proche de la convergence était optimale.** Cette valeur a été choisie pour calculer et interpréter les cartographies de sensibilité présentées ci-après.

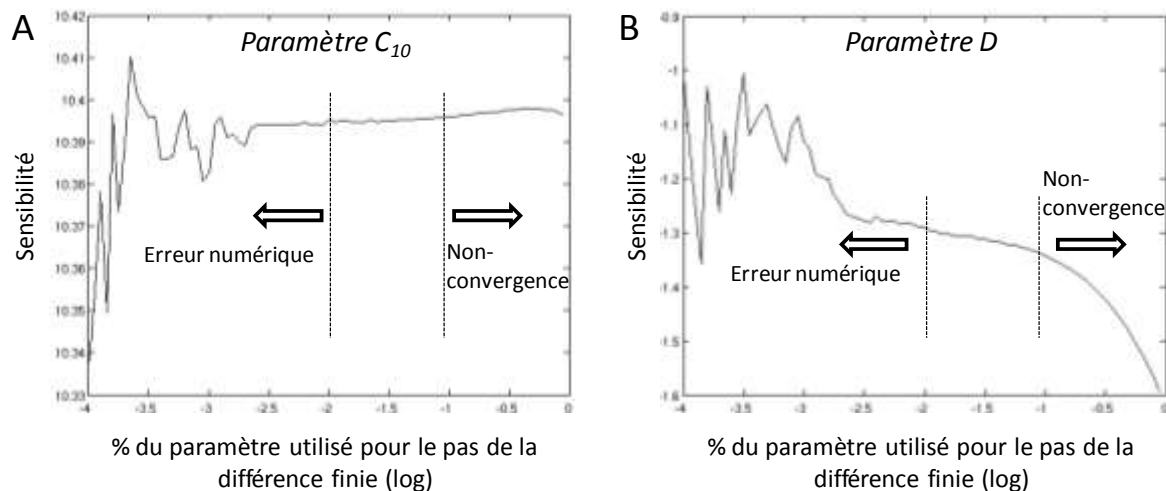


Figure III.2 : (A) Sensibilité des déplacements au paramètre  $C_{10}$  du quadriceps.  
 (B) Sensibilité des déplacements au paramètre  $D$  du quadriceps lors de la simulation éléments finis pour un test en contention.

La Figure III.3 illustre la cartographie de la sensibilité des déplacements aux paramètres  $C_{10}$  et  $D$  du quadriceps lors des différentes excitations envisagées. Sur ces différentes cartographies, les couleurs chaudes représentent une sensibilité élevée (rouge) tandis que les couleurs froides indiquent une faible sensibilité (vert).

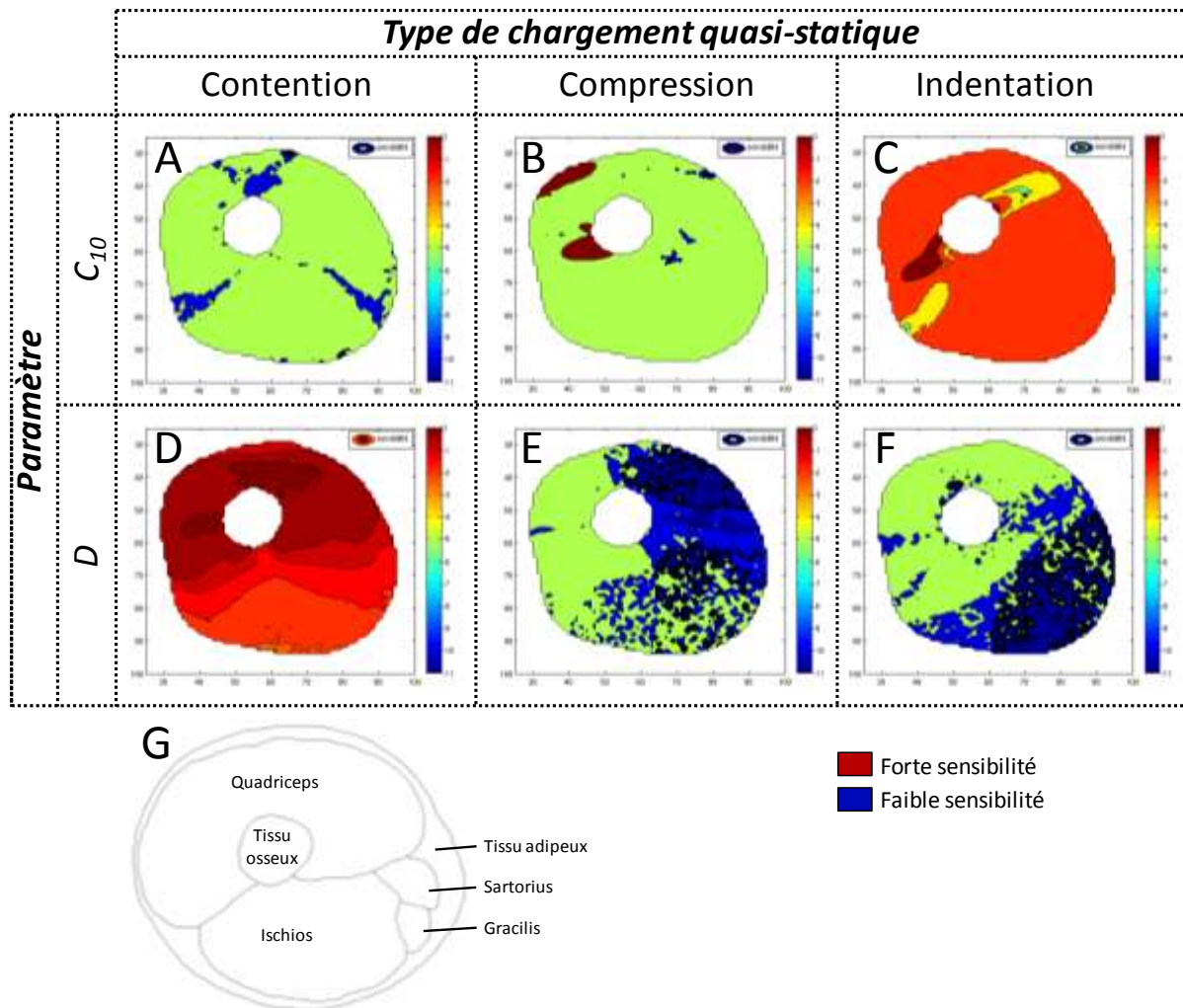


Figure III.3 : Cartographie de la sensibilité des déplacements (A-B-C) au paramètre  $C_{10}$  et au (D-E-F) paramètre D du quadriceps pour les différents tests mécaniques. (G) Géométrie de la cuisse.

En ce qui concerne le test de **contention**, la cartographie révèle des valeurs de sensibilité plus élevées pour le paramètre D (Figure III.3D) que pour le paramètre  $C_{10}$  (Figure III.3A). De plus, la zone d'influence du paramètre D sur le champ de déplacement est située dans la zone du muscle d'intérêt (quadriceps) tandis que le paramètre  $C_{10}$  semble avoir une sensibilité aléatoirement répartie. Cette localisation aléatoire peut s'expliquer par le fait qu'une telle sollicitation ne peut induire qu'une faible contrainte de cisaillement dans les muscles.

En ce qui concerne le test de **compression**, la sensibilité au paramètre  $C_{10}$  (Figure III.3B) est élevée tandis que la sensibilité au paramètre D est faible (Figure III.3E). Cette faible sensibilité au paramètre D provient probablement du fait que le chargement mécanique induit principalement du cisaillement et peu de variations volumiques. Finalement, pour le

paramètre  $D$ , la zone de forte sensibilité est localisée dans la même région que celle du muscle d'intérêt (quadriceps).

Pour **l'indentation**, la cartographie montre des valeurs de sensibilité plus élevées pour le paramètre  $C_{10}$  (Figure III.3C) que pour le paramètre  $D$  (Figure III.3F). Lors de ce test, la sensibilité au paramètre  $C_{10}$  est élevée uniquement dans les régions proches de l'indenteur. En conséquence, ce chargement, pertinent pour l'observation des structures en surface (ex : peau, tissu adipeux), est peu adapté à la sollicitation des structures profondes telles que le muscle.

Des études complémentaires de sensibilité ont aussi été effectuées sur les paramètres  $C_{10}$  et  $D$  des autres structures musculaires (quadriceps, ischios, gracilis et sartorius) et adipeuses et également pour les trois types de chargement. Les résultats sont similaires à ceux obtenus pour le quadriceps. Les déplacements sont donc plus sensibles aux paramètres  $C_{10}$  pour le test de compression et aux paramètres  $D$  avec le test de contention. De ce fait, un couplage des excitations de contention et de compression serait le plus adéquat à l'identification de l'ensemble des paramètres néo-Hookéens des muscles de la cuisse. Cependant, dans un premier temps, la mise en place d'un seul essai a été réalisée.

Dans la littérature, de nombreux auteurs se sont intéressés à la caractérisation du module de Young en considérant le muscle incompressible. Un lien existant entre le module de Young et le paramètre néo-Hookéen  $C_{10}$  sous l'hypothèse des petites perturbations, l'identification de ce paramètre semble prioritaire dans un premier temps. **Par conséquent, le test de compression a été choisi pour mener l'identification des paramètres hyperélastiques des muscles de la cuisse dans la suite de cette thèse.**

## 2. Optimisation des paramètres d'acquisition

L'optimisation des paramètres d'acquisition échographique est une étape indispensable pour obtenir le champ de déplacement par la méthode de CIN. Pour rappel, trois critères doivent être respectés sur les images :

- Avoir une information suffisante autour du tissu osseux,
- Avoir une large distribution de niveaux de gris sur l'image,
- Limiter le bruit dû à la mesure.

Pour cela, trois paramètres interdépendants : fréquence, gain et dynamique doivent être optimisés. Une première partie justifie le choix de la fréquence utilisée. Une seconde partie établit les couples gains / dynamiques permettant d'avoir une plage de niveaux de gris large et sans saturation. Ensuite, une analyse ANOVA permet de déterminer le couple gain / dynamique le plus adéquat pour la mesure du champ de déplacement. Enfin, la quantification de l'écart type suite à une CIN entre deux images non chargées, représentatif du bruit de mesure, est réalisée *in vitro* (fantôme) et *in vivo* sur les muscles de la cuisse. La Figure III.4 rappelle les trois étapes nécessaires à l'optimisation des images.

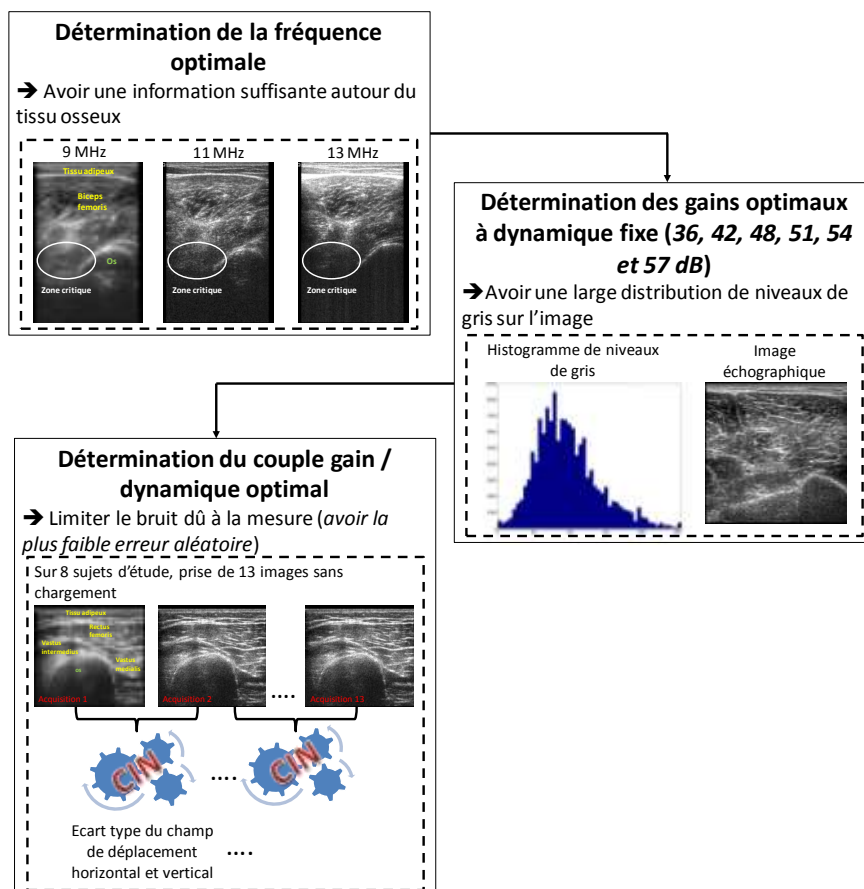


Figure III.4 : Illustration de la démarche mise en place, composée de trois étapes, pour l'optimisation des paramètres d'acquisition échographique.

## 2.1. Choix de la fréquence

La Figure III.5 présente les acquisitions échographiques réalisées aux fréquences de 9, 11 et 13 MHz sur la zone postérieure de la cuisse. On constate, qu'à 13 MHz, l'information en profondeur, située dans la zone dite « critique », est inexistante (Figure III.5C). En conséquence, cette fréquence n'a pas été utilisée pour l'acquisition des images. Au contraire, l'image obtenue à 9 MHz possède de l'information dans la zone critique (Figure III.5A). Visuellement, cette information paraît suffisante. Si la fréquence de 11 MHz (Figure III.5B) possède également de l'information au sein de la zone critique, cette information semble insuffisante à la mesure du champ de déplacement par CIN car, visuellement, le mouchetis de l'image n'est pas assez contrasté et semble également très bruité. Des fréquences plus basses n'ont pas été testées car indisponibles avec la sonde ML6-15. Par ailleurs, diminuer la fréquence avait eu pour conséquence de détériorer la résolution spatiale, qui est une caractéristique nécessaire à une bonne CIN.

**Par conséquent, pour la suite de cette étude, la fréquence a été fixée à 9 MHz.**

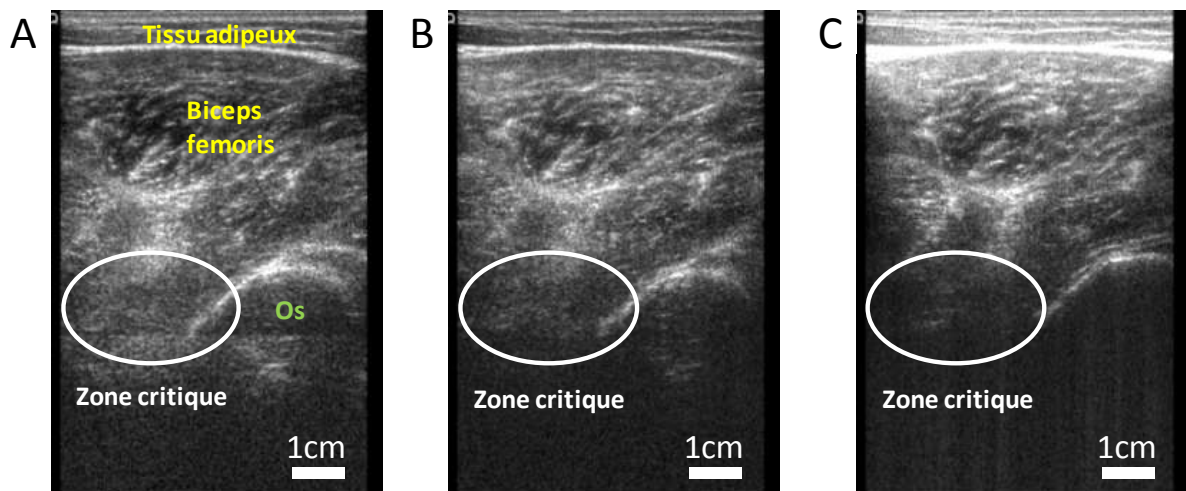


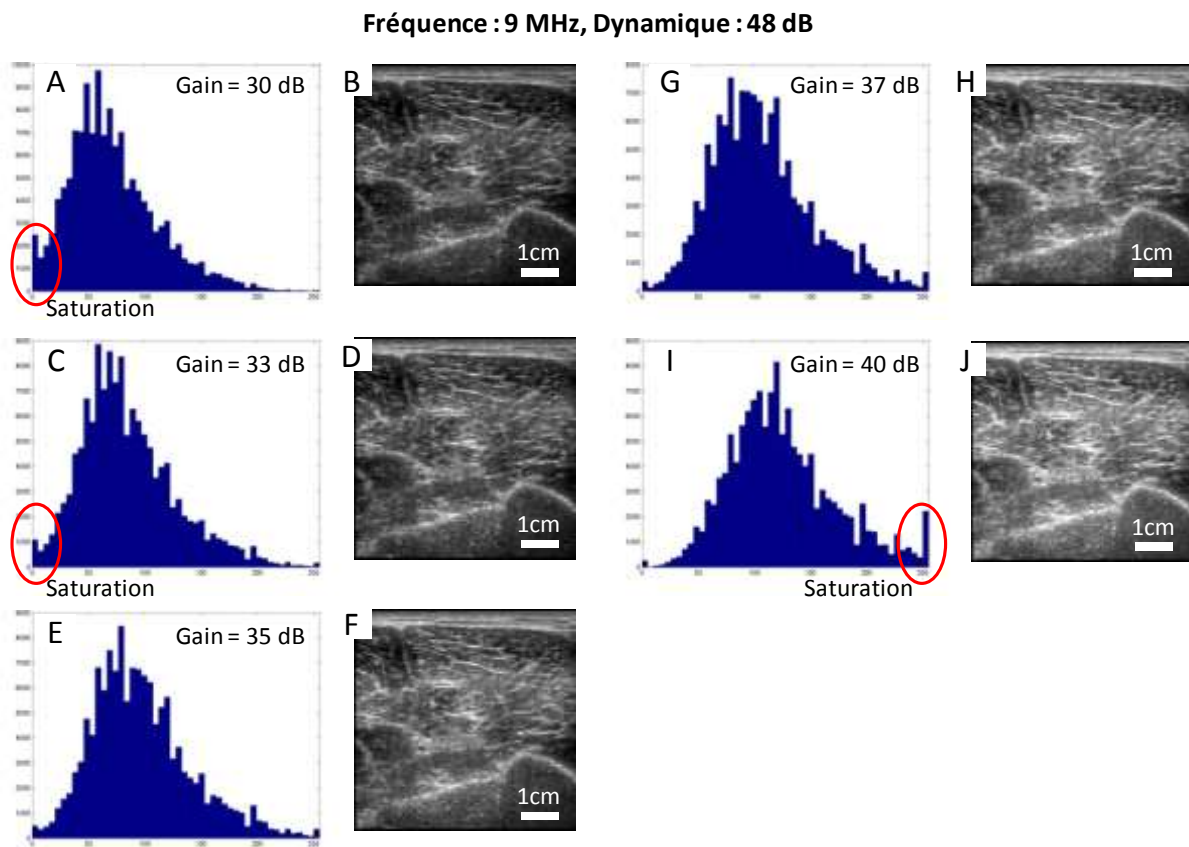
Figure III.5 : Acquisitions échographiques effectuées sur la zone postérieure de la cuisse, (A) 9MHz, (B) 11 MHz et (C) 13 MHz.

## 2.2. Optimisation du gain (G) à dynamique fixe

L'optimisation du gain consiste à acquérir des images anatomiques de la cuisse pour une valeur de dynamique fixe et ensuite à représenter l'histogramme de niveaux de gris correspondant. La Figure III.6 présente les acquisitions échographiques et les histogrammes obtenus pour des gains variant de 30 dB à 40 dB combinés à une dynamique fixée à 48 dB.

Les Figures III.6A-C présentent des histogrammes de niveaux de gris ayant une saturation à leur gauche. Cette saturation traduit une acquisition échographique ayant de trop nombreux pixels noirs. Au contraire, l'histogramme, dont l'image échographique est acquise à un gain de 40 dB (Figures III.6I-J), présente une saturation de pixels blancs, reconnaissable par une saturation à droite de l'histogramme. Les Figures III.6E-G présentent des histogrammes réalisés sur des images échographiques dont le gain est respectivement de 35 et 37 dB. Ces histogrammes présentent très peu de saturation de chaque coté. **En conclusion, le gain a été défini optimal à 36 dB lorsque la dynamique a été imposée à 48 dB.**

Cette démarche d'optimisation a été reproduite pour chaque valeur de dynamique : 36, 42, 48, 51, 54 et 57 dB. Les résultats des couples considérés comme optimaux sont reportés dans le Tableau III.1.



*Figure III.6 : Acquisitions échographiques et histogrammes des niveaux de gris obtenus à une fréquence de 9 MHz et pour une dynamique de 48 dB. (A-B) 30 dB, (C-D) 33 dB, (E-F) 35 dB, (G-H) 37 dB, (I-J) 40 dB.*

Tableau III.1 : Couples gain / dynamique optimaux pour une minimisation de la saturation des niveaux de gris.

Dynamique fixée (dB)	36	42	48	51	54	57
Gain (dB)	31	34	36	38	40	42

### 2.3. Détermination du couple gain / dynamique optimal

Pour chaque couple gain / dynamique précédemment identifié, une CIN a été réalisée entre deux images non-déformées. Le couple le plus adéquat a ensuite été déterminé comme étant celui possédant le champ de déplacement présentant le moins de bruit de mesure. La Figure III.7 représente l'écart-type du bruit du champ de déplacement mesuré selon les directions horizontale et verticale pour chaque couple considéré. Pour rappel, une taille de maille de 8 pixels a été choisie dans cette étude et 13 images ont été réalisées pour mener la CIN.

Pour chaque couple, l'écart type du champ de déplacement horizontal (entre 1,2 et 1,4 pixels) est plus élevé que dans la direction verticale (entre 0,9 et 1,1 pixels). Dans les deux directions, le niveau assez élevé de l'erreur peut être expliqué par le fait que les images sont acquises *in vivo* et que des mouvements involontaires sont effectués par les sujets (respiration, débit sanguin, petites contractions musculaires, ...). En conséquence, l'erreur systémique est prise en compte dans le calcul de l'écart type. De plus, comme mentionné ci-dessus, l'erreur horizontale est plus importante que l'erreur verticale. Zhu et Hall [Zhu et Hall, 2002] a réalisé la même observation suite à une mesure du champ de déplacement obtenue par une corrélation effectuée directement sur les signaux échographiques. Par conséquent, il est probable que l'erreur de mesure provienne de l'acquisition d'images et non de l'application de la méthode de CIN. En effet, on constate, Figure II.7, que les aponévroses et les fibres sont réparties horizontalement. En conséquence, il est plus difficile de mesurer précisément les déplacements horizontaux que les déplacements verticaux par la CIN dans ce contexte.

Au vu de la Figure III.7, bien que les écarts-types de chaque couple soient tous dans la même gamme de valeurs et donc globalement identiques, les couples caractérisés par une dynamique de 42, 54 et 57 dB apparaissent comme ayant les écarts types les plus faibles. Cependant, une faible différence étant constatée entre ces trois différents couples, une analyse statistique (test de Student non apparié) a été menée afin de voir si les valeurs étaient significativement différentes.



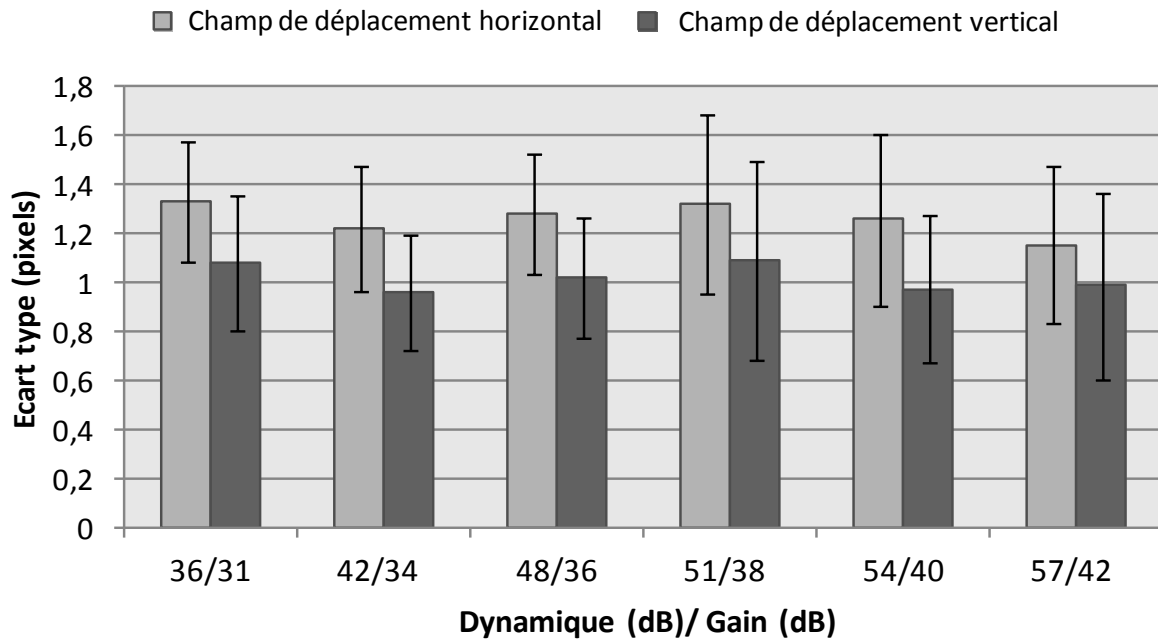


Figure III.7 : Quantification de l'écart type sur le champ de déplacement mesuré entre les différentes images échographiques de la cuisse ne possédant aucun chargement.

La Figure III.8 présente l'analyse ANOVA réalisée sur les trois écarts types précédemment identifiés. Au vu de cette analyse, les couples ne présentent aucune différence statistique. Par conséquent, le couple possédant **une dynamique de 42 dB et un gain de 34 dB**, présentant l'histogramme de niveaux de gris le plus large, a été retenu pour réaliser la mesure par CIN.

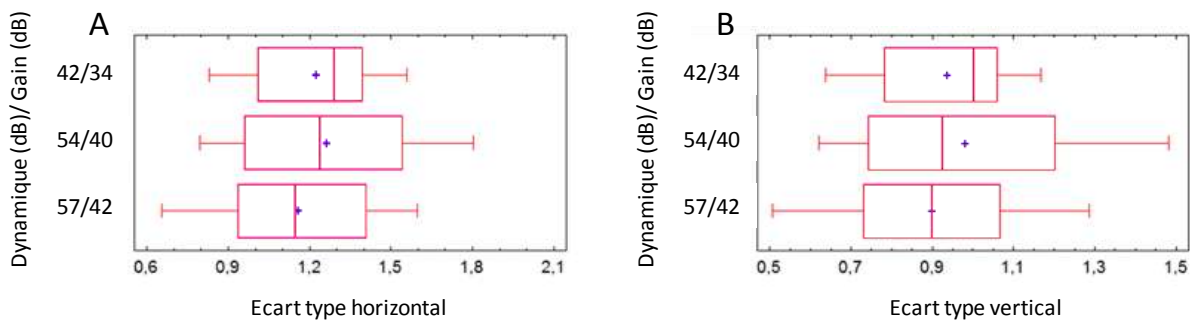


Figure III.8 : Analyse de la variance (ANOVA) réalisée pour les couples gain / dynamique de 42/34, 54/40 et 57/42 dB. (A) Ecart type des déplacements horizontaux, (B) Ecart type des déplacements verticaux.



## 2.4. Résumé des paramètres d'acquisition

Le Tableau III.2 résume les paramètres d'acquisition définis comme optimaux du point de vue de la CIN.

*Tableau III.2 : Paramètres d'acquisition échographique identifiés comme optimaux pour réaliser la CIN sur les tissus mous de la cuisse.*

Nom	Réglage effectué
Fréquence	9 MHz
Gain	34
Dynamique	42
Niveau de gris	Carte J
Cross X beam	Désactivé
Virtual convex	Désactivé
Densité de ligne	4 (max)
SRI HD	0 (min)
Rejet	0 (min)
Focale	Cas par cas, 1 à 3 focales en bas de l'image
Coded harmonic imaging	Activé
Niveau de bruit	0 (min)
TGC	Fixé identique (au centre) sur toute la profondeur

## 2.5. Auto-corrélation du mouchetis

L'évaluation du rayon d'auto-corrélation est un indice permettant de déterminer la taille de maille minimale nécessaire au bon fonctionnement de la CIN. La Figure III.9A représente le mouchetis, acquis sur la zone antérieure de la cuisse, utilisé pour cette analyse. A partir de ce mouchetis, la fonction d'auto-corrélation a été déduite (Figure III.9B). Une auto-corrélation élevée (rouge) est signe que les images sont quasi-similaires et que la CIN aura donc du mal à se dérouler. Au contraire, une auto-corrélation faible (bleue) est signe que le mouchetis est de bonne qualité et que la CIN se déroulera correctement. La Figure III.9C représente la fonction d'auto-corrélation centrée pour des décalages horizontaux puis verticaux. Le seuil en pointillés est défini comme le rayon à mi-hauteur de la fonction d'auto-corrélation par rapport à l'image de référence [Bornert et al.,2009]. La fonction d'auto-corrélation verticale montre qu'une taille de maille de 5 pixels est suffisante pour la CIN tandis que la fonction d'auto-corrélation horizontale répond au critère pour une taille de maille de 24 pixels. Ces deux valeurs différentes révèlent l'anisotropie du mouchetis.

En conclusion, dans ce cas précis, il est nécessaire d'avoir une taille de maille de 24 pixels pour réaliser une CIN répondant au critère d'auto-corrélation. Une telle taille de maille conduisant à un trop faible nombre de points de mesure, le choix d'une taille de maille de 8 pixels a été fait. Il répond au critère d'auto-corrélation vertical. Dans la suite de cette étude, le champ de déplacement mesuré horizontalement sera donc à interpréter avec un certain recul.

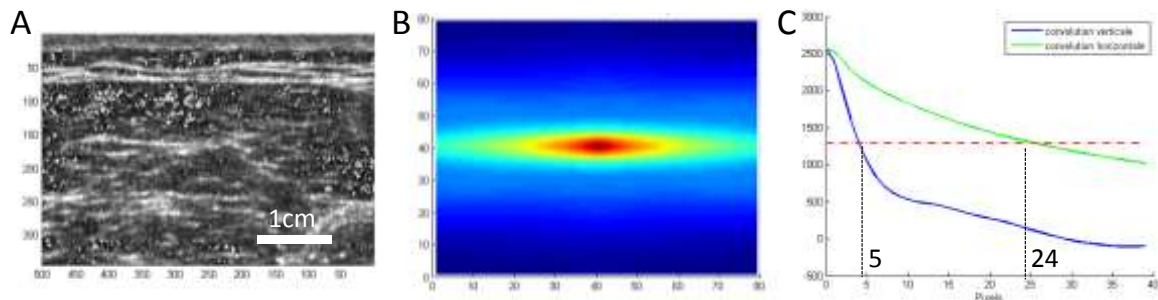


Figure III.9 : (A) Mouchetis, (B) fonction d'auto-corrélation et (C) rayons de la fonction d'auto-corrélation centrée déterminés dans les directions horizontale et verticale.

## 2.6. Quantification de l'erreur aléatoire sur les déplacements

L'erreur aléatoire de mesure, révélatrice du bruit expérimental, est caractérisée par l'écart-type du champ de déplacement obtenu entre deux images de même chargement, comme décrit précédemment. Cette quantification de l'écart-type est nécessaire pour la construction de l'exemple numérique et lors de l'analyse du champ de déformation. Le Tableau III.3 synthétise les valeurs de l'écart-type calculées pour des tailles de maille de CIN de 4, 8 et 16 pixels, pour le fantôme ainsi que pour les tissus mous de la cuisse.

Tableau III.3 : Quantification de l'écart type sur le fantôme et sur les tissus mous de la cuisse suite à la mesure du champ de déplacement entre les différentes images échographiques acquises sans chargement.

Taille de maille (pixels)	Fantôme			Tissus mous		
	4	8	16	4	8	16
Ecart type vertical (pixels)	0,83	0,39	0,19	1,46	1,293	0,89
Ecart type vertical (mm)	0,058	0,027	0,013	0,103	0,091	0,063
Ecart type horizontal (pixels)	0,99	0,48	0,26	1,98	1,79	1,28
Ecart type horizontal (mm)	0,069	0,034	0,018	0,139	0,136	0,09

Dans un premier temps, on constate que l'écart-type évalué pour le fantôme est beaucoup plus faible que celui calculé pour les tissus mous, et ceci quelle que soit la taille de maille. Ce résultat était attendu car le muscle est un tissu vivant produisant de petites contractions fibrillaires involontaires et qu'il est fortement vascularisé. En conséquence, l'hypothèse d'une erreur aléatoire peut être remise en cause pour l'étude *in vivo*, puisque les tissus au sein de la cuisse peuvent être sujets à des déplacements non contrôlés.

De plus, les résultats du Tableau III.3 et de la Figure III.7 sont légèrement différents. En plus des déplacements non contrôlés, cette différence peut s'expliquer par le fait que les paramètres d'acquisition échographique ont été optimisés sur plusieurs personnes (N=8) alors que l'erreur aléatoire a été quantifiée sur un seul sujet. Les deux sexes ont été mis à contribution pour l'optimisation des paramètres d'acquisition. Les femmes présentant généralement une infiltration graisseuse plus importante dans les muscles de la cuisse [Debernard, 2011], la facilité de corrélation a été accrue dans l'étude précédente par la présence d'un meilleur mouchetis.

Les Figures III.10A et III.10B présentent un autre indicateur de l'écart-type des déplacements, respectivement évalué sur le fantôme et sur la zone antérieure de la cuisse, pour des tailles de maille de 4, 8, 16 et 32 pixels. Cette analyse, proposée sur Correli\_Q4, consiste à réaliser une CIN entre une image de référence et cette même image décalée artificiellement de 0,5 pixel dans la direction horizontale pour estimer l'écart-type du champ de déplacement.

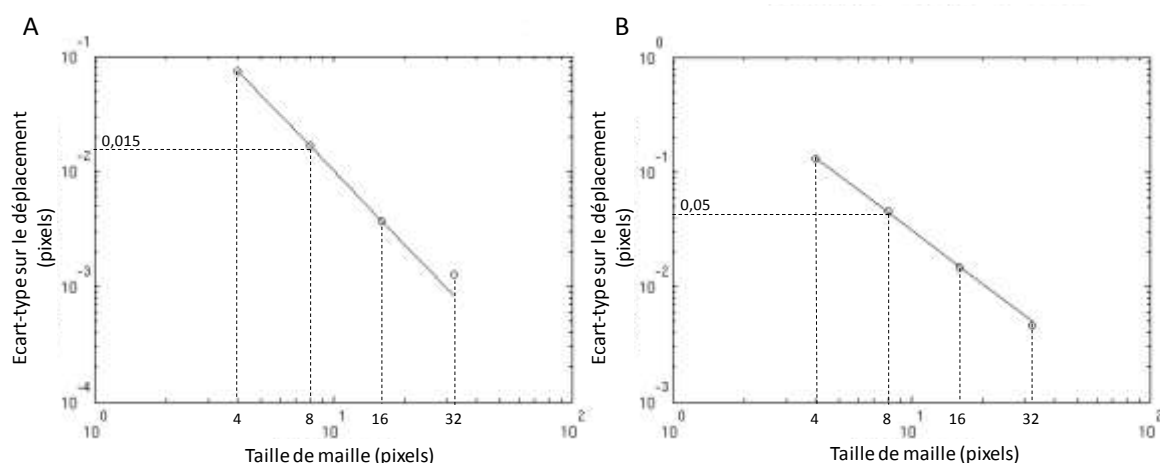


Figure III.10 : Ecart type sur le déplacement, représentatif du mouchetis, en fonction de la taille de maille suite à l'analyse (A) d'une acquisition sur fantôme, (B) d'une acquisition *in vivo* sur la zone antérieure de la cuisse.

Cet indicateur révèle que, pour une taille de maille de 8 pixels, l'incertitude est de 0,015 pixels sur le fantôme et de 0,05 pixels sur la cuisse. Par conséquent, l'erreur aléatoire quantifiée dans le Tableau III.3, très supérieure (dans les directions verticale et horizontale), **n'est pas représentative uniquement du mouchetis**. Cette figure est donc révélatrice d'un bruit supplémentaire dû à l'acquisition des images. Dans le cas des tissus *in vivo*, à ce bruit s'ajoutent les mouvements non contrôlés des tissus.

### **3. Analyse du champ de déplacement et du champ de déformation**

Le champ de déplacement est d'abord mesuré puis analysé. Ensuite, le champ de déformation est reconstruit à partir du champ de déplacement, par approximation diffuse. Ces deux champs sont acquis sur le fantôme CIRS puis sur les tissus mous de la cuisse. Les résultats de cette analyse sont exposés ci-après.

#### **3.1. Etude *in vitro***

##### **3.1.1. Champ de déplacement**

Les Figures III.11A-B présentent respectivement les images échographiques acquises sur fantôme pour des états de chargement nul et maximal (5,25 MPa). Les inclusions sont soumises au même chargement. La Figure III.11B montre néanmoins une déformation qui n'est pas identique pour les inclusions gauche et droite. Ceci suppose une différence de rigidité entre ces deux inclusions sphériques. En effet, l'inclusion gauche est plus déformée que celle de droite. Cette différence sera confirmée lors de l'analyse du champ de déplacement.

La Figure III.11C représente la cartographie du champ de déplacement mesuré le long de l'axe vertical (axe Y). Comme prévu, les déplacements les plus faibles (couleur bleue) sont localisés en profondeur tandis que les déplacements les plus importants (rouge) sont observés à proximité de la surface de chargement (7 mm). Par ailleurs, un gradient du champ de déplacement plus élevé est observé sur le côté gauche. Ce fort gradient traduit une plus faible rigidité de l'inclusion. Ce résultat est confirmé par les données du constructeur (section II.3.1.3) puisque le module de Young est de  $14 \pm 4$  kPa pour l'inclusion de gauche et de  $45 \pm 8$  kPa pour l'inclusion droite. Ces résultats sont en accord avec les observations morphologiques faites sur les images échographiques et sont une première validation qualitative de la mesure du champ de déplacement.

La Figure III.11D illustre la cartographie du champ de déplacement mesuré le long de l'axe horizontal (axe X). En observant le champ de déplacement au niveau des deux insertions sphériques, on constate, qu'au niveau de l'insertion gauche, un fort gradient est présent (couleurs rouge, orange et jaune). Ce gradient traduit une déformation horizontale importante.

Au contraire, l'insertion sphérique droite présente un gradient faible (couleur unique jaune). Ces observations sont également en accord avec les acquisitions échographiques.

La mesure du champ de déplacement à partir des images échographiques est en accord avec les observations visuelles. Ces résultats sont donc encourageants. Cependant, une validation rigoureuse de la mesure du champ de déplacement passe par la représentation de la cartographie du champ de déformation, comme détaillé ci-après.

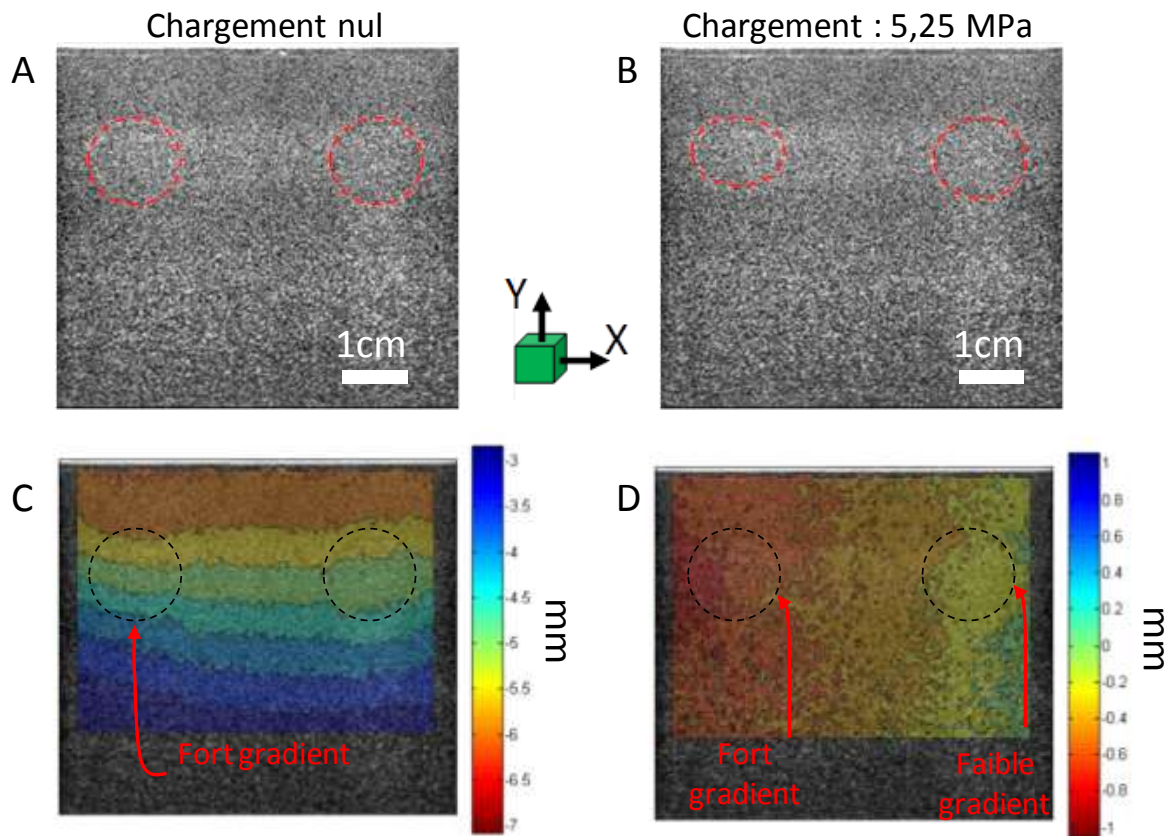


Figure III.11 : Acquisitions échographiques sur fantôme (A) à l'état non contraint et (B) sous un chargement de 5,25 MPa. Cartographies du champ de déplacement mesuré (C) selon la direction verticale et (D) selon la direction horizontale.

### 3.1.2. Champ de déformation

Les Figures III.12, III.13 et III.14 illustrent les cartographies respectivement du champ de déformation horizontal ( $\epsilon_{xx}$ ), du champ de déformation vertical ( $\epsilon_{yy}$ ) et du champ de cisaillement ( $\epsilon_{xy}$ ). Sur ces trois figures, lorsqu'un faible rayon de filtrage, 4 point de données, est utilisé (Figure III.12A-D-G, III.13A-D-G, III.14A-D-G), seul le bruit de mesure est

observable. Un tel rayon de filtrage ne permet donc pas l'interprétation du champ de déformation. Au contraire, pour un fort rayon de filtrage de 16 points de donnée couplé à une taille de maille de 16 pixels, le champ de déformation présente trop de filtrage (Figure III.12I, III.13I, III.14I). En effet, pour le champ de cisaillement (Figure III.14I), les inclusions deviennent indiscernables. Bien que le filtrage soit moindre, la même observation est réalisée pour un rayon de 8 points de donnée. En conclusion, **cette taille de maille (16 pixels) est à éviter dans la reconstruction de la cartographie du champ de déformation et, par conséquent, dans la mesure du champ de déplacement.**

**Les cartographies ayant une taille de maille de 4 pixels** possèdent plus d'informations. Pour cette taille de maille, la cartographie du champ de cisaillement décrivant le mieux les insertions est caractérisée par un rayon de filtrage de 16 points de donnée (Figure III.14C). Néanmoins, pour cette configuration, les contours des insertions sphériques ne sont pas clairement définis. Le bruit intrinsèque à cette mesure en est la cause. En effet, à l'observation des Figures III.12C, III.13C, III.14C, le bruit de mesure acquis pour une taille de maille de 4 pixels n'est pas totalement filtré. **Cette taille de maille n'a donc pas été retenu pour l'interprétation du champ de déformation.**

**Pour une taille de maille de 8 pixels**, la meilleure cartographie est obtenue pour des valeurs de rayons de filtrage comprises entre 8 et 16 points de donnée (Figures III.12E-F, III.13E-F, III.14E-F). Pour ces valeurs, l'insertion gauche étant moins rigide que la matrice, les Figures III.12E-F et III.13E-F présentent, en effet, des déformations cohérentes avec les déformations observées visuellement sur la Figure III.11B. De même, en ce qui concerne le cisaillement (Figures III.14.E-F), ces configurations révèlent bien trois matériaux : la matrice et les deux insertions et les contours des insertions sphériques sont clairement définis. Finalement, le champ de déformation de chaque insertion sphérique montre que la compression est quasi-homogènement répartie. Ceci est en accord avec la compression homogènement répartie comme introduit par Eshelby [Eshelby 1957, Eshelby 1959].

En conséquence, cette première analyse qualitative a permis de définir **une taille de maille de 8 pixels comme présentant les meilleures caractéristiques de mesure**. Afin d'interpréter le champ de déformation, il est maintenant nécessaire de préciser le rayon de filtrage optimal.

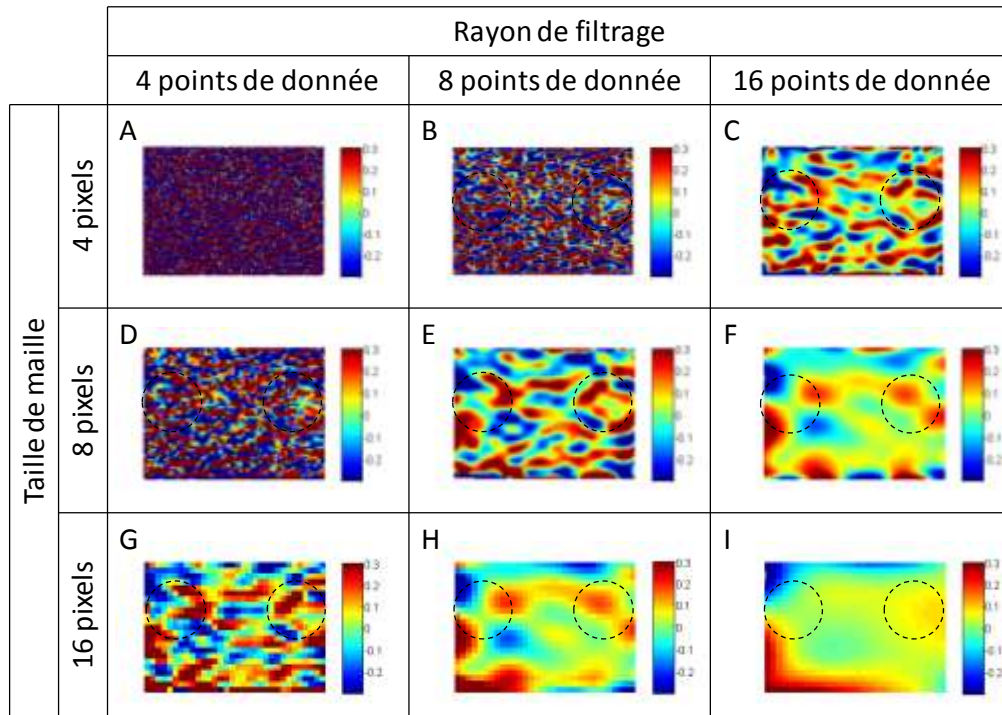


Figure III.12 : Cartographies du champ de déformation horizontal ( $\epsilon_{xx}$ ) en fonction de la taille de maille (exprimée en pixels) et de la taille du rayon de filtrage de valeurs respectives de : (A) 4, 4 (B) 4, 8 (C) 4,16 (D) 8, 4 (E) 8, 8 (F) 8, 16 (G) 16, 4 (H) 16, 8 (I) 16, 16.

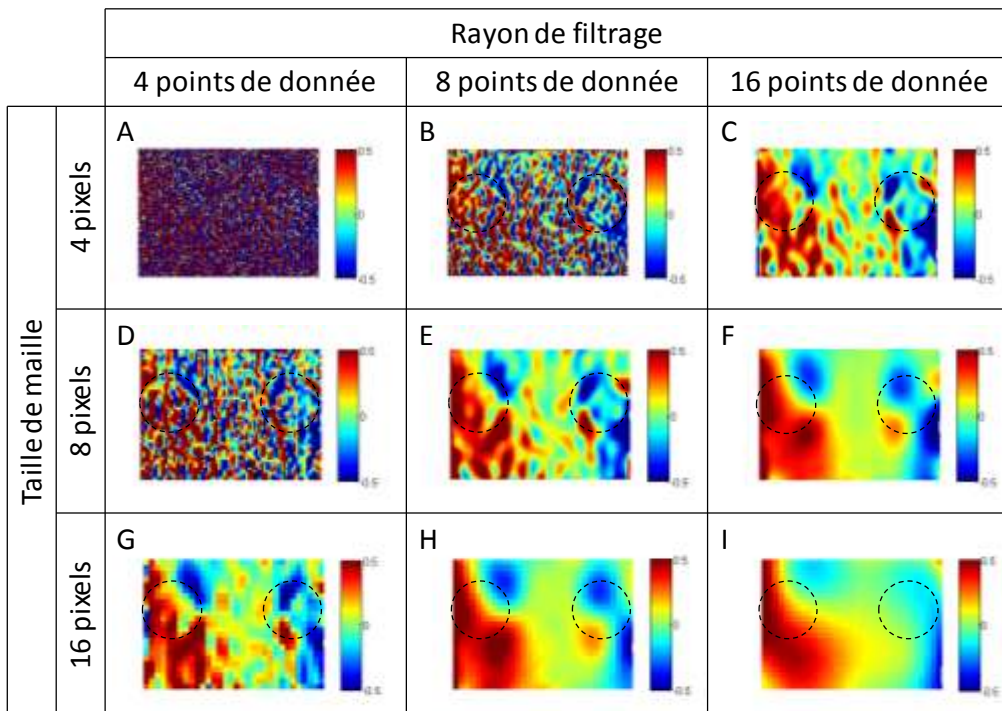


Figure III.13 : Cartographies du champ de déformation vertical ( $\epsilon_{yy}$ ) en fonction de la taille de maille (exprimée en pixels) et de la taille du rayon de filtrage de valeurs respectives de : (A) 4, 4 (B) 4, 8 (C) 4,16 (D) 8, 4 (E) 8, 8 (F) 8, 16 (G) 16, 4 (H) 16, 8 (I) 16, 16.



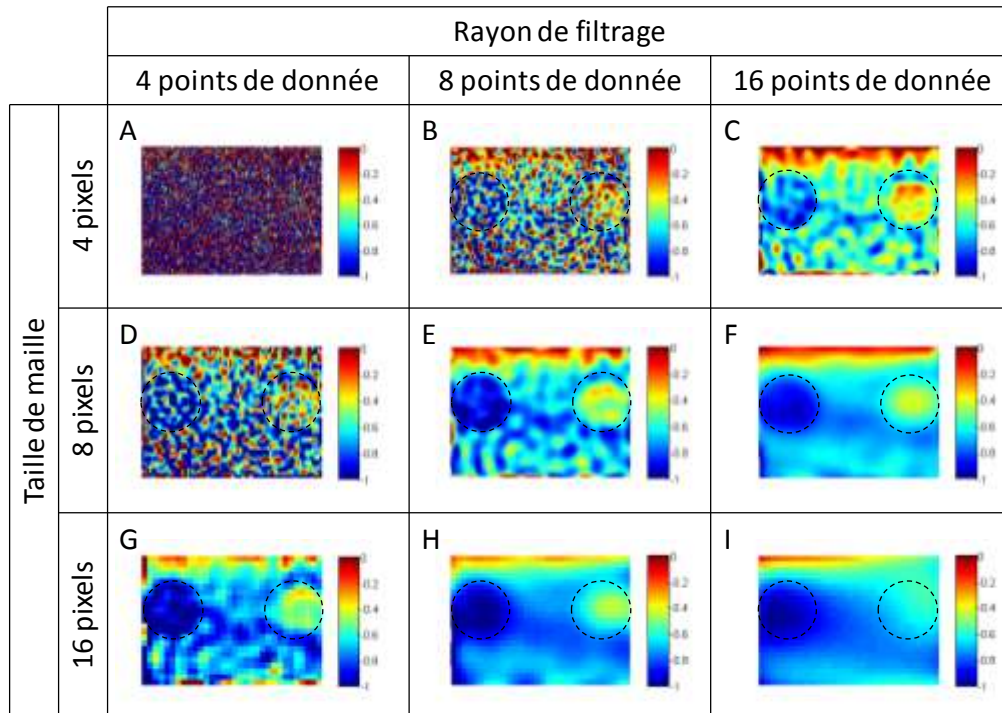


Figure III.14 : Cartographies du champ de cisaillement ( $\varepsilon_{xy}$ ) en fonction de la taille de maille (exprimée en pixels) et de la taille du rayon de filtrage de valeurs respectives de : (A) 4, 4 (B) 4, 8 (C) 4,16 (D) 8, 4 (E) 8, 8 (F) 8, 16 (G) 16, 4 (H) 16, 8 (I) 16, 16.

Les Figures III.15A, III.15B et III.15C illustrent respectivement l'évolution de l'écart-type du champ de déformation en fonction du rayon diffus pour les déformations horizontale, verticale et de cisaillement (courbes bleues). Les résultats montrent que l'écart-type diminue rapidement avec le rayon de filtrage. Sur les Figures III.15A-B, une autre courbe (rouge) est représentée. Elle montre l'évolution de l'écart-type de l'erreur aléatoire sur les déformations mesurées en fonction du rayon de filtrage pour un bruit blanc gaussien d'écart-types horizontal de 0,39 pixels et vertical de 0,48 pixels sur les champs de déplacement (Tableau III.3 – équation (II.21)). Pour rappel, ces valeurs ont été déterminées à partir d'une CIN entre deux images non chargées (section II.3.2.3). A partir de ces courbes, un seuil de filtrage défini optimal peut être déterminé (ligne en pointillés). Le principe, déjà détaillé en section II.3.3.2, est rappelé ci-après.

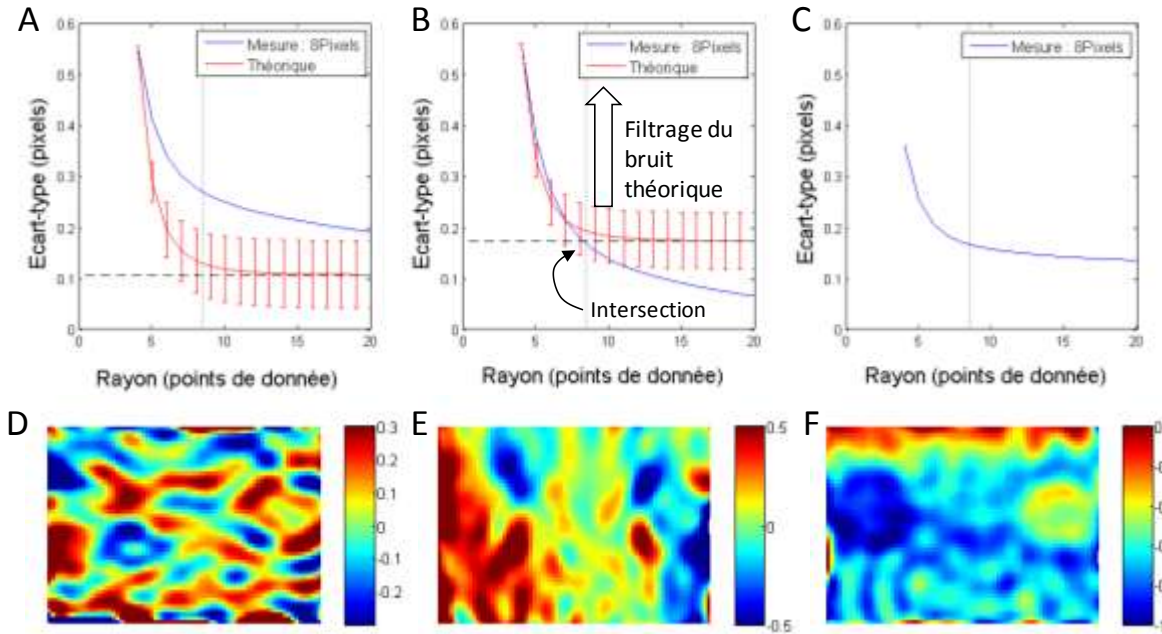


Figure III.15 : Evolution de l'écart type du champ de déformation (courbes bleues) et de l'écart-type du bruit théorique de mesure (courbes rouges) pour une taille de maille de 8 pixels en fonction du rayon de filtrage. (A) Déformation horizontale,  $\epsilon_{xx}$ , (B) déformation verticale,  $\epsilon_{yy}$ , (C) cisaillement,  $\epsilon_{xy}$ . Cartographies du champ de déformation associées pour une taille de rayon de filtrage de 9 points de donnée. (D) Déformation horizontale,  $\epsilon_{xx}$ , (E) déformation verticale,  $\epsilon_{yy}$ , (F) cisaillement,  $\epsilon_{xy}$ .

Les résultats de la Figure III.15A montrent que, quel que soit le rayon de filtrage, l'écart-type du champ de déformation est quasiment inclus dans l'intervalle d'incertitude de mesure. Par conséquent, dans ce cas, il faut être très critique quant à l'interprétation des résultats, l'écart type des déformations horizontales étant du même ordre de grandeur que l'écart type du bruit théorique.

Au contraire, la Figure III.15B montre que la ligne pointillée coupe la courbe de l'écart-type des déformations pour un rayon de 9 points de donnée. Ainsi, au dessus de cette valeur, la contribution du bruit de mesure sur le champ de déformation est considérée comme entièrement filtrée. **Par conséquent, pour les déformations verticales, un rayon de filtrage de 9 points de donnée associé à une taille de maille de 8 pixels est considéré optimal pour l'interprétation des résultats.**

Les Figures III.15D-E-F présentent respectivement les cartographies du champ de déformation horizontal, vertical et de cisaillement obtenues pour un rayon de filtrage de 9 points de donnée et une taille de maille de 8 pixels. Comme déduit de la Figure III.15A, les résultats de la Figure III.15D sont difficiles à analyser. En effet, la représentation du champ de déformation ne permet pas de localiser les inclusions sphériques, et ceci, en raison des faibles déformations engendrées par le test de compression dans la direction horizontale. La Figure III.15E montre un champ de déformation vertical important dans la zone inférieure gauche et un champ de déformation faible sur le côté inférieur droit. Ce champ de déformation est révélateur d'une inclusion ayant une rigidité inférieure à la matrice sur le côté gauche tandis que, à droite, l'inclusion est plus rigide que la matrice. Ces résultats sont en accord avec les observations morphologiques faites Figure III.11B et nos connaissances théoriques sur le fantôme. La Figure III.15F met finalement en évidence un fort cisaillement au niveau des inclusions sphériques. Ce cisaillement permet de localiser précisément les inclusions au sein du fantôme.

Les résultats des cartographies des déformations sont en accord avec les observations visuelles faites sur les acquisitions échographiques. Le couplage des techniques d'imagerie échographique et de CIN permet donc de mesurer le champ de déplacement sur un fantôme et de différencier les milieux par la représentation de la cartographie des déformations. La prochaine étape est alors d'appliquer et d'interpréter ces mesures du champ de déplacement et du champ de déformation *in vivo* sur les tissus mous.

### **3.2. Etude *in vivo***

A l'image de l'analyse des mesures du champ de déplacement et du champ de déformation déduites des images échographiques du fantôme, cette présente étude est réalisée sur les muscles de la cuisse.

#### **3.2.1. Champ de déplacement**

Les Figures III.16A-B présentent respectivement les images échographiques *in vivo* acquises sur la zone antérieure de la cuisse pour un état de chargement nul et un état de charge maximal (1 kPa). La compression de cette zone fait apparaître un glissement et des déformations notables au niveau de l'aponévrose.

La Figure III.16C représente la cartographie du champ de déplacement mesuré le long de l'axe vertical (axe Y). Cette cartographie est obtenue par CIN, réalisée uniquement dans la ROI délimitée par le contour rouge (Figure III.16A). Ces ROI ont été choisies car les bords des images échographiques ne possèdent pas une information suffisante pour le bon déroulement de la CIN. Comme attendu, les déplacements les plus faibles (couleur bleue) se trouvent en profondeur tandis que les déplacements les plus importants (rouge) sont observés à proximité du tissu adipeux.

La Figure III.16D présente la cartographie du champ de déplacement mesuré le long de l'axe horizontal (axe X). Un gradient de déplacement de 2 à 5 mm (flèches blanches) est observé autour de l'aponévrose située entre les muscles vastus intermedius (VI) et vastus medialis (VM). Ce résultat confirme le glissement qualitatif observé sur les images échographiques.

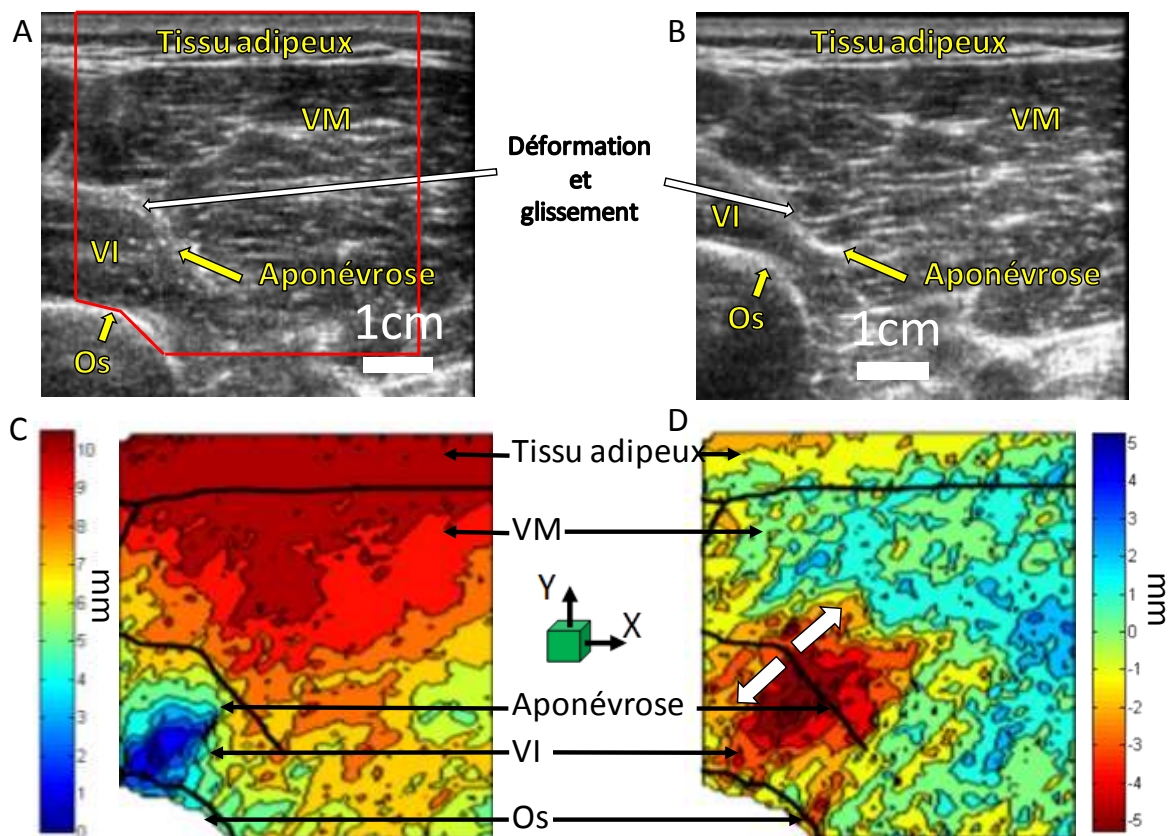


Figure III.16 : Acquisitions échographiques réalisées sur la zone antérieure de la cuisse (A) à l'état non chargé et (B) sous une charge de 1kPa. Cartographies du champ de déplacement associées : (C) champ de déplacement vertical et (D) champ de déplacement horizontal.

A l'image des acquisitions échographiques et des mesures de champs de déplacement effectuées sur la zone antérieure, des résultats similaires sont présentés pour les zones postérieure (Figures III.17E, III.17F, III.17G, III.17H), médiale (Figures III.17I, III.17J, III.17K, III.17L) et latérale (Figures III.17M, III.17N, III.17O, III.17P). Sur ces images échographiques, une forte déformation ou un fort glissement sont constatés aux alentours des aponévroses. Ces observations sont traduites par des champs de déplacement horizontaux (selon X) ayant de forts gradients dans les zones concernées.

Comme pour le fantôme, la mesure du champ de déplacement est en accord avec les observations directement faites sur les acquisitions échographiques. Ces résultats sont donc encourageants. Cependant, la validation de la mesure du champ de déplacement passe par la représentation de la cartographie du champ de déformation.



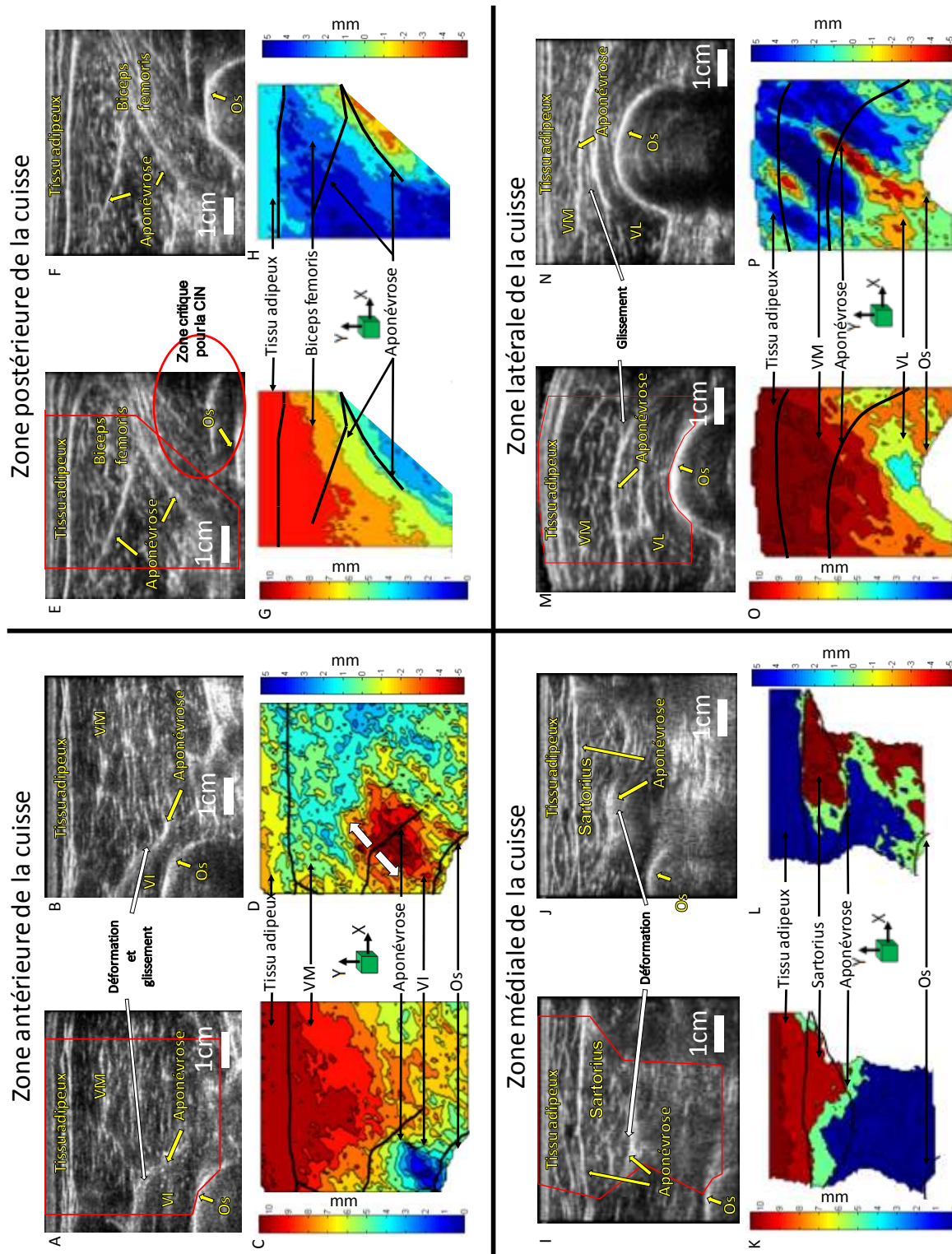


Figure III.17 : Acquisitions échographiques réalisées sur les différentes zones de la cuisse (A, E, I, M) à l'état non chargé et (B, F, J, N) sous une charge de 1kPa. Cartographies du champ de déplacement associées : (C, G, K, O) champs de déplacement vertical et (D, H, L, P) champs de déplacement horizontal. Les zones de la cuisse explorées sont respectivement les zones antérieure (A, B, C, D), postérieure (E, F, G, H), médiale (I, J, K, L) et latérale (M, N, O, P).

### 3.2.2. Champ de déformation

Les Figures III.18A, III.18B et III.18C montrent respectivement l'évolution de l'écart-type des déformations horizontale, verticale et du cisaillement en fonction du rayon de filtrage. Comme présenté pour le fantôme, les courbes rouges illustrent l'évolution de l'écart-type de l'erreur aléatoire théorique sur la mesure. Cette erreur aléatoire a été quantifiée dans une étude préliminaire (Tableau III.3) dans laquelle l'écart type sur les déplacements a été considéré comme blanc gaussien. Ces écarts-types, pour rappel, ont été fixés à 1,29 pixels horizontalement et à 1,78 pixels verticalement.

Sur la Figure III.18A, quel que soit le rayon de filtrage, l'écart-type du champ de déformation est inclus dans l'intervalle d'incertitude de mesure. Par conséquent, comme pour le fantôme, il faut être critique quant à l'analyse du champ de déformation horizontal. La Figure III.18B montre que le seuil en pointillé coupe la courbe de l'écart type du champ de déformation pour un rayon de 13 points de donnée. En conséquence, au dessus d'un rayon de 13 points de donnée, l'information est dégradée tandis qu'en dessous, seul le bruit est considéré comme filtré.

Les Figures III.18D, III.18E et III.18F présentent respectivement les cartographies du champ de déformation horizontal, vertical et du cisaillement obtenues, zone antérieure, pour un rayon de filtrage de 13 points de donnée et une taille de maille de 8 pixels. Au niveau de l'aponévrose, les déformations horizontales (Figures III.18D), verticales (Figures III.18E) et le cisaillement (Figures III.18F) sont élevés. Ceci est caractéristique du glissement déjà identifié Figure III.17. De plus, la Figure III.18E montre un niveau de déformation élevé au niveau du tissu adipeux. Cette déformation permet de confirmer les résultats déjà présents dans la littérature, à savoir que le tissu adipeux possède une raideur inférieure à celle du muscle. Ces résultats, qui confirment les observations faites sur les acquisitions échographiques, permettent la différenciation des diverses couches de tissus. Ces résultats sont encourageants pour l'étape suivante d'identification des propriétés mécaniques.

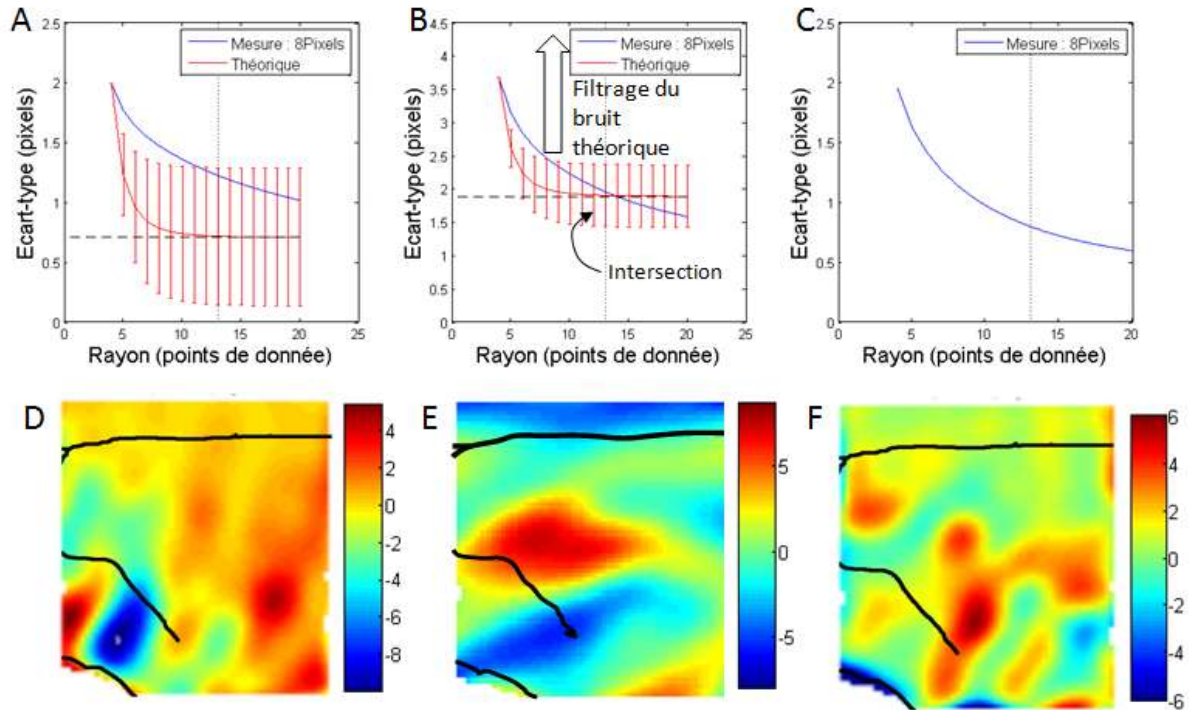


Figure III.18 : Evolution de l'écart type du champ de déformation (courbes bleues) et de l'écart-type de l'erreur aléatoire de mesure (courbes rouges) en fonction du rayon de filtrage. Les écarts types sont évalués pour des tailles de maille de 8 pixels sur la zone antérieure de la cuisse : (A) déformation horizontale,  $\epsilon_{xx}$ , (B) déformation verticale,  $\epsilon_{yy}$ , (C) cisaillement,  $\epsilon_{xy}$ . Cartographies du champ de déformation associées pour une taille de rayon de filtrage de 13 points de donnée : (D) déformation horizontale,  $\epsilon_{xx}$ , (E) déformation verticale,  $\epsilon_{yy}$ , (F) cisaillement,  $\epsilon_{xy}$ .

De la même manière, les cartographies des déformations dans les zones postérieure (Figure III.19A-B-C), latérale (Figure III.19D-E-F) et médiale (Figure III.19G-H-I) sont aussi représentées. Un rayon de filtrage de 13 points de donnée est utilisé pour la reconstruction des déformations.

Sur les cartographies des déformations horizontales,  $\epsilon_{xx}$  (Figure III.19A-D-G), on aperçoit peu de déformations à l'interface tissu adipeux/tissu musculaire. Au contraire, de forts gradients, caractéristiques de déformations ou de glissements importants, sont visibles à proximité des aponévroses.

De la même manière que pour le champ de déplacement, les déformations verticales,  $\epsilon_{yy}$ , font ressortir un fort gradient près des différentes aponévroses. Elles confirment les observations



visuelles. La Figure III.19E montre un fort gradient (rouge / bleu). Ce gradient traduit à la fois un léger déplacement des muscles autour de l'os (rotation) et un fort glissement au niveau des aponévroses. Finalement, la Figure III.19H fait apparaître un fort gradient de déformation au sein du sartorius. De fortes déformations étaient déjà visibles pour ce muscle sur les Figures III.17I-J. Les cartographies de cisaillement ne sont pas facilement interprétables mais révèlent, de la même manière, de forts glissements dans la région aponévrotique.

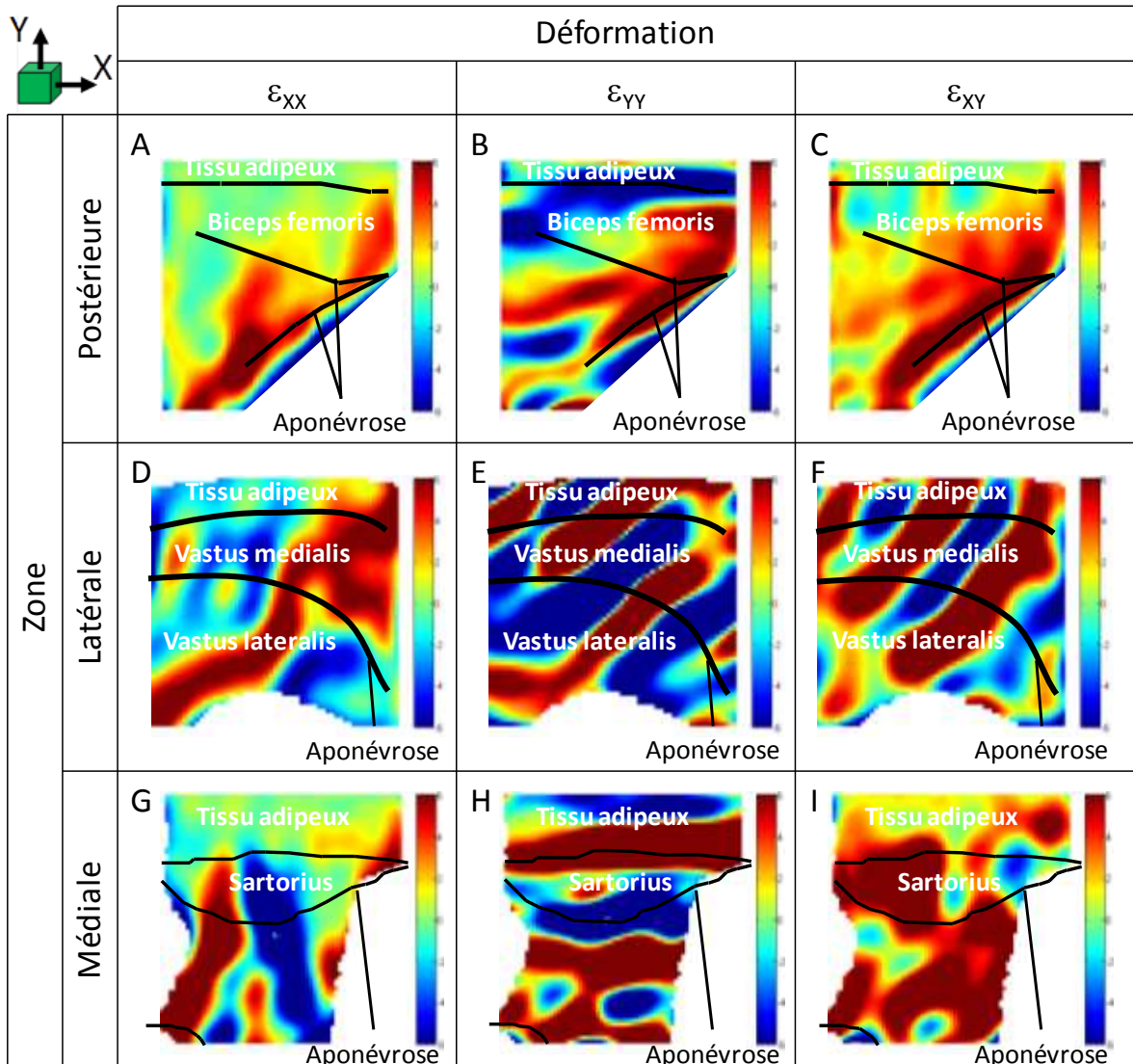


Figure III.19 : Cartographies du champ de déformation obtenues pour une taille de rayon de filtrage de 13 points de donnée : (A-D-G) Déformations horizontales,  $\epsilon_{xx}$ , (B-E-H) déformations verticales,  $\epsilon_{yy}$ , (C-F-I) cisaillement,  $\epsilon_{xy}$ . Les déformations correspondent aux zones postérieure, latérale et médiale de la cuisse.

### 3.3. Résumé de la mesure de champ

Dans cette partie, la mesure du champ de déplacement a, dans un premier temps, été effectuée *in vitro* sur fantôme. Cette mesure de champ a alors été validée de deux manières :

- par des observations visuelles,
- par la mesure des cartographies du champ de déformation.

Cette étude a validé le protocole expérimental de couplage des techniques échographiques et de CIN sur un fantôme. Cependant, certains résultats sont à relativiser sur le bord de la ROI sélectionnée. En effet, les acquisitions échographiques sont de moins bonne qualité sur les contours de l'image, ce qui a pour conséquence de dégrader la mesure du champ de déplacement. De plus, la mesure étant en 2D, les déplacements longitudinaux ne sont pas pris en compte, ce qui peut fausser la mesure. Enfin, le plan sur lequel est effectuée l'acquisition des images échographiques peut être modifié par des translations et des rotations suite au chargement. Aussi, la mesure est d'autant plus faussée en profondeur. Par la suite, le champ de déplacement a été mesuré *in vivo* sur les quatre zones d'intérêt de la cuisse. Les Figures III.17C-D, III.17G-H, III.13K-L et III.17O-P illustrent les cartographies du champ de déplacement mesurées. Dans la suite de ces résultats, les cartographies des champs de déplacement obtenues sont à la base de l'identification des propriétés mécaniques des muscles de la cuisse.

## 4. Choix de l'algorithme de minimisation

Cette partie a comme objectif de déterminer l'algorithme le plus adéquat à l'identification des paramètres matériau. Différentes observations (Tableau III.4) ont été faites et justifient le choix de l'algorithme dans la suite de cette étude.

Tableau III.4 : Avantages et inconvénients des différents algorithmes testés.

Algorithme	Avantages et inconvénients	Erreur commise suite à l'identification pour un exemple numérique simulant le champ de déplacement mesuré, sans bruit, lors d'une contention	
		Paramètres $C_{10}$	Paramètres D
Gradient à pas fixe	L'erreur d'identification est élevée sur les paramètres $C_{10}$ . Cela vient du fait que le calcul du gradient ne suffit pas à la minimisation lorsque les déplacements sont peu sensibles à un paramètre (section III.1).	8,7 à 45,4 %	0,11 à 2,5 %
Simplexe	L'erreur d'identification est très élevée sur les paramètres $C_{10}$ . Cela vient probablement du nombre important de paramètres qui induit une fonction coût à la vallée peu prononcée (section III.1).	57,3 à 222,7 %	1,7 à 6,2%
Génétique	Bien que cet algorithme converge vers un minimum global, il est trop coûteux en temps de calcul pour permettre une identification efficace. Au vu des paramètres choisis (150 itérations – 150 individus), nous sommes assez loin des solutions attendues. De plus, la fonction coût ayant une forme convexe, sans minima locaux, il n'est pas nécessaire d'utiliser un tel type d'algorithme.	50 à 204,5 %	1,2 à 8,5 %

Au vu de ces résultats, l'algorithme qui présente la meilleure identification est **l'algorithme de gradient à pas fixe**. Par conséquent, dans notre cas, un algorithme de descente a été utilisé. En raison du calcul du pas optimal et de l'approche quadratique facilitant la convergence, **l'algorithme BFGS a été choisi pour mener l'identification des propriétés mécaniques dans la suite de la thèse.**

## 5. Identification des propriétés mécaniques des muscles de la cuisse

Cette partie a comme objectif de caractériser les propriétés mécaniques des muscles de la cuisse. Cependant, comme conclu lors de l'analyse de sensibilité, le test de compression mis en œuvre apparaît comme peu sensible aux paramètres  $D$ , paramètres liés à la variation volumique. En conséquence, afin de quantifier l'erreur d'identification, un exemple numérique, dans lequel les mesures ont été simulées avec des caractéristiques mécaniques connues, a été développé. La partie qui suit présente donc les résultats de cette erreur d'identification sur les paramètres néo-Hookeens. Au vu de ces résultats, une seconde partie quantifie les erreurs lorsqu'une réduction du nombre de paramètres mécaniques  $D$  à identifier est mise en place.

Ensuite, les deux dernières parties sont consacrées à l'identification des paramètres matériau à partir de données expérimentales *in vivo*. Dans un premier temps, l'hypothèse de paramètres identiques pour l'ensemble du tissu musculaire est adoptée. Une identification des paramètres mécaniques de chaque ensemble est également réalisée en regroupant certains paramètres  $D$ . Enfin, les résultats préliminaires de l'identification par réduction de modèle sont exposés.

### 5.1. Quantification de l'erreur d'identification – exemple numérique

#### 5.1.1. Identification des 10 paramètres mécaniques

Les Figures III.20A-B présentent les résultats de l'erreur d'identification, respectivement pour les paramètres  $C_{10}$  et  $D$ , obtenus à partir de l'exemple numérique pour les différents tissus. Deux cas, avec et sans bruit de mesure expérimental, sont respectivement analysés.

Les faibles erreurs d'identification obtenues sans bruit ( $< 2\%$ ), pour les deux paramètres, valident l'approche inverse développée et l'utilisation de l'algorithme BFGS lors de l'étape de minimisation.

En présence d'un bruit représentatif de l'expérience, l'erreur d'identification calculée pour les paramètres  $C_{10}$  est très faible ( $< 5\%$ ) comparée à l'erreur obtenue pour les paramètres  $D$  (de 7,5 à 37%). Ces résultats démontrent que, si les paramètres  $C_{10}$  sont précisément évalués,

l'identification des paramètres D demande quelques ajustements. Ces résultats sont en accord avec l'analyse de sensibilité.

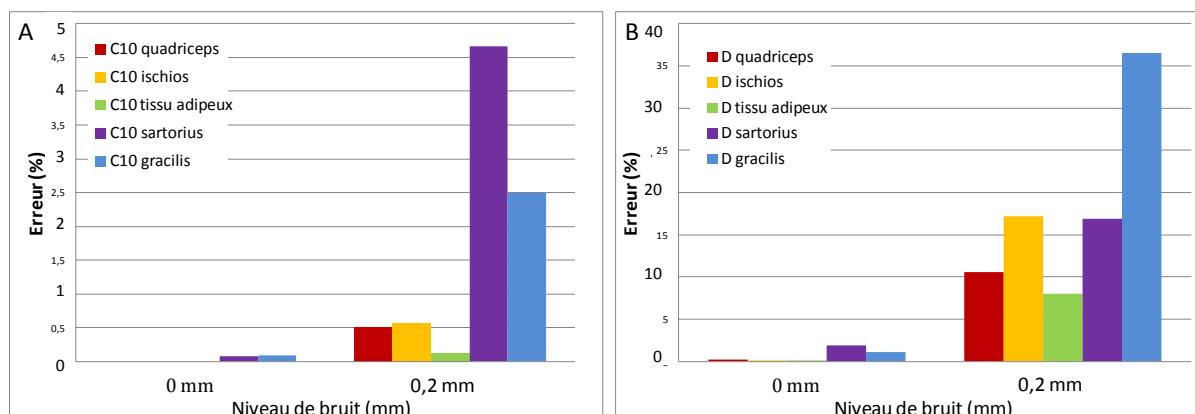


Figure III.20 : Erreurs relatives commises lors de l'identification des paramètres (A)  $C_{10}$  et (B)  $D$  des tissus de la cuisse à partir de l'exemple numérique pour des bruits d'écart-types de 0 et 0,2 mm.

### 5.1.2. Hypothèse simplificatrice : identification de 8 paramètres mécaniques

Afin d'améliorer la précision lors de l'identification des paramètres D, les paramètres de compressibilité ( $D$ ) de trois sous-ensembles (gracilis, sartorius et ischios) ont été regroupés. Cette hypothèse est cohérente étant données leurs propriétés morphologiques et fonctionnelles similaires. Les Figures III.21A-B présentent les nouvelles erreurs d'identification obtenues pour chacun des paramètres  $C_{10}$  et  $D$  avec cette hypothèse.

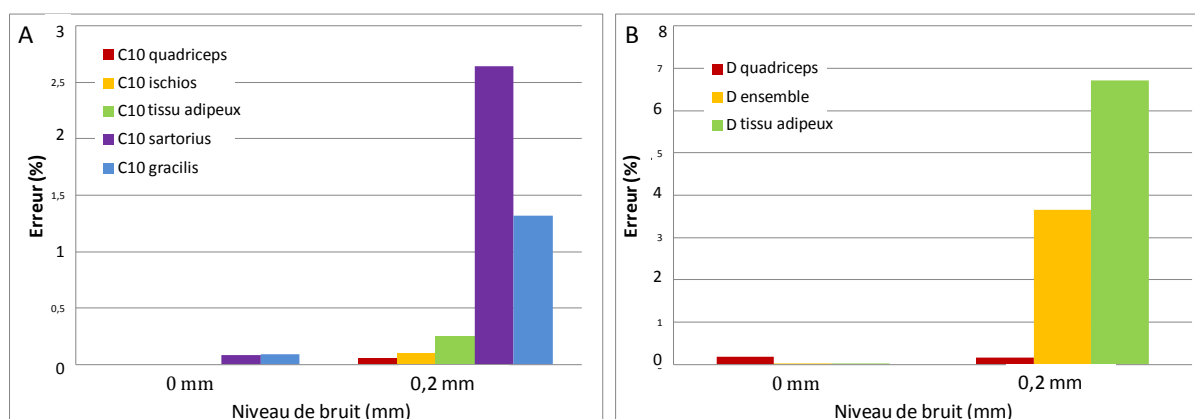


Figure III.21 : Erreurs relatives commises lors de l'identification des paramètres (A)  $C_{10}$  et (B)  $D$  des tissus de la cuisse pour des bruits d'écart-types de 0 et 0,2 mm. Le paramètre  $D$  de l'ensemble musculaire regroupe les paramètres  $D$  de trois sous-ensembles (gracilis, sartorius et ischios).

La Figure III.21A montre que l'erreur sur l'identification des paramètres  $C_{10}$  est maintenant inférieure à 3 % pour un écart-type du bruit de 0,2 mm et inférieure à 0,2 % sans bruit. Ainsi, l'erreur d'identification des 5 paramètres  $C_{10}$  est plus faible que dans la précédente identification où les 10 paramètres  $C_{10}$  et D étaient identifiés (4,6 %).

La figure III.21B présente les erreurs d'identification obtenues pour les paramètres D du quadriceps, du tissu adipeux et du groupe musculaire alors composé des ischios, du sartorius et du gracilis. Les résultats montrent une erreur d'identification inférieure à 7 % pour un bruit représentatif de la mesure expérimentale. Cette erreur est très inférieure à celle précédemment calculée lors de l'identification des 10 paramètres, et ce, quel que soit le bruit de mesure (0 et 0,2 mm). Cette différence peut être expliquée par le fait que la fonction coût a une sensibilité moindre pour les paramètres D. De plus, le sartorius et le gracilis étant deux petits muscles, le nombre de points de mesure du champ de déplacement au sein de ces ensembles est faible. Ceci explique la dégradation de l'identification quand tous les paramètres matériaux sont à identifier.

Cette étude, réalisée à partir d'un exemple numérique, est encourageante quant à l'identification des propriétés hyperélastiques des tissus mous de la cuisse. Il apparaît en effet que le test mécanique mis en place, en considérant une connaissance de la force imposée, permet d'identifier les paramètres  $C_{10}$  et D avec une précision raisonnable (< 7 %). Dans la suite, nous identifierons les propriétés mécaniques à partir des mesures *in vivo* présentées dans la partie précédente (Figure III.17).

## **5.2. Caractérisation des propriétés mécaniques des muscles – application *in vivo***

Dans cette partie, une première étape consiste à identifier les paramètres mécaniques de l'ensemble du tissu musculaire et du tissu adipeux. Cette étape sert de validation par rapport aux données de la littérature. Ensuite, les résultats de l'identification des propriétés mécaniques pour chaque muscle sont exposés.

### **5.2.1. Identification des propriétés mécaniques du tissu adipeux et du tissu musculaire**

Pour cette identification, un intervalle de recherche différent de celui utilisé dans l'exemple numérique est nécessaire. Les bornes de chaque paramètre sont définies dans le Tableau III.5. Les propriétés néo-Hookéennes identifiées sont présentées dans ce même tableau ainsi que les valeurs identifiées par [Tran et al., 2007] et [Avril et al., 2010].

*Tableau III.5 : Paramètres néo-Hookéens identifiés pour les tissus musculaires et adipeux. Comparaison avec les résultats issus de la littérature.*

	Tissu adipeux		Tissu musculaire	
	$C_{10}$ (kPa)	$D$ (MPa <sup>-1</sup> )	$C_{10}$ (kPa)	$D$ (MPa <sup>-1</sup> )
Borne max	1,3	32	18	20
Borne min	0,5	25	8	11
Paramètres identifiés	0,64	29,4	11,6	11,9
Moyenne identifiée par [Avril et al. 2010]	0,65	25,7	11,3	27,1
Ecart d'identification relatif (%)	1,4	14,4	1,9	126,4
Moyenne identifiée par [Tran et al. 2010]			3,6	13,9
Ecart d'identification relatif (%)			217,8	16,4

Ce tableau révèle des résultats similaires à ceux obtenus par [Avril et al., 2010] à l'exception du paramètre  $D$  du tissu musculaire. Par conséquent, la faible erreur, obtenue pour trois paramètres sur quatre, valide une nouvelle fois la démarche d'identification bien que la zone étudiée ne soit pas la même (jambe et cuisse).

Au contraire, la comparaison avec les valeurs obtenues par [Tran et al, 2007] montre des résultats plus éloignés pour le paramètre  $C_{10}$  du tissu musculaire. Cela peut s'expliquer par le fait que le test d'indentation utilisé par Tran et al. induit un déplacement local sur le muscle contrairement au test de compression qui déforme globalement la structure du muscle. La différence peut aussi être due au fait que les tissus imagés ne proviennent pas de la même zone (avant-bras / cuisse) et peuvent donc présenter une variabilité dans leur comportement mécanique.

La démarche étant validée, la prochaine étape s'attache à identifier les propriétés mécaniques de chaque ensemble musculaire, conformément à l'exemple numérique.

### 5.2.2. Identification des propriétés mécaniques de chaque tissu musculaire

Pour cette identification, l'intervalle de recherche a été fixé comme précédemment puis raffiné au cours des identifications pour faciliter la convergence vers la solution. Les bornes de chaque paramètre sont définies dans le Tableau III.6. Les propriétés néo-Hookéennes identifiées sont aussi présentées dans ce tableau. Enfin, les paramètres élastiques caractérisés par [Bensamoun et al., 2006], traduits en paramètres néo-Hookéens (équation (II.44)), complètent ce tableau.

Tableau III.6 : Paramètres néo-Hookéens identifiés pour le tissu adipeux, le quadriceps, les ischios, le sartorius, le gracilis. Comparaison avec les résultats issus de la littérature.

	Tissu adipeux		Quadriceps		Ischios		Sartorius et gracilis	
	$C_{10}$ (kPa)	$D$ (MPa <sup>-1</sup> )	$C_{10}$ (kPa)	$D$ (MPa <sup>-1</sup> )	$C_{10}$ (kPa)	$D$ (MPa <sup>-1</sup> )	$C_{10}$ (kPa)	$D$ (MPa <sup>-1</sup> )
Borne max	0,7	31	12	14	20	13	22	13
Borne min	0,5	29	9	18	12	9	18	9
Paramètres identifiés	0,52	30,5	11,7	16,3	17,3	12,9	21,3	12,9
Paramètres identifiés par [Bensamoun et al. 2006]	1,6	/	3,5	/	/	/	7,5 et 4,4	/
Ecart d'identification relatif (%)	32,9	/	234,8	/	/	/	184 et 384,1	/

Les paramètres  $C_{10}$  et  $D$  du tissu adipeux se situent dans la même gamme que l'étude précédente, ce qui valide l'identification de ces paramètres. Les résultats, pour les divers paramètres musculaires, présentent au contraire une légère différence. En effet, pour les paramètres  $C_{10}$ , seuls les paramètres du quadriceps sont proches de ceux identifiés précédemment. Les autres sont tous supérieurs. Les paramètres  $D$  identifiés sont aussi supérieurs à ceux identifiés précédemment. Par ailleurs, bien que la comparaison des résultats avec [Bensamoun et al., 2006] montre des différences, la tendance des paramètres  $C_{10}$  est identique : le paramètre  $C_{10}$  du tissu adipeux est plus faible que celui du quadriceps et du complexe sartorius / gracilis. La différence des résultats peut s'expliquer par les sollicitations



(quasi-statique / dynamique) et hypothèses (hypothèses des petites perturbations / grandes déformations) différentes adoptées dans ces deux études.

### 5.3. Résultats préliminaires de l'identification par réduction de modèle

Comme nous l'avons vu précédemment (section II.4.3), dans l'idée de caractériser les propriétés mécaniques des muscles à différents états physiologiques et de réaliser un suivi temporel de ces caractéristiques, une réduction de modèle a été envisagée. Cette réduction de modèle est basée sur un couplage entre les techniques de POD et de krigeage (Figure III.22).

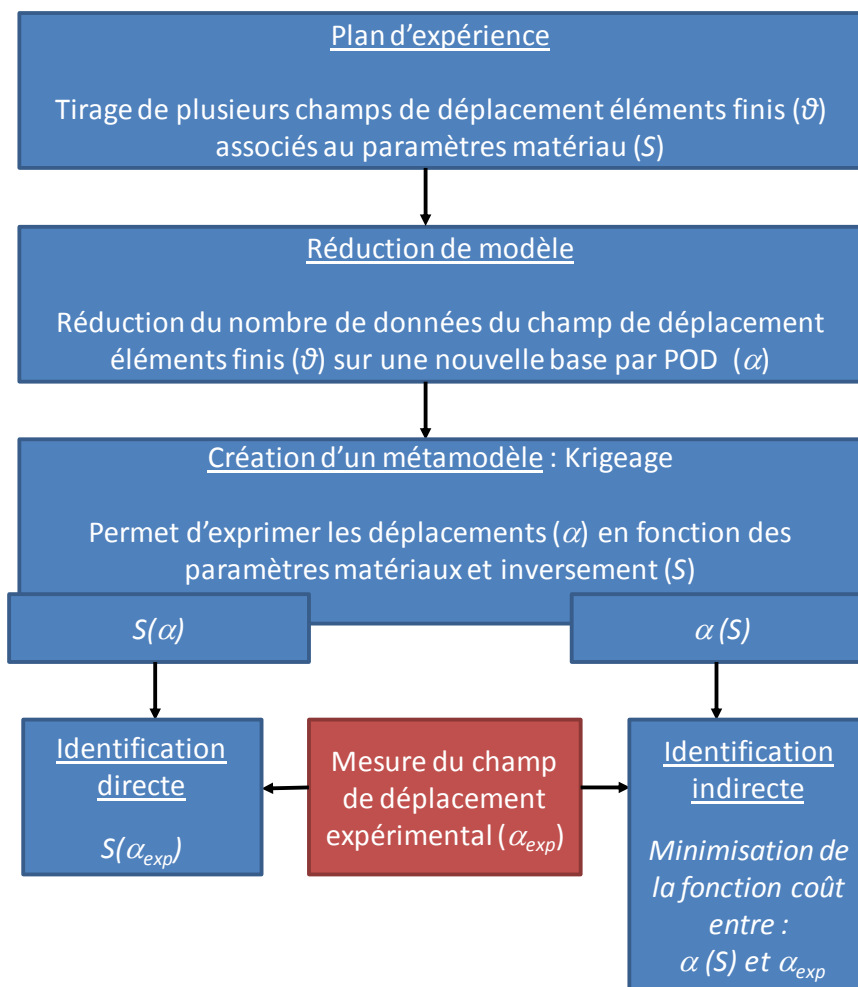


Figure III.22 : Illustration de la démarche d'identification par réduction de modèle et métamodèle mis en place.

L'ensemble de la méthodologie a été mise en œuvre au cours de cette thèse. Néanmoins, au fil des identifications sur l'exemple numérique, des erreurs trop importantes ont été obtenues. Si

les erreurs peuvent provenir d'une de ces deux techniques (krigeage ou POD), les analyses ont été, dans un premier temps, uniquement tournées vers la POD. Des études sur la réduction de modèle par krigeage devront donc être poursuivies pour valider l'ensemble de la méthodologie et ainsi réaliser une identification efficace des paramètres mécaniques. Dans la partie qui suit, **seule la démarche de réduction de modèle par POD est analysée**. Le nombre de vecteurs propres minimum à prendre en compte pour la reconstruction du champ de déplacement dans la base POD est par ailleurs déterminé.

La Figure III.23 présente l'évolution du module des valeurs propres pour des plans d'expérience de 50, 250, 500 et 1000 tirages de jeux de paramètres (composés chacun de 5 couples de paramètres  $C_{10}$  et  $D$ ). Sur cette figure, les modules des valeurs propres décroissent très rapidement pour tendre vers 0. De ce fait, seuls les premiers vecteurs propres ( $\sim 100$ ) sont influents dans la reconstruction des champs de déplacement. Par ailleurs, le plan d'expérience à 50 tirages ne semble pas suffisant pour assurer une reconstruction précise du champ de déplacement. En effet, contrairement aux autres plans d'expérience, il n'y a pas convergence du module vers des valeurs nulles ( $10^{-3}$ ) pour les valeurs propres de numéro élevé. Néanmoins, bien que cette analyse indique que l'on peut faire une troncature, une quantification de l'erreur de reconstruction en fonction du nombre de modes choisi est présentée dans le paragraphe qui suit.

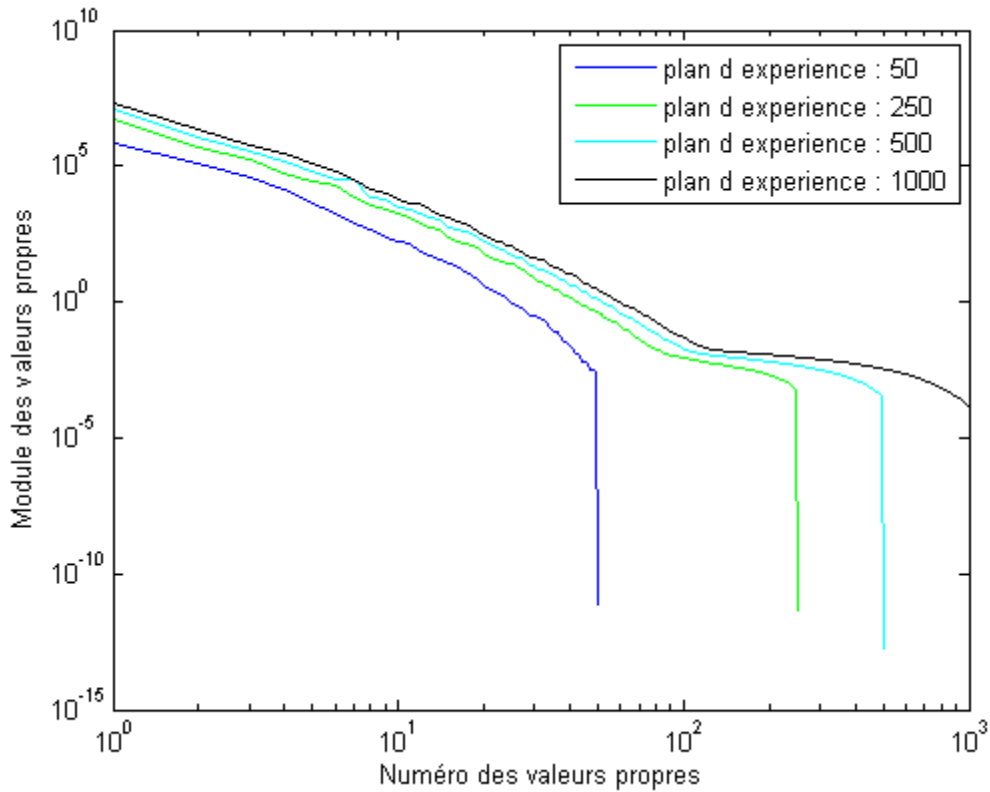


Figure III.23 : Module des valeurs propres évaluées lors de la POD pour des plans d'expérience de 50, 250, 500 et 1000 tirages par hypercube latin des jeux de 10 paramètres.

La Figure III.24 présente l'évolution de l'erreur commise lors de la reconstruction du champ de déplacement sur la base POD, construite à partir d'un plan d'expérience de 1000 tirages, par rapport aux déplacements exacts provenant du calcul éléments finis en fonction du nombre de vecteurs propres, classés par numéros croissants (équation (II.36)). Les Figures III.24A-B montrent l'évolution de l'erreur lorsque le jeu de paramètres utilisé pour la construction du champ de déplacement fait partie du plan d'expérience. Les Figures III.24C-D présentent l'évolution de cette même erreur de reconstruction lors d'un tirage aléatoire de 7 jeux de paramètres hors du plan d'expérience. Ces 7 jeux de paramètres ont été tirés par hypercube latin dans une plage proche ( $\pm 5\%$  de la valeur de chaque paramètre) des valeurs de référence de l'exemple numérique.

Sur ces graphiques, l'erreur décroît très rapidement pour converger autour d'une valeur lorsque les 120 premiers vecteurs propres sont pris en compte. En conséquence, ce nombre de vecteurs propres présente le meilleur compromis entre taille de base et erreur de reconstruction. Pour cette valeur de troncature, un jeu de paramètres présente une erreur

moyenne de reconstruction d'environ 0,0073 mm sur chaque point du champ de déplacement (64 x 64, ici).

Ces résultats montrent que le passage par la POD permet de réduire le modèle sans induire une erreur importante sur la reconstruction du champ de déplacement. Par la suite, un travail supplémentaire devra être fourni pour valider le krigeage puis mettre en œuvre l'ensemble de la méthodologie et ainsi réaliser une identification des paramètres matériau permettant le suivi du sujet au cours du temps.

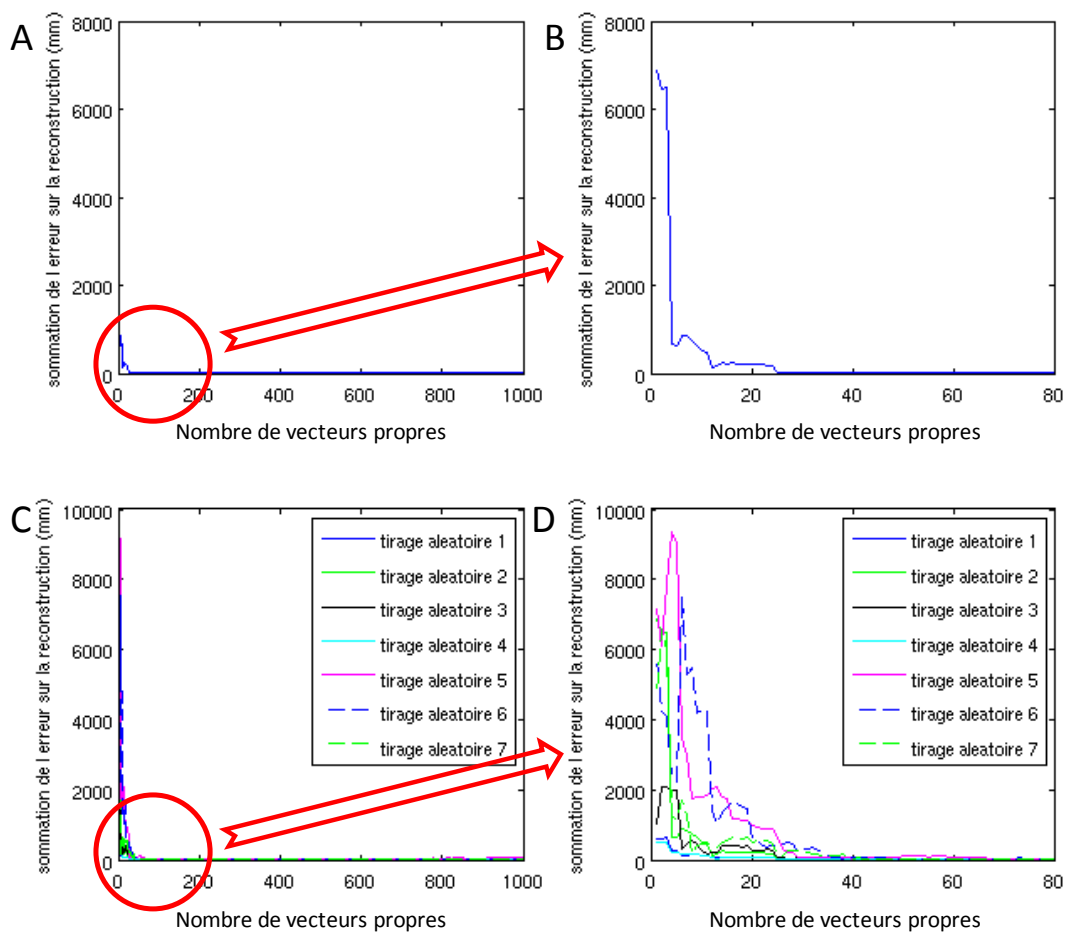


Figure III.24 : Evolution de l'erreur de reconstruction due à la POD sommée sur l'ensemble du champ de déplacement (64 x 64 points) en fonction du nombre de vecteurs propres. (A-B) Jeu de paramètres issu du plan d'expérience, (C-D) Jeux de paramètres tirés par hypercube latin.



## **Chapitre IV : Discussion**

Au cours de ces dernières années, les techniques de caractérisation des propriétés mécaniques ont considérablement évolué en routine clinique. Ces techniques ont comme principal but de décrire le comportement élastique des tissus pour faciliter et compléter les diagnostics médicaux. Le travail mené au cours de cette thèse s'inscrit dans une démarche complémentaire. Le but de cette étude est de proposer **une technique de caractérisation des propriétés hyperélastiques des muscles**. Cette technique de caractérisation va ainsi permettre une meilleure compréhension des pathologies et blessures musculaires (déchirure, rupture...), une incrémentation des bases de données des propriétés mécaniques du muscle et, également, une amélioration des outils diagnostiques et prédictifs du système musculo-squelettique. Au cours de ce travail, de nombreuses hypothèses numériques et expérimentales ont été formulées. Une discussion de ces choix et hypothèses est réalisée dans cette section.

## 1. Mesures expérimentales

Afin de mesurer le champ de déplacement des tissus mous, un travail expérimental préliminaire s'est attaché à optimiser les paramètres des images échographiques en vue de pouvoir appliquer une CIN. Dans la littérature, des mesures du champ de déplacement et du champ de déformation ont déjà été réalisées à partir de l'imagerie échographique. Ainsi, Zhu et Hall [Zhu et Hall, 2002] a par exemple réalisé cette mesure à partir d'une corrélation de signaux échographiques obtenus en mode A. La méthode de mesure du champ de déplacement est similaire à celle développée dans cette thèse. Cependant, dans le cadre de la collaboration avec la Polyclinique Saint Côme, Compiègne, l'échographe, à usage clinique, ne permettait pas, comme la plupart des échographes, d'avoir une information directe sur les signaux. Pour cette raison, la mesure du champ de déplacement s'est effectuée directement sur les acquisitions échographiques, signaux de mode B, ce qui a motivé le travail d'optimisation des paramètres d'acquisition ultrasonore.

Suite à l'optimisation des acquisitions échographiques, la mesure du champ de déplacement a été obtenue et validée par l'obtention des cartographies des champs de déformation. Lors de cette analyse, les valeurs des écarts-types des champs de déplacement horizontaux sont apparues comme étant du même ordre de grandeur que le bruit de mesure. Ces résultats concordent avec les observations de [Zhu et Hall, 2002], qui, suite à la mesure du champ de déplacement et du champ de déformation sous compression, ont également constaté une erreur horizontale importante.

Cependant, bien que les mesures des différents champs horizontaux obtenues dans cette thèse soient difficilement interprétables, elles sont en adéquation avec les observations faites sur les images échographiques (glissements, déformations), et ce, sur le fantôme et sur les différentes zones de la cuisse. Une autre validation, qualitative et quantitative, aurait pu finalement être réalisée par l'utilisation des modules d'élastographie (section I.3.3.2) disponibles en routine clinique.

Enfin, lors de l'excitation mécanique expérimentale, une force de compression a été imposée. Cette force a été mesurée par des capteurs permettant de caractériser **la répartition spatiale** de la pression. Dans notre étude, cette force a été considérée comme exactement connue, ce qui est discutable.

De plus, lors de l'application de la compression, les deux plateaux du dispositif expérimental, pour respecter la modélisation 2D, ont été positionnés autant que possible parallèlement. La cuisse ayant une forme conique (la cuisse est plus large au niveau de la hanche que du genou), les plateaux n'ont, en réalité, pas été systématiquement parallèles. Cette hypothèse a ainsi pu induire des inadéquations avec la modélisation 2D.

La partie suivante, en plus des différences évoquées précédemment, discute les hypothèses réalisées lors de la simulation éléments finis des tissus mous de la cuisse.



## 2. Simulation numérique du comportement de la cuisse

Cette étude a eu pour but de caractériser les propriétés mécaniques des muscles de la cuisse. Ces tissus biologiques étant, par définition, des matériaux vivants, **le choix de considérer les muscles comme un solide déformable et non comme une entité contractile peut être discuté**. En effet, les interactions mises en jeu, couplages fluide-structure et mécano-biologique, ont été ignorées lors de l'identification des propriétés mécaniques des tissus mous.

De plus, ce travail s'est penché sur la caractérisation des propriétés mécaniques des muscles de la cuisse à l'état passif. En 2011, [Debernard, 2011] a montré une modification des propriétés mécaniques entre les états actif et passif. Il serait donc intéressant d'appliquer la méthode développée à de telles expériences pour voir si les mêmes conclusions peuvent être tirées.

Lors de la modélisation éléments finis, **l'hypothèse des déformations planes a été adoptée**. En 2010, [Avril et al., 2010] a, de même, fait cette hypothèse de modélisation lors de l'identification des propriétés mécaniques des tissus musculaires et adipeux. [Tran et al., 2007], pour tendre vers une modélisation 3D, a, au contraire, proposé de réaliser une succession de modélisations 2D, qui tenaient compte de la géométrie de la coupe, pour l'identification des propriétés mécaniques des différents tissus sous-cutanés et du tissu musculaire. A aucun moment, dans ces 3 études, les déformations longitudinales n'ont été prises en compte dans la mesure et dans la modélisation. Dans cette thèse, le choix de négliger les déformations longitudinales lors de la modélisation a été réalisé en raison du fait qu'il s'agisse d'un travail préliminaire et que le temps de calcul nécessaire à la simulation 3D est beaucoup plus important. Il serait néanmoins apprécié, par la suite, de réaliser des mesures volumiques du champ de déplacement (dans les 3 directions) associées à des modélisations 3D. Ce même constat a été fait par [Avril et al., 2010] qui propose, suite à l'identification des paramètres matériau, de réaliser une simulation 3D de la jambe pour caractériser la répartition des contraintes suite à une contention [Dubuis, 2011]. Notons que des mesures du champ de déformation 3D ont récemment été réalisées par un couplage de la technique de tomographie aux rayons X et de la technique de CIN [Roux et al., 2008]. Cette corrélation volumique pourrait être employée pour obtenir une mesure de champ 3D à partir d'images échographiques acquises par exemple par l'intermédiaire d'une sonde matricielle. Cette sonde présente en effet l'avantage d'avoir des cristaux répartis sur un plan et non sur une seule ligne.

Une seconde hypothèse sur le comportement des tissus mous a été adoptée. Lors de la modélisation, **les différents tissus différenciés ont été considérés isotropes homogènes et le système vasculaire n'a pas été pris en compte.**

Lors de caractérisations *in vitro*, [Van Loocke et al., 2006] et [Morrow et al., 2010] ont montré et caractérisé l'anisotropie présente dans le tissu musculaire. La rigidité des tissus musculaires étant différente dans chaque direction, une modélisation 3D couplée à des mesures 3D serait nécessaire pour caractériser cette anisotropie *in vivo*.

De plus, lors d'une modélisation 2D, [Barbone et al, 2007 ; Oberaï et al., 2009 ; Hall et al., 2011] ont récemment caractérisé *in vivo* la distribution des propriétés hyperélastiques dans les tissus mammaires afin de discerner les tumeurs suite à une sollicitation statique. Ainsi, cette étude a mis en évidence l'hétérogénéité des tissus mous. Dans cette thèse, nous avons considéré chaque ensemble musculaire comme homogène. Cette étape est un premier pas vers la caractérisation des propriétés locales des muscles. Par la suite, l'ensemble des tissus mous pourrait néanmoins être considéré comme hétérogène. Ainsi, de par cette caractérisation, une étude sur le suivi des pathologies musculaires (déchirure, rupture, ...) pourrait être envisagée.

Une troisième hypothèse de modélisation a été de considérer le tissu osseux comme rigide et ayant une adhérence parfaite. Cette considération est justifiée par le fait que le tissu osseux est plus rigide que le reste des tissus mous [Avril et al., 2010 ; Tran et al., 2007].

Ensuite, lors de l'acquisition des images échographiques, il a été constaté des glissements entre les différentes zones musculaires. Or, **lors de la modélisation, une adhésion parfaite a été imposée à ces interfaces.** Il serait intéressant, par la suite, de modéliser ce glissement entre les différents tissus afin d'avoir une simulation plus proche de la réalité. Cependant, la caractérisation et la modélisation de ces glissements semblent, aujourd'hui, encore difficiles. Ces discontinuités posent en effet un problème de mesure.

Enfin, du fait de l'excitation quasi-statique menée lors de cette thèse, **les propriétés visqueuses des muscles n'ont pas été sollicitées et n'ont, par conséquent, pas été caractérisées.** Seules les propriétés hyperélastiques ont été déterminées. Par ailleurs, bien que dans la littérature les tissus mous soient souvent considérés incompressibles, une loi de comportement de type néo-Hookéenne compressible a été choisie. Cette loi de comportement

est décrite au travers de deux paramètres et reproduit le comportement élastique lors de petites perturbations. Cependant, lors de grandes déformations, plusieurs auteurs se servent de lois plus complexes provenant de la suite de Rivlin (section II.3.1.3.1.2). pour paramétrer le comportement hyperélastique des tissus musculaires *in vitro* [Tonük et al., 2003 ; Hendricks et al., 2003 ; Tonük et al., 2004 ; Hu et Desai., 2004 ; Hu et Desai., 2004b ; Linder-Ganz et al., 2007 ; Wang et al., 2012]. Ces lois de comportement nécessitent plusieurs mesures du champ de déformation pour décrire le changement de rigidité du matériau. Il serait donc intéressant, en perspective, de réaliser un plus grand nombre de mesures expérimentales pour permettre l'identification des paramètres de ces lois plus complexes.

La partie suivante discute les hypothèses numériques liées à l'identification des propriétés mécaniques des tissus mous de la cuisse.

### 3. Identification des propriétés mécaniques

Tout d'abord, comme nous l'avons vu dans la partie Résultats (section III.1), **les déplacements sont très sensibles aux paramètres  $C_{10}$  et beaucoup moins aux paramètres  $D$  avec le test de compression développé.** Par conséquent, dans notre étude, les valeurs identifiées pour le paramètre  $D$  sont entachées d'incertitudes. Cette même section a montré que, lors d'un test de contention, les déplacements sont peu sensibles aux paramètres  $C_{10}$ . De ce fait, les paramètres  $C_{10}$  identifiés par une telle excitation [Avril et al., 2010] peuvent être biaisés. Finalement, un test d'indentation ne permet pas une identification précise des paramètres  $D$  et a une sensibilité moindre pour les tissus profonds. Par conséquent, il faut être vigilant quant à l'interprétation des résultats de l'ensemble des paramètres  $D$  identifiés par [Tran et al., 2007] ainsi que des paramètres  $C_{10}$  obtenus pour les muscles, plus profonds que le tissu adipeux. Par ailleurs, comme déjà mentionné, un des moyens pour identifier avec précision les paramètres  $D$  et  $C_{10}$  serait de multiplier le nombre et le type de tests. Un test de compression couplé à un test de contention apparaît alors comme le meilleur compromis pour l'identification des deux paramètres néo-Hookéens. Néanmoins, bien que le choix de l'excitation soit un moyen d'améliorer l'identification des propriétés mécaniques, la formulation de la fonction coût peut aussi jouer un rôle essentiel lors de la minimisation, comme détaillé ci-après.

**La fonction coût utilisée dans cette thèse est basée sur la simple différence quadratique entre les déplacements mesurés et simulés** tout comme [Avril et al., 2010]. Dans son étude, [Tran et al., 2007] a imposé le déplacement de l'indenteur et a ainsi ajouté un terme relatif à la force dans la formulation de la fonction coût. La fonction coût peut également être améliorée par des observations visuelles. Par exemple, dans notre étude, la surface de contact entre les plateaux du dispositif de compression et la peau pourrait être ajoutée à la fonction coût actuelle. Enfin, il serait aussi possible d'ajouter des termes de régularisation. [Gokhale et al., 2008 ; Goenezen et al., 2011], par l'ajout de tels termes de régularisation basés sur les paramètres matériau *a priori*, ont caractérisé la distribution spatiale locale des propriétés hyperélastiques. Le choix de ne pas ajouter de termes de régularisation a été fait, dans cette thèse, du fait du nombre peu important et peu fiable de données, dans la littérature, sur les propriétés mécaniques *in vivo* des muscles de la cuisse.

Enfin, bien que chaque bloc de l'approche inverse développée ait été validé, **les paramètres identifiés l'ont été pour un seul et unique sujet**. En conséquence, afin de finaliser la démarche de validation, il faudrait tout d'abord refaire une identification des paramètres mécaniques de la cuisse sur ce même sujet pour tester la répétabilité. Une seconde étape de validation consisterait par ailleurs à mettre en œuvre la démarche sur d'autres sujets. Ainsi, la répétabilité ou la variabilité inter-individus pourrait être évaluée. Finalement, cette démarche, réalisée sur les muscles de la cuisse, pourrait être appliquée à d'autres zones musculaires.

## **Conclusions et perspectives**

L'objectif principal de cette thèse a été de **mettre en place et de valider des outils expérimentaux et théoriques en vue de l'identification des propriétés mécaniques des muscles de la cuisse**. L'approche développée a couplé des essais *in vivo* sous échographe à des techniques de CIN. Ainsi, un champ de déplacement a été mesuré et, à partir d'une méthode inverse, les propriétés mécaniques des muscles de la cuisse ont été identifiées. La méthode peut être décomposée en cinq étapes :

- optimisation du protocole d'imagerie échographique,
- développement d'un test mécanique permettant de réaliser un chargement statique des muscles,
- application de la technique de CIN aux images échographiques,
- développement d'un protocole de modélisation éléments finis,
- identification par approche inverse.

**Un modèle éléments finis** a été développé à partir d'une coupe IRM segmentée pour obtenir un champ de déplacement simulé. Grâce à cette modélisation, une analyse de sensibilité a été effectuée pour différentes excitations quasi-statiques et le test le plus adéquat à l'identification des paramètres hyperélastiques a pu être défini.

En parallèle, **le protocole expérimental** a eu pour but d'obtenir une mesure *in vivo* du champ de déplacement. Pour ce faire, suite à l'optimisation du protocole d'acquisition échographique, la mesure du champ de déplacement a été validée par l'analyse du champ de déformation. Cette démarche a clairement mis en évidence la complexité des phénomènes mis en jeu lors de la compression des muscles. En effet, des glissements et déformations entre les muscles ont, par exemple, été observés.

Enfin, **l'identification** des paramètres mécaniques des muscles de la cuisse a été réalisée par approche inverse. Afin de valider ce protocole d'identification, un exemple numérique a été mis en place et l'erreur sur l'identification de chaque paramètre a été quantifiée. Cette erreur, importante lors des premiers essais sur l'exemple numérique (jusqu'à 60 %), nous a obligés à faire l'hypothèse d'une compressibilité similaire pour les muscles gracilis, sartorius et ischios. Finalement, sous cette hypothèse, les paramètres mécaniques des tissus musculaires et adipeux ont été identifiés et comparés à des valeurs déjà présentes dans la littérature.

En perspective de ce travail de thèse, une étude sur l'effet des pressions engendrées par les contentions médicales peut être envisagée. La contention a, dans ce cas, comme objectif de comprimer les vaisseaux sanguins et d'améliorer le retour veineux. Lors de voyages en avion ou de séjours prolongés en position allongée, la contention est fortement conseillée pour réduire le risque de troubles vasculaires. Ces circonstances, en empêchant le retour veineux, gorgent en effet les muscles de sang, ce qui change, *a priori*, leur comportement mécanique. Aussi, une étude sur la pression de compression optimale pourrait être envisagée au vu de l'évolution des propriétés mécaniques. Dans le domaine sportif, la contention est de plus en plus conseillée pour améliorer la récupération et les performances. En faisant le postulat que le comportement mécanique évolue avec la fatigue musculaire, une étude de l'impact de la contention lors de la récupération et durant un effort prolongé pourrait également être envisagée.

Dans le cadre de l'identification des paramètres élastiques des différents muscles de la cuisse, [Debernard, 2011] a montré qu'il existait une corrélation entre les propriétés mécaniques et l'état d'activation du muscle (relâché/contracté), l'âge et le genre du sujet. Afin de développer des systèmes de contention plus adaptés, il serait donc intéressant de mener une étude similaire pour valider et compléter, grâce à une autre méthode, ces résultats.

De plus, pour assurer un suivi temporel des patients et des muscles, la démarche de réduction de modèle devra être finalisée. Elle permettra ainsi une optimisation du temps dédié à l'identification. Comme nous l'avons précisé, la POD a été mise en œuvre dans cette thèse et validée en quantifiant l'erreur sur la reconstruction du champ de déplacement. Cependant, le krigeage nécessite lui aussi un travail de mise en place et de validation encore conséquent. Cette méthodologie pourrait, à long terme, aider les cliniciens dans de nombreux domaines tels que la récupération fonctionnelle.

Ainsi, comme nous venons de le voir, ce travail a permis d'identifier les paramètres mécaniques des différents muscles de la cuisse et les applications sont nombreuses et variées. Ce travail de thèse nécessite cependant encore quelques améliorations pour obtenir une identification plus précise des propriétés mécaniques des muscles. La première amélioration sera de développer une méthodologie pour segmenter et modéliser les muscles de la cuisse en 3D. Cette évolution est indispensable pour prendre en compte les déformations longitudinales. Pour mener à bien ce travail, la mesure du champ de déplacement volumique sera aussi un



point important. Pour ce faire, il pourra être envisagé de se servir de sondes matricielles, déjà utilisées en clinique. Par ailleurs, les lois de comportement pourront être complexifiées afin de modéliser de façon plus précise le comportement mécanique des muscles. La précision de l'identification passera alors par une formulation de la fonction coût plus adéquate.

Enfin, à long terme, les objectifs sont principalement d'accroître les bases de données sur les muscles. Ces connaissances auront des répercussions immédiates. Dans le domaine clinique, de plus en plus d'actes chirurgicaux étant assistés par des robots, une rétroaction précise et rapide apparaît comme essentielle. La réduction de modèle associée à des simulations du comportement des muscles sera aussi un moyen de contribuer à l'amélioration de ce suivi chirurgical [Niroomandi et al., 2008].

## Références

- ABAQUS. v6. 9. *Analysis user's manual*. 2009
- Agache PG, Monneur C, Leveque JL, De Rigal J. Mechanical properties and Young's modulus of human skin in vivo. *Archives of dermatological research*, 269(3), 221-232, 1980
- Ahmadian H, Mottershead JE, Friswell MI. Regularisation methods for finite element model updating. *Mechanical Systems and Signal Processing*, 12(1), 47-64, 1998
- Alja'afreh T. Developing a bio-mechanotronic probing system for estimating soft tissue Young's modulus in vivo. *Instruments and Experimental Techniques*, 54(1), 131-135, 2011
- Andrieux S, Abda AB, Bui HD. Reciprocity principle and crack identification. *Inverse Problems*, 15(1), 59, 1999
- Attard MM. Finite strain—beam theory. *International journal of solids and structures*, 40(17), 4563-4584, 2003
- Avril S, Pierron F, Yan J, Sutton MA. Identification of viscoplastic parameters and characterization of Lüders behaviour using Digital Image Correlation and the Virtual Fields Method. *Mechanics of Materials*, 40, 729-742, 2008a
- Avril S, Feissel P, Pierron F, Villon P. Estimation of the strain field from full-field displacement noisy data: comparing finite elements global least squares and polynomial diffuse approximation. *European Journal of Computational Mechanics/Revue Européenne de Mécanique Numérique*, 17(5-7), 857-868, 2008b
- Avril S, Bouten L, Dubuis L, Drapier S, Pouget JF. Mixed experimental and numerical approach for characterizing the biomechanical response of the human leg under elastic compression. *Journal of biomechanical engineering*, 132(3), 2010
- Avril S, Badel P, Dubuis L, Rohan PY, Debayle J, Couzan S, Pouget JF. Patient-specific modeling of leg compression in the treatment of venous deficiency. *Patient-Specific Modeling in Tomorrow's Medicine*, 217-238, 2012
- Barbone PE, Oberai AA. Elastic modulus imaging: some exact solutions of the compressible elastography inverse problem. *Physics in medicine and biology*, 52(6), 1577, 2007
- Barel AO, Courage W, Clarys P. Suction method for measurement of skin mechanical properties: the cutometer. *Handbook of non-invasive methods and the skin*, 106, 335-340, 1995

- Bavu É, Gennisson JL, Couade M, Bercoff J, Mallet V, Fink M, Badel A, Vallet-Pichard A, Naplas B, Tanter M, Pol S. Noninvasive In Vivo Liver Fibrosis Evaluation Using Supersonic Shear Imaging: A Clinical Study on 113 Hepatitis C Virus Patients. *Ultrasound in medicine & biology*, 37(9), 1361-1373, 2011
- Ben Azzouna M. Identification à partir de mesures de champs - Application de l'erreur en relation de comportement modifiée. *Thèse*, 2013
- Bensamoun SF, Ringleb SI, Littrell L, Chen Q, Brennan M, Ehman RL, An KN. Determination of thigh muscle stiffness using magnetic resonance elastography. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 23(2), 242-247, 2006
- Bensamoun SF, Wang L, Robert L, Charleux F, Latrive JP, Ho Ba Tho MC. Measurement of liver stiffness with two imaging techniques: magnetic resonance elastography and ultrasound elastometry. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 28(5), 1287-1292, 2008
- Bercoff J, Tanter M, Fink M. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, 51(4), 396-409, 2004
- Besnard G, Hild F, Roux S. "Finite-element" displacement fields analysis from digital images: Application to Portevin-Le Chatelier bands. *Experimental Mechanics*, 46, 789-803, 2006
- Bonet J, Wood RD. *Nonlinear continuum mechanics for finite element analysis*, 1997
- Bornert M, Brémand F, Doumalin P, Dupré JC, Fazzini M, Grédiac M, Hild F, Mistou S, Molimard J, Orteu JJ, Robert L, Surrel Y, Vacher P, Wattrisse B. Assessment of digital image correlation measurement errors: methodology and results. *Experimental mechanics*, 49(3), 353-370, 2009
- Bosboom EMH, Hesselink MKC, Oomens CWJ, Bouten CVC, Drost MR, Baaijens FPT. Passive transverse mechanical properties of skeletal muscle under in vivo compression. *Journal of biomechanics*, 34(10), 1365-1368, 2001
- Bouten L. Identification des propriétés mécaniques des tissus constitutifs du mollet pour l'étude mécanique de la contention. *Thèse*, 2009
- Boyer G, Zahouani H, Le Bot A, Laquieze L. In vivo characterization of viscoelastic properties of human skin using dynamic micro-indentation. *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS 2007, 29th Annual International Conference of the IEEE*, 4584-4587, 2007

- Bringard A, Denis R, Belluye N, Perrey S. Compression élastique externe et fonction musculaire chez l'homme. *Science & sports*, 22(1), 3-13, 2007
- Brink U, Stein E. On some mixed finite element methods for incompressible and nearly incompressible finite elasticity. *Computational Mechanics*, 19(1), 105-119, 1996
- Brooke MH, Kaiser KK. Muscle fiber types: how many and what kind? *Archives of neurology*, 23(4), 369, 1970a
- Brooke MH, Kaiser KK. Three "Myosin adenosine triphosphatase" systems: the nature of their pH lability and sulfhydryl dependence. *Journal of Histochemistry & Cytochemistry*, 18(9), 670-672, 1970b
- Campbell NA, Reece JB. *Biologie*, 2007
- Cardinal RN, Aitken MRF. *ANOVA for the behavioural sciences researcher*, 2006
- Chagnon G. Modélisation de l'effet mullins dans les élastomères. *Thèse*, 2003
- Chawla A, Mukherjee S, Karthikeyan B. Characterization of human passive muscles for impact loads using genetic algorithm and inverse finite element methods. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 8(1), 67-76, 2009
- Cherruault Y. *Optimisation: méthodes locales et globales*, Presses Universitaires de France-PUF, 1999
- Choi YM, Kim BC. Muscle fiber characteristics, myofibrillar protein isoforms, and meat quality. *Livestock Science*, 122(2), 105-118, 2009
- Cleveland W, Loader C. *Smoothing by local regression: principles and methods*, 1995
- Connesson N, Clayton EH, Bayly PV, Pierron F. The Effects of Noise and Spatial Sampling on Identification of Material Parameters by Magnetic Resonance Elastography. *Mechanics of Biological Systems and Materials*, 5, 161-168, 2013
- Debernard L, Robert L, Charleux F, Bensamoun SF. Analysis of thigh muscle stiffness from childhood to adulthood using magnetic resonance elastography (MRE) technique. *Clinical Biomechanics*, 26(8), 836-840, 2011a
- Debernard L. Caractérisation des propriétés mécaniques des muscles avec la technique d'Elastographie par Résonance Magnétique. *Thèse*, 2011b
- Debernard L, Leclerc GE, Robert L, Charleux F, Bensamoun SF. In vivo characterization of the muscle viscoelasticity in passive and active conditions using multifrequency MR Elastography. *Journal of Musculoskeletal Research*, 16(2), 2013a
- Debernard L, Robert L, Charleux F, Bensamoun SF. A possible clinical tool to depict muscle elasticity mapping using magnetic resonance elastography. *Muscle & nerve*, 2013b

- Deffieux T, Montaldo G, Tanter M, Fink M. Shear wave spectroscopy for in vivo quantification of human soft tissues visco-elasticity. *IEEE transactions on medical imaging*, 28(3), 313-322, 2009
- Delalleau A, Josse G, Lagarde JM, Zahouani H, Bergheau JM. Characterization of the mechanical properties of skin by inverse analysis combined with the indentation test. *Journal of biomechanics*, 39(9), 1603-1610, 2006
- Delalleau A, Josse G, Lagarde JM, Zahouani H, Bergheau JM. A nonlinear elastic behavior to identify the mechanical parameters of human skin in vivo. *Skin Research and Technology*, 14(2), 152-164, 2008a
- Delalleau A, Josse G, Lagarde JM, Zahouani H, Bergheau JM. Characterization of the mechanical properties of skin by inverse analysis combined with an extensometry test. *Wear*, 264(5), 405-410, 2008b
- Delalleau A, Josse G, Lagarde JM, Zahouani H, Bergheau JM. Use of the Kalman filters for the analysis of the mechanical properties of human skin in vivo. *Inverse Problems in Science and Engineering*, 16(3), 325-347, 2008c
- Diridollou S, Patat F, Gens F, Vaillant L, Black D, Lagarde JM, Gall Y, Berson M. In vivo model of the mechanical properties of the human skin under suction. *Skin Research and technology*, 6(4), 214-221, 2000
- Doll S, Schweizerhof K. On the development of volumetric strain energy functions. *Journal of Applied Mechanics*, 67(1), 17-21, 2000
- Dubuis L, Biomécanique des tissus mous de la jambe humaine sous compression élastique, *Thèse*, 2011
- Duggan TC. Dynamic mechanical testing of living tissue. *7<sup>th</sup> International Conference on Medical and Biological Engineering, Srockholm*. 27(1), 1967
- Eshelby JD. The determination of the elastic field of an ellipsoidal inclusion, and related problems. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A. Mathematical and Physical Sciences*, 241(1226), 376-396, 1957
- Eshelby JD. The elastic field outside an ellipsoidal inclusion. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences*, 561-569, 1959
- Evans JH. The mechanical characteristics of human skin. *Thèse*, 1965
- Fatemi M, Greenleaf JF. Ultrasound-stimulated vibro-acoustic spectrography. *Science*, 280(5360), 82-85, 1998

- Feissel P, Schneider J, Aboura Z. Estimation of the strain field from full-field displacement noisy data: filtering through Diffuse Approximation and application to interlock graphite/epoxy composite. *Proceedings ICCM17, Edinburgh*, 27-31, 2009
- Fisher TG, Jiang J, Hall TJ. Volumetric Strain Imaging. *Ultrasonics Symposium, 2007. IEEE*, 355-358, 2007
- Fisher TG, Hall TJ, Panda S, Richards MS, Barbone PE, Jiang J, Resnick J, Barnes S. Volumetric elasticity imaging with a 2-D CMUT array. *Ultrasound in medicine & biology*, 36(6), 978-990, 2010
- Fox RL, Kapoor MP. Rates of change of eigenvalues and eigenvectors. *AIAA journal*, 6(12), 2426-2429, 1968
- Fu YB, Chui CK, Teo CL, Kobayashi E. Motion tracking and strain map computation for quasi-static magnetic resonance elastography. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2011*, 428-435, 2011
- Fukunaga T, Ichinose Y, Ito M, Kawakami Y, Fukashiro S. Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 82(1), 354-358, 1997
- Fung YC. *A first course in Continuum Mechanics*. Prentice-Hall, Inc, Englewood Cliffs, NJ, 1969
- Gajdosik RL. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clinical biomechanics*, 16(2), 87-101, 2001
- Gennisson JL, Cornu C, Catheline S, Fink M, Portero P. Human muscle hardness assessment during incremental isometric contraction using transient elastography. *Journal of biomechanics*, 38(7), 1543-1550, 2005
- Gennisson JL, Deffieux T, Macé E, Montaldo G, Fink M, Tanter M. Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging. *Ultrasound in medicine & biology*, 36(5), 789-801, 2010
- Goenezen S, Barbone P, Oberai AA. Solution of the nonlinear elasticity imaging inverse problem: The incompressible case. *Computer methods in applied mechanics and engineering*, 200(13), 1406-1420, 2011
- Gokhale NH, Barbone PE, Oberai AA. Solution of the nonlinear elasticity imaging inverse problem: the compressible case. *Inverse Problems*, 24(4), 2008
- Goubel F, Lensele-Corbeil G. *Biomécanique : Elements de mécanique musculaire*. 1998.

- Grahame R. Elasticity of human skin in vivo. A study of the physical properties of the skin in rheumatoid arthritis and the effect of corticosteroids. *Annals of Physical Medicine*, 10(3), 130- 136, 1969
- Gras LL, Mitton D, Crevier-Denoix N, Laporte S. The non-linear response of a muscle in transverse compression: assessment of geometry influence using a finite element model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(1), 13-21, 2012
- Grédiac M, Principe des travaux virtuels et identification, *Comptes Rendus de l'Académie des Sciences. Série 2, Mécanique, Physique, Chimie, Science de l'univers, Science de la terre*, 309, 1-5, 1989
- Grédiac M, Toussaint E, Pierron F. Special virtual fields for the direct determination of material parameters with the virtual field method. *International Journal of Solids and Structures*, 39(10), 2691-2705, 2002
- Grédiac M, Pierron F, Avril S, Toussaint E. The Virtual Fields Method for Extracting Constitutive Parameters From Full-Field Measurements: a Review. *Strain*, 42(4), 233-253, 2006a
- Grédiac M, Pierron F. Applying the virtual field method to the identification of elasto-plastic constitutive parameters. *International Journal of Plasticity*, 22(4), 602-627, 2006b
- Grédiac M, Hild F. *Mesures de champs et identification en mécanique des solides*, Lavoisier, 2011
- Gunner CW, Hutton WC, Burlin TE. The mechanical properties of skin in vivo-a portable hand-held extensometer. *British Journal of Dermatology*, 100(2), 161-163, 1979
- Hadamard J. *Leçons de géométrie, « Géométrie dans l'espace »*, 1988
- Hall TJ, Barbone P, Oberai AA, Jiang J, Dord JF, Goenezen S, Fisher TG. Recent results in nonlinear strain and modulus imaging. *Current medical imaging reviews*, 7(4), 313, 2011
- Hendriks FM, Brokken D, Van Eemeren JTWM, Oomens CWJ, Baaijens FPT, Horsten JBAM. A numerical-experimental method to characterize the non-linear mechanical behaviour of human skin. *Skin research and technology*, 9(3), 274-283, 2003
- Hendriks FM, Brokken D, Oomens CWJ, Bader DL, Baaijens FPT. The relative contributions of different skin layers to the mechanical behavior of human skin in vivo using suction experiments. *Medical engineering & physics*, 28(3), 259-266, 2006

- Henriksson-Larsen K, Wretling ML, Lorentzon R, Öberg L. Do muscle fibre size and fibre angulation correlate in pennated human muscles? *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 64(1), 68-72, 1992
- Heuillet P, Roumagnac P, Dugautier L, Meyer P. Modélisation du comportement hyperélastique des caoutchoucs et élastomères thermoplastiques compacts ou cellulaires. *Mecamat Infos*, 15–21, 1995
- Hild F, Roux S. Correli Q4: A software for-finite-element-displacement field measurements by digital image correlation. *Rapport interne LMT Cachan*, 269, 2008
- Hill AV. The mechanism of muscular contraction. *Physiological Reviews*, 2(2), 310, 1922
- Hodges PW, Pengel LHM, Herbert RD, Gandevia SC. Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging. *Muscle & nerve*, 27(6), 682-692, 2003
- Holzappel, GA. *Nonlinear solid mechanics: a continuum approach for engineering*, 2000
- Hu T, Desai JP. Soft-tissue material properties under large deformation: Strain rate effect. *Engineering in Medicine and Biology Society, IEMBS 2004, 26th Annual International Conference of the IEEE*, 1, 2758-2761, 2004a
- Hu T, Desai JP. Characterization of soft-tissue material properties: large deformation analysis. *Medical Simulation*, 28-37, 2004b
- Huxley AF. Muscle structure and theories of contraction. *Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry*, 7, 255–318, 1957
- Iivarinen JT, Korhonen RK, Julkunen P, Jurvelin JS. Experimental and computational analysis of soft tissue stiffness in forearm using a manual indentation device. *Medical engineering & physics*, 33(10), 1245-1253, 2011
- Iivarinen JT, Korhonen RK, Julkunen P, Jurvelin JS. Experimental and computational analysis of soft tissue mechanical response under negative pressure in forearm. *Skin Research and Technology*, 19(1), 356-365, 2013
- Karimi R, Zhu T, Bouma BE, Mofrad MRK. Estimation of nonlinear mechanical properties of vascular tissues via elastography. *Cardiovascular Engineering*, 8(4), 191-202, 2008
- Kastler B, Vetter D, Patay Z, Germain P. *Comprendre l'IRM*, 117-120, 2001
- Kauer M, Vuskovic V, Dual J, Székely G, Bajka M. Inverse finite element characterization of soft tissues. *Medical Image Analysis*, 6(3), 275-287, 2002
- Kawakami Y, Abe, T, Fukunaga, T. Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles. *Journal of Applied Physiology*, 74(6), 2740-2744, 1993



- Kim JH, Avril S, Duprey A, Favre JP. Experimental characterization of rupture in human aortic aneurysms using a full-field measurement technique. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 11(6), 841-853, 2012
- Koeller RC. Applications of fractional calculus to the theory of viscoelasticity. *Journal of Applied Mechanics*, 51, 299-307, 1984
- Koo TK, Cohen JH, Zheng Y. A Mechano-acoustic indenter system for in vivo measurement of nonlinear elastic properties of soft tissue. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 34(9), 584-593, 2011
- Krouskop TA, Wheeler TM, Kallel F, Garra BS, Hall T. Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression. *Ultrasonic imaging*, 20(4), 260-274, 1998
- Kubo K, Kanehisa H, Azuma K, Ishizu M, Kuno SY, Okada M, Fukunaga T. Muscle architectural characteristics in young and elderly men and women. *International journal of sports medicine*, 24(02), 125-130, 2003
- Ladeveze P, Leguillon D. Error estimate procedure in the finite element method and applications. *SIAM Journal on Numerical Analysis*, 20(3), 485-509, 1983
- Leclerc GE. Identification expérimentale et numérique des propriétés mécaniques des tissus biologiques avec la technique d'Elastographie par Résonance Magnétique (ERM) : application au tissu hépatique. *Thèse*, 2012
- Leclerc GE, Charleux F, Robert L, Ho Ba Tho MC, Rhein C, Latrive JP, Bensamoun SF. Analysis of liver viscosity behavior as a function of multifrequency magnetic resonance elastography (MMRE) postprocessing. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2013
- Lecompte D., Smits A., Bossuyt S., Sol H., Vantomme J., Van Hemelrijck D., and Habraken A. Quality assessment of speckle patterns for digital image correlation. *Optics and Lasers in Engineering*, 44, 1132–1145, 2006
- Lerner RM, Huang SR, Parker KJ. “Sonoelasticity” images derived from ultrasound signals in mechanically vibrated tissues. *Ultrasound in medicine & biology*, 16(3), 231-239, 1990
- Linder-Ganz E, Shabshin N, Itzhak Y, Gefen A. Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting: a combined experimental-MRI and finite element approach. *Journal of biomechanics*, 40(7), 1443-1454, 2007
- Manduca A, Oliphant TE, Dresner MA, Mahowald JL, Kruse SA, Amromin E, Felmlee JP, Greenleaf JF, Ehman RL. Magnetic resonance elastography: non-invasive mapping of tissue elasticity. *Medical image analysis*, 5(4), 237-254, 2001

- Marieb E, Hoehn K. *Human Anatomy & Physiology (8<sup>th</sup> edition)*, 2010
- Mazure-Bonnefoy A. Modèle cinématique et dynamique tridimensionnel du membre inférieur: Estimation des forces musculaires et des réactions articulaires au cours de la phase d'appui de la marche. *Thèse*, 2006
- Moerman KM, Holt CA, Evans SL, Simms CK. Digital image correlation and finite element modelling as a method to determine mechanical properties of human soft tissue in vivo. *Journal of biomechanics*, 42(8), 1150-1153, 2009
- Mooney M. A theory of large elastic deformation. *Journal of applied physics*, 11(9), 582-592, 1940
- Morrow DA, Haut Donahue TL, Odegard GM, Kaufman KR. Transversely isotropic tensile material properties of skeletal muscle tissue. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 3(1), 124-129, 2010
- Muthupillai R, Lomas DJ, Rossman PJ, Greenleaf JF, Manduca A, Ehman RL. Magnetic resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves. *Science*, 269(5232), 1854-1857, 1995
- Nayroles B, Touzot G, Villon P. La méthode des éléments diffus. *Comptes rendus de l'Académie des Sciences, série 2, Mécanique, Physique, Chimie, Sciences de l'Univers, Sciences de la Terre*, 313(2), 133-138, 1991
- Niroomandi S, Alfaro I, Cueto E, Chinesta F. Real-time deformable models of non-linear tissues by model reduction techniques. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 91(3), 223-231, 2008
- Nordez A, Gennisson JL, Casari P, Catheline S, Cornu C. Characterization of muscle belly elastic properties during passive stretching using transient elastography. *Journal of biomechanics*, 41(10), 2305-2311, 2008
- Oberai AA, Gokhale NH, Goenezen S, Barbone PE, Hall TJ, Sommer AM, Jiang J. Linear and nonlinear elasticity imaging of soft tissue in vivo: demonstration of feasibility. *Physics in medicine and biology*, 54(5), 1191, 2009
- Ogden RW. Large deformation isotropic elasticity-on the correlation of theory and experiment for incompressible rubberlike solids. *Proceedings of the Royal Society of London. A. Mathematical and Physical Sciences*, 326(1567), 565-584, 1972
- Ogden RW. *Non-linear elastic deformations*, Ellis Harwood Ltd., Chichester, England, 1984
- Oliphant TE, Mahowald JL, Ehman RL, Greenleaf JF. Complex-valued quantitative stiffness estimation using dynamic displacement measurements and local inversion of

- conservation of momentum. *Ultrasonics Symposium, Proceedings 1999 IEEE*, 2, 1641-1644, 1999
- Oliphant TE, Manduca A, Ehman RL, Greenleaf JF. Complex-valued stiffness reconstruction for magnetic resonance elastography by algebraic inversion of the differential equation. *Magnetic resonance in Medicine*, 45(2), 299-310, 2001
- Ophir J, Cespedes I, Ponnekanti H, Yazdi Y, Li X. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrasonic imaging*, 13(2), 111-134, 1991
- Osman NF, Kerwin WS, McVeigh ER, Prince JL. Cardiac motion tracking using CINE harmonic phase (HARP) magnetic resonance imaging. *Magnetic resonance in medicine: official journal of the Society of Magnetic Resonance in Medicine/Society of Magnetic Resonance in Medicine*, 42(6), 1048, 1999
- Osman NF, Prince JL. Visualizing myocardial function using HARP MRI. *Physics in medicine and biology*, 45(6), 1665, 2000
- Oudry J, Chen J, Glaser KJ, Miette V, Sandrin L, Ehman RL. Cross-validation of magnetic resonance elastography and ultrasound-based transient elastography: A preliminary phantom study. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 30(5), 1145-1150, 2009
- Parker KJ, Huang SR, Musulin RA, Lerner RM. Tissue response to mechanical vibrations for “sonoelasticity imaging”. *Ultrasound in medicine & biology*, 16(3), 241-246, 1990
- Parker KJ, Lerner RM. Sonoelasticity of organs: shear waves ring a bell. *Journal of ultrasound in medicine*, 11(8), 387-392, 1992
- Pavan TZ, Madsen EL, Frank GR, Carneiro AAO, Hall TJ. Nonlinear elastic behavior of phantom materials for elastography. *Physics in medicine and biology*, 55(9), 2679, 2010
- Ponnekanti H, Ophir J, Cespedes I. Axial stress distributions between coaxial compressors in elastography: an analytical model. *Ultrasound in medicine & biology*, 18(8), 667-673, 1992
- Ponnekanti H, Ophir J, Cespedes I. Ultrasonic imaging of the stress distribution in elastic media due to an external compressor. *Ultrasound in medicine & biology*, 20(1), 27-33, 1994
- Ridge D. The rheology of skin. *Thèse*, 1961
- Rivlin RS. Large elastic deformations of isotropic materials. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences*, 240(823), 509-525, 1948

- Rockey DC. Noninvasive assessment of liver fibrosis and portal hypertension with transient elastography. *Gastroenterology*, 134(1), 8-14, 2008
- Roux S, Hild F, Viot P, Bernard D. Three-dimensional image correlation from X-ray computed tomography of solid foam. *Composites Part A: Applied science and manufacturing*, 39(8), 1253-1265, 2008
- Roux E. Assemblage mécanique : stratégies d'optimisation des procédés et d'identification des comportements mécaniques des matériaux. *Thèse*, 2011
- Rutherford OM, Jones DA. Measurement of fibre pennation using ultrasound in the human quadriceps in vivo. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 65(5), 433-437, 1992
- Sandrin L, Tanter M, Gennisson JL, Catheline S, Fink M. Shear elasticity probe for soft tissues with 1-D transient elastography. *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on Ultrasonics*, 49(4), 436-446, 2002a
- Sandrin L, Tanter M, Catheline S, Fink M. Shear modulus imaging with 2-D transient elastography. *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on Ultrasonics*, 49(4), 426-435, 2002b
- Shorten MR. Muscle elasticity and human performance. *Medicine and Sport Science*, 25(1), 18, 1987
- Silver-Thorn MB. In vivo indentation of lower extremity limb soft tissues. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 7(3), 268-277, 1999
- Simo JC. A framework for finite strain elastoplasticity based on maximum plastic dissipation and the multiplicative decomposition: Part I. Continuum formulation. *Computer methods in applied mechanics and engineering*, 66(2), 199-219, 1988
- Tarantola A. Inverse problems theory. *Methods for Data Fitting and Model Parameter Estimation*. Elsevier, Southampton, 1987
- Then C, Vogl TJ, Silber G. Method for characterizing viscoelasticity of human gluteal tissue. *Journal of biomechanics*, 45(7), 1252-1258, 2012
- Tomlinson M, Daly CH, Odland GF, Short JM. In vivo measurement of skin elasticity – a clinical evaluation. *3<sup>rd</sup> Annual Symposium on BioEngineering*, 1969
- Tonük E, Silver-Thorn MB. Nonlinear elastic material property estimation of lower extremity residual limb tissues. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 11(1), 43-53, 2003

- Tönük E, Silver-Thorn MB. Nonlinear viscoelastic material property estimation of lower extremity residual limb tissues. *Journal of biomechanical engineering*, 126(2), 289, 2004
- Tran HV, Charleux F, Rachik M, Ehrlacher A, Ho Ba Tho MC. In vivo characterization of the mechanical properties of human skin derived from MRI and indentation techniques. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 10(6), 401-407, 2007
- Van den Bogert PAJ et de Borst R. Constitutive aspects and finite elements analysis of 3D rubber specimens in compression and shear. *3<sup>rd</sup> international conference on Numerical Methods in Engineering: Theory and Applications (NUMETA90)*, 870–877, 1990
- Van Holsbeeck MT, Introcaso JH. *Musculoskeletal ultrasound*, 2001
- Van Loocke M, Lyons C, Simms C. The three-dimensional mechanical properties of skeletal muscle: experiments and modelling. *Topic in Bio-Mechanical Engineering, Trinity Centre for Bioengineering & National Centre for Biomedical Engineering Science*, 2004
- Van Loocke M, Lyons CG, Simms CK. A validated model of passive muscle in compression. *Journal of biomechanics*, 39(16), 2999-3009, 2006
- Vogl TJ, Then C, Naguib NN, Nour-Eldin NEA, Larson M, Zangos S, Silber G. Mechanical soft tissue property validation in tissue engineering using magnetic resonance imaging: experimental research. *Academic radiology*, 17(12), 1486-1491, 2010
- Wang Y, Downie S, Wood N, Firmin D, Xu XY. Finite element analysis of the deformation of deep veins in the lower limb under external compression. *Medical Engineering & Physics*, 2012
- Wilmore JH, Costill DL. *Physiologie du sport et de l'exercice: adaptations physiologiques à l'exercice physique*. De Boeck Supérieur, 2002.
- Yamakoshi Y, Sato J, Sato T. Ultrasonic imaging of internal vibration of soft tissue under forced vibration. *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, 37(2), 45-53, 1990
- Yeoh OH. On the Ogden strain-energy function. *Rubber chemistry and technology*, 70(2), 175-182, 1997
- Zerhouni EA, Parish DM, Rogers WJ, Yang A, Shapiro EP. Human heart: tagging with MR imaging – a method for noninvasive assessment of myocardial motion. *Radiology*, 169(1), 59-63, 1988

---

Zhu Y, Hall TJ. A modified block matching method for real-time freehand strain imaging. *Ultrasonic Imaging*, 24(3), 161-176, 2002

## Site internet

*Internet@I.1* <http://smart.servier.fr/servier-medical-art>

*Internet@I.2* <http://www.infovisual.info>

*Internet@I.3* <http://integrisok.com/pulmonology-services-oklahoma/arterial-and-venous-circulation-of-the-legs>

*Internet@II.1* <http://www.simpleware.com>

*Internet@II.2* <http://www.tekscan.com>

*Internet@II.3* <http://www.kilonewton.fr>

*Internet@II.4* <http://www-gremaq.univ-tlse1.fr/perso/cbontemps/Cours/AG/CoursOpti.pdf>

*Internet@II.5* <http://www2.imm.dtu.dk/~hbni/dace/dace.pdf>



## Publications et communications

### Articles dans des revues à comité de lecture

**Affagard J.S.**, Bensamoun S.F., Feissel P. (soumis)

A feasibility study of the characterization of in-vivo mechanical properties of the lower limb muscles coupling an inverse approach with displacement field information

Journal of Biomechanical Engineering

**Affagard J.S.**, Bensamoun S.F., Feissel P. (soumis)

Identification of hyperelastic parameters by displacement field measurement on ultrasound images

Journal of Biomechanics

### Actes de colloques internationaux

**Affagard J.S.**, Bensamoun S.F., Feissel P. (poster)

Experimental and numerical approaches to identify the mechanical properties of the thigh muscles under compression

1st international workshop MS2T – Systems of Systems in Technology Foundations, Compiègne, France, 2013

**Affagard J.S.**, Feissel P., Bensamoun S.F. (présentation orale)

Characterization of muscle displacement field using ultrasound technique

19th Congress of European Society of Biomechanics, Patras, Grèce, 2013

**Affagard J.S.**, Bensamoun S.F., Feissel P. (présentation orale)

Identification of the mechanical properties of the thigh muscles using a numerical example

19th Congress of European Society of Biomechanics, Patras, Grèce, 2013



**Affagard J.S.**, Bensamoun S.F., Feissel P. (présentation orale)

Inverse method to identify the muscle mechanical properties

Euromech colloquium 534, Advanced experimental approaches and inverse problems in tissue biomechanics, Saint-Etienne, France, 2012

Linardon C., **Affagard J. S.**, Chagnon G., Favier D. and Gruez B. (présentation orale)

Simulation of drawing of small stainless steel platinum medical tubes - influence of the tool parameters on the forming limit.

American Institute of Physics Conference Series 1353: 431-436, 2011

## **Communications nationales avec acte**

**Affagard J.S.**, Bensamoun S.F., Feissel P. (présentation orale)

Identification des propriétés mécaniques des muscles de la cuisse

11ème colloque national en calcul de structure (CSMA), Giens, France, 2013.