

Campagne expérimentale de chargements mécaniques sous IRM

4.1 Introduction

Nous avons vu dans les résultats issus des chapitres précédents, ainsi que dans la bibliographie, que certains champs d'investigations expérimentaux restent inexplorés. En effet, les approches de caractérisation expérimentales menées jusqu'à présent sont toutes basées sur une quantification globale de la structure. A notre connaissance, aucune investigation n'a été menée permettant d'observer le comportement interne de la structure sous sollicitations mécaniques.

Nous avons constaté avec le cas de Visible Human la difficulté de considérer une géométrie pour laquelle nous n'avons pas de chargements associés. Nous avons également pu observer que la connaissance de la géométrie interne (dimensions et position relative de la phalange distale) s'avère nécessaire dans l'optique de génération de modèles fidèles.

Le protocole proposé ici, permet d'apporter des données afin de pallier ces besoins.

Ainsi, nous mettons en œuvre un protocole sous IRM permettant de réaliser de la compression ainsi que du cisaillement pour différents angles de contact sur l'index de plusieurs sujets.

Ces acquisitions nous permettront d'avoir accès d'une part aux données géométriques qui conditionnent la réponse mécanique des doigts et d'autre part aux comportements mécaniques (force/déflexion, zone de contact) permettant la réalisation de modèles biofidèles.

4.2 Méthode

4.2.1 Organisation et déroulement de la campagne expérimentale

Le protocole de la campagne expérimentale que nous présentons ici, a suivi le processus légal concernant la mise en œuvre d'essais cliniques sur sujets humains. Ce protocole a reçu l'*autorisation d'essai clinique ne portant pas sur un produit de santé* de l'ANSM le 6 mars 2015 et a été validé par le CPP du 25 juin 2015 (Comité de Protection des Personnes). Ces documents (CPP et Autorisation ANSM) sont disponibles en Annexe C. Ces essais ont été réalisés au Cermep (Cermep - Imagerie du vivant, Hopitaux Lyon Est), sous la supervision du médecin investigateur Dr Georges Baraton.

Le protocole expérimental se décompose en 3 phases. Dans un premier temps, une visite médicale est réalisée par le médecin investigateur. Cet entretien médical permet au médecin d'effectuer un examen clinique, ainsi qu'une vérification des critères d'inclusion et d'exclusion. Après un

rappel de l'ensemble du protocole via la relecture commentée de la lettre d'information par le médecin investigateur, ce dernier récolte le consentement éclairé du sujet.

Nous réalisons par la suite une série de mesures anthropométriques sur le sujet (fiche anthropométrique en Annexe D). Enfin, le sujet participe aux expériences sous IRM. Le temps total impliquant le sujet est $\approx 3h$, dont $\approx 1h30$ d'acquisitions sous IRM. Le principe global de cette

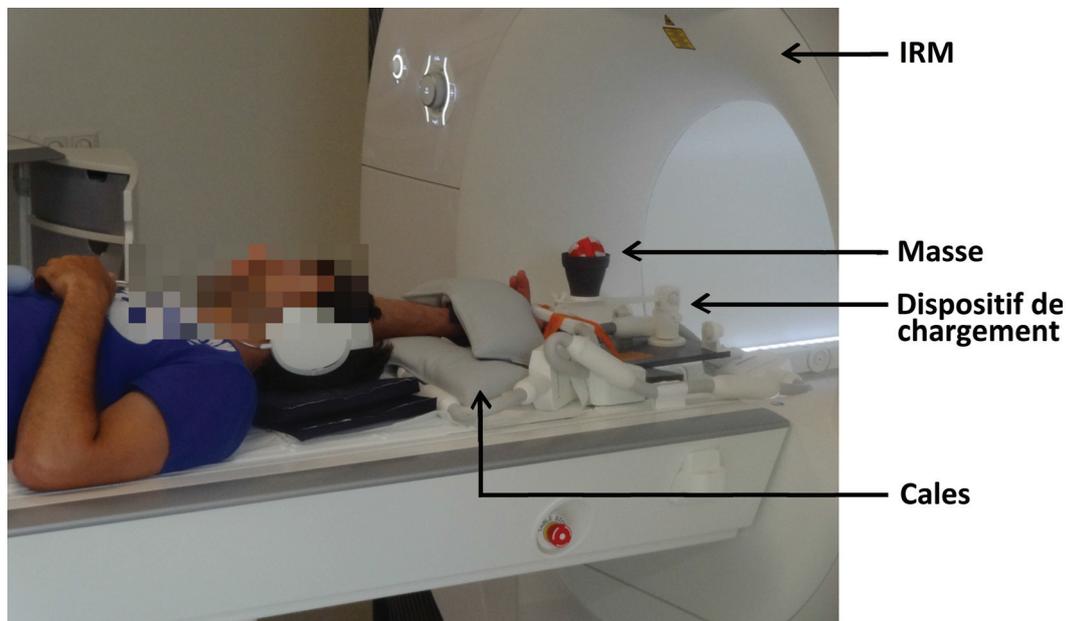


FIGURE 4.1 – Photo d'un sujet prêt pour une acquisition sous un chargement normal de $2N$

étude expérimentale Figure 4.1 consiste à réaliser une acquisition IRM de la main entière sans chargement mécanique, puis dans un second temps une série d'acquisitions de l'index sous sollicitations. Nous appliquons ainsi des chargements normaux générant de la compression simple au niveau du doigt, puis une sollicitation couplée avec un chargement normal et un chargement transverse générant du cisaillement. Ces chargements sont statiques, et appliqués sur l'index de la main principale des sujets (Figure 4.1). Nous testons également différentes interfaces de contact.

Le sujet est allongé sur le dos, le bras droit allongé au-dessus de sa tête. La main du sujet est posée sur le dispositif expérimental qui est positionné au niveau de la zone d'acquisition (Figure 4.1 C). Le bras du sujet est posé sur des cales en mousse et des coussins de sable (Figure 4.1 B) permettant au sujet la décontraction de tous ses muscles, sa main et ses doigts sont maintenus fixes afin de ne pas perturber l'acquisition IRM.

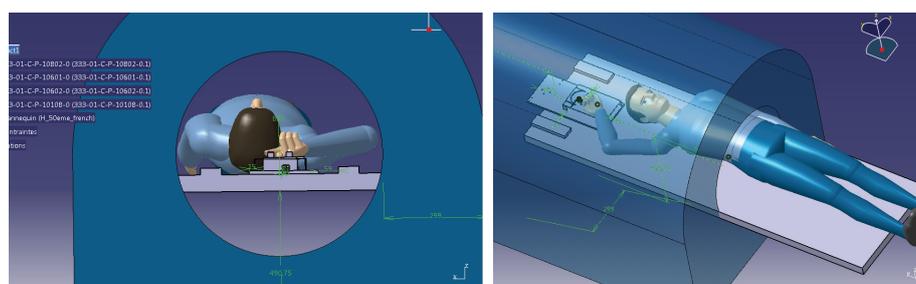
4.2.2 Population étudiée

L'effectif est fixé à huit sujets sains vérifiant les critères d'inclusion.

Au vu du diamètre relativement étroit de l'IRM ($\phi = 0.6m$), et de la position nécessitant le bras tendu et le coude plié, l'anthropométrie des sujets doit être contrôlée. Une étude numérique est réalisée préalablement avec un mannequin virtuel afin de déterminer l'anthropométrie maximale des sujets pouvant prendre la position nécessaire. Les dimensions maximales obtenues en termes

Sujet	Taille (m)	Poids (kg)	IMC	Acromion / Coude (cm)	Coude / Poignet (cm)
Sujet n°1	1.75	70	22.86	35	28.5
Sujet n°2	1.80	68	20.99	34.5	31
Sujet n°3	1.76	71	22.92	36	30
Sujet n°4	1.72	67	22.65	31	31
Sujet n°5	1.78	77	24.30	34	31
Sujet n°6	1.68	57	20.20	33	26
Sujet n°7	1.75	62	20.24	33.5	28.5
Sujet n°8	1.75	64	20.9	35	29
Moyenne	1.748	67.43	22.02	33.85	29.43
Ecart-type	0.036	5.97	1.45	1.48	1.74

TABLE 4.1 – Mesures anthropométriques concernant les sujets de l'expérience

FIGURE 4.2 – Mannequin 50^{ème} percentile de Catia dans l'IRM avec la position probable pour les chargements mécaniques

de taille et de poids étaient de 1m79, pour 78kg (données correspondantes à un mannequin "French" au 75^{ème} percentile de Catia).

Les sujets ont été sélectionnés pour une anthropométrie centrée autour du 50^{ème} percentile, mesurant 1.75 pour 71kg. Ainsi, comme on peut le voir dans le Tableau4.3, les écarts-types sont faibles en termes de taille, de poids, et d'IMC.

4.2.3 Dispositif d'expérimentation

IRM Le système d'imagerie par résonance magnétique (IRM) est un système d'imagerie médicale non irradiant et non invasif. L'utilisation de séquences adaptées permettra d'acquérir des images du système musculo-squelettique sans chargement et sous compression statique, suivant différents angles de sollicitations. La machine utilisée est un 3 Teslas de la marque *Siemens*. L'IRM utilisé est un appareil destiné aux examens cliniques, il est constitué d'un conduit débouchant des deux côtés. Une fois le sujet en place, la zone d'intérêt (main entière puis zone de chargement) sera positionnée au centre de l'aimant de l'IRM.

Les séquences IRM mises en œuvre au cours de cette campagne expérimentale ne sont pas issues de routine clinique, il s'agit de séquences T1 avec des réglages spécifiques déterminés par

le CERMEP pour répondre à nos objectifs.

Dispositif expérimental pour une acquisition sans chargement Dans un premier temps, nous réalisons une première acquisition IRM de la main droite du sujet. Le dispositif

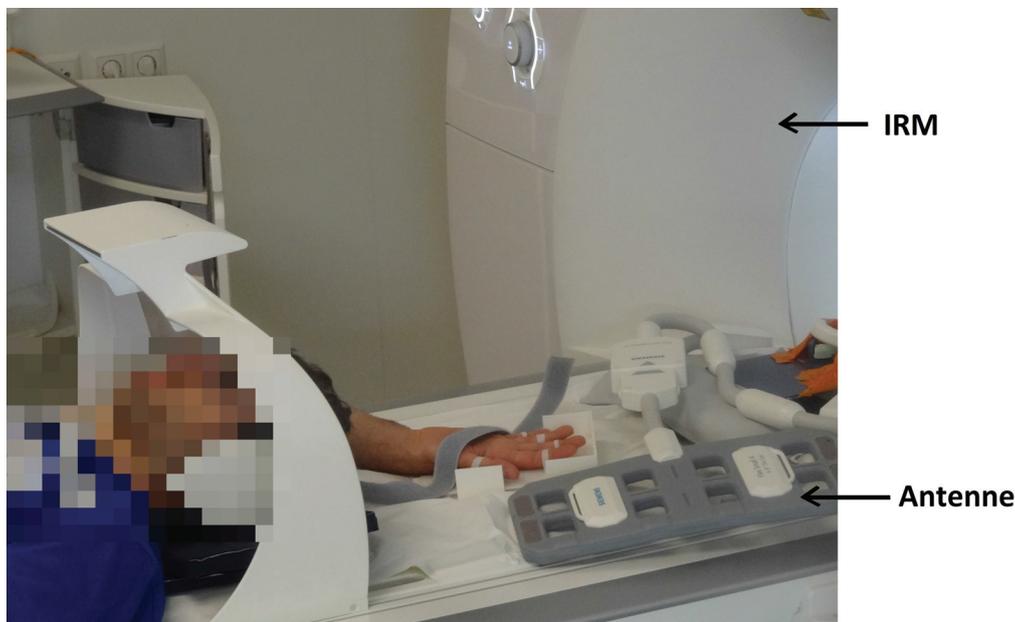


FIGURE 4.3 – Schéma général de principe du banc expérimental, avec l'antenne qui sera positionnée sur la main pour les acquisitions sans chargement

utilisé ici permet de maintenir fixés la main ainsi que les doigts. Nous utilisons une fixation sur chacune des phalanges intermédiaires de la main du sujet (Figure 4.3), qui nous permet un maintien des doigts sans aucun chargement mécanique ne venant perturber la géométrie de la phalange distale. Les fixations au niveau des phalanges intermédiaires sont suffisamment serrées pour permettre un relâchement, mais permettent également de ne pas bloquer l'irrigation des phalanges distales. Cette approche assurera notamment au sujet un relâchement musculaire total de la main. Cette acquisition sera réalisée sur la main entière et plus spécifiquement sur les 5 phalanges distales. De ce fait ces données seront qualifiées dans la suite de ce manuscrit d'acquisition 3D.

Cette acquisition est réalisée par la mise en œuvre de deux antennes. La première est intégrée dans le lit de l'IRM sous la zone où est positionnée la main du sujet. La seconde antenne (Visible en Figure 4.3) est positionnée au-dessus de la main, sans contact avec les phalanges distales. La séquence utilisée avec ces antennes nous fournira des données en voxels isotropes de $0.350mm$. La durée d'acquisition IRM en elle-même a une durée de $\approx 8min$.

Dispositif expérimental de chargements mécaniques Dans un second temps, nous appliquerons différents chargements mécaniques grâce à un dispositif expérimental, dont le concept est en Figure 4.4, entièrement réalisé en matériaux compatibles IRM. La structure du dispositif est réalisée par impression 3D de plastique, l'utilisation de ce matériau compatible avec l'environnement IRM permet une réduction de la masse totale du dispositif tout en conservant une rigidité suffisante pour ne générer aucune plastification du dispositif (Figure 4.4).

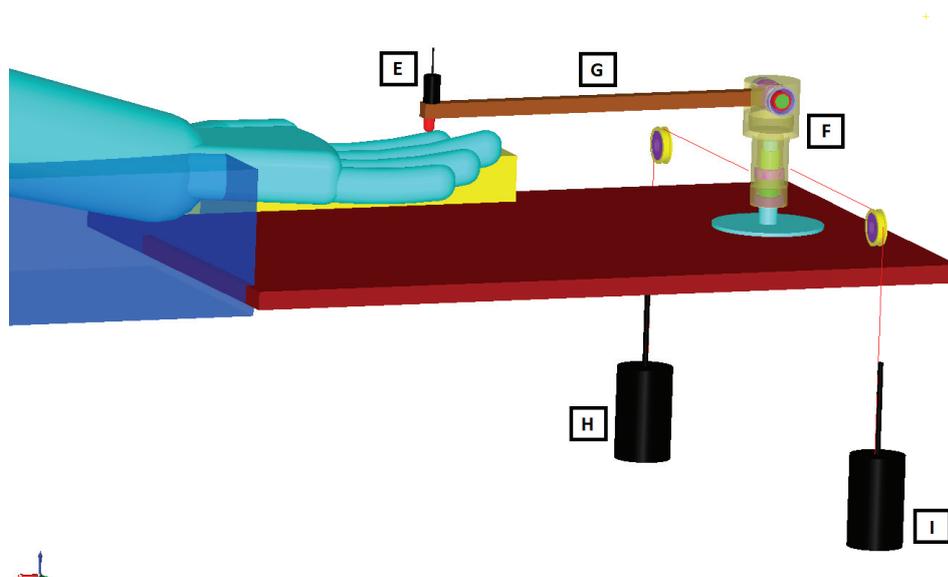


FIGURE 4.4 – Schéma de principe du dispositif de chargement

Le concept du dispositif est basé sur deux liaisons pivots assurées par des roulements à billes en céramique (amagnétique). La tourelle (Figure 4.4.F) contient deux alésages permettant de réaliser la liaison pivot d'axe horizontal avec le levier (Figure 4.4.G), ainsi que la liaison avec l'arbre d'axe vertical fixé au bâti.

Les masses (Figure 4.4.E, H, I) positionnées sont constituées de sable, l'utilisation de ce matériau amagnétique permet grâce à son importante densité de réduire l'encombrement des masses et facilite l'application ponctuelle de la charge ainsi que l'application du couple.

L'inclinaison du support sur lequel le doigt du sujet s'appuie permet de faire varier l'angle α de sollicitation afin d'obtenir des données pour plusieurs angles. Le dispositif expérimental (Figure 4.4.C) sera positionné au centre de l'aimant.

Le levier au contact du doigt du sujet sera terminé par différentes extrémités permettant d'effectuer différentes sollicitations mécaniques (Indenteur sphérique défini par un rayon de 3mm en Figure 4.4.E, et contact plan en Figure 4.5).

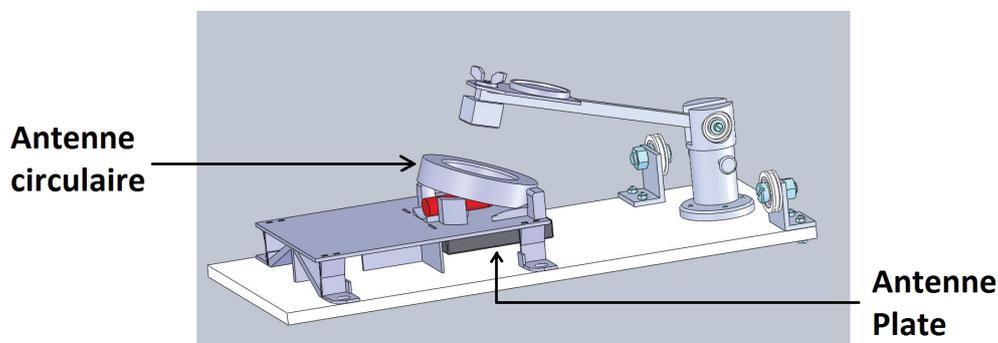


FIGURE 4.5 – CAO du dispositif de chargement incluant les deux antennes

Cet ensemble permet ainsi d'appliquer un effort normal au doigt par l'application de masses en sable (rigidifiées, dont la zone d'application est fixée), au niveau de l'extrémité du levier positionnée sur le bout du doigt (Figure 4.4.E). Le dispositif permet également d'appliquer un effort tangentiel au doigt en appliquant un couple connu (Figure 4.4.H,I) au niveau de la tourelle (Figure 4.4.F).

Puis, lors de la mise en œuvre des chargements dans le dispositif expérimental, deux antennes, une plate sous l'index et une circulaire autour de l'index Figure 4.5 sont mises en œuvre, et permettent de réaliser les acquisitions de la phalange distale avec des voxels anisotropes de $0.250mm$ pour une épaisseur de coupe de $1mm$, ces acquisitions seront dénommées 2D par la suite. La durée d'acquisition IRM en elle-même pour chacun des chargements est de $\approx 3min$.

Pour plus de précisions sur le dispositif de chargement, notamment sa conception, sa fabrication, sa validation, ainsi que les problèmes rencontrés lors de la mise en œuvre des impressions 3D, le lecteur peut se référer à l'Annexe E.

Chargements Comme on a pu le voir précédemment (table chapitre bibliographie), les paramètres sont très variables entre chaque expérience.

Concernant le chargement mécanique normal on peut distinguer les dispositifs appliquant un déplacement connu ou imposant une force connue. Globalement, ces expériences [114, 78, 11] génèrent des forces strictement inférieures à $3N$. On peut également citer Shimawaki et al 2007 [87] qui fournit des valeurs allant jusqu'à $\approx 4.5N$ et Serina et al 1997 [85] qui fournit des résultats pour $1N$ et $4N$. Au-delà d'un certain chargement, les tissus mous composant le doigt atteignent le "strain-hardening effect" qui se traduit par une très forte augmentation des contraintes pour des déformations très faibles.

Code Expérience	Effort Normal (N)	Effort Transverse (N)	Angle de contact (°)	Application du charge- ment
3D	/	/	/	/
N2_C0_A15.1	2	0	15	Plan
N4_C0_A15.1	4	0	15	Plan
N2_C1_A15.1	2	1	15	Plan
N2_C0_A45.1	2	0	45	Plan
N4_C0_A15.1	4	0	45	Plan
N4_C1_A15.1	4	1	15	Plan
N1_Indent	1	0	15	Indenteur
N2_C1_A45.1	2	1	45	Plan
N4_C1_A45.1	4	1	45	Plan

TABLE 4.2 – Tableau récapitulatif des chargements

En effet, l'ensemble des expériences réalisées se situent dans la plage des forces exercées lors de prises de précision $[0;10]N$ [23, 54], et plus particulièrement dans la zone fortement non-linéaire mécaniquement $[0;5]N$. Ainsi, notre expérience se positionne également dans ce domaine de fortes non-linéarités mécaniques des tissus, avec des chargements de $2N$ et $4N$.

Concernant le cisaillement, les résultats expérimentaux disponibles actuellement dans la littérature [72] mettent en avant un glissement au-delà de $2N$ de chargement tangentiel pour un chargement normal de $1,3N$.

Nos chargements transversaux sont donc de 1N afin d'assurer le non-glissement de l'interface de contact avec le bout du doigt. Les chargements prévus sont listés dans le tableau 4.2 ci-dessous. Enfin, en accord avec la littérature (numérique et expérimentale), un délai minimum de 20 secondes est appliqué entre deux chargements mécaniques afin de permettre à la surface du doigt de s'affranchir des effets de la viscosité du chargement précédent.

Comme nous avons pu le voir, notamment dans le chapitre d'analyse du problème, la manipulation, d'un point de vue mécanique, induit différents types de sollicitations sur le bout du doigt.

Les différents chargements de notre protocole sont appliqués par un appui plan (Figure 4.5), ainsi qu'un indenteur sphérique défini à son extrémité par un rayon de 3mm (Figure 4.4 indice E). La manipulation d'objets de grandes tailles ou ayant des faces planes, est ramenée mécaniquement à un contact plan. Les objets fins, ayant des arêtes accentuées, des extrémités constituées d'angles aigus, induisent des chargements mécaniques que nous assimilons à de l'indentation. Le rayon choisi de l'indenteur sphérique permet de définir une sollicitation intermédiaire entre les objets à forte courbure, et les objets ayant des angles aigus ou de très faibles rayons qui peuvent être assimilés à de l'indentation ponctuelle mais qui serait très inconfortable (voire blessante) pour le sujet au vu du temps de réalisation d'une acquisition.

4.2.4 Méthode de post-traitement

Cette approche nous permet de quantifier la géométrie des index testés et leurs réponses sous chargement en s'appuyant sur des critères standards tels que l'évolution force/déplacement, ainsi que des mesures des configurations déformées (largeur, longueur de la zone de contact).

Segmentation Dans un premier temps une segmentation est réalisée sur les acquisitions avec et sans chargement. Nous segmentons deux domaines, les tissus mous composés de la peau et des tissus sous-cutanés, et un domaine rigide composé de la phalange distale et du tendon fléchisseur (notamment dans sa zone d'ancrage). La segmentation est réalisée manuellement avec le logiciel 3Dslicer.

Détermination du plan de contact L'équation du plan de contact est retrouvée grâce à une optimisation aux moindres carrés, on trouve le plan qui passe au mieux par les points du doigt au contact avec le plan de chargement. Les interfaces de contact de chaque essai seront ensuite quantifiées en termes de longueur, largeur et aire de contact.

Recalage rigide Un recalage rigide est effectué par une méthode ICP (Itérative Closest Point) au niveau des nuages de points du domaine osseux de la phalange (entre les points de la géométrie non chargée, et ceux de la géométrie chargée). Ainsi pour chaque sujet, les doigts avec et sans chargement sont positionnées de façon identique.

Détermination des déflexions Cette étape nous permet donc de déterminer la déflexion générée par le chargement appliqué pour chacun des essais. Nous considérons la déflexion comme étant la distance normale entre le 1^{er} point du doigt qui sera en contact, et le plan dans sa position finale.

Aires et dimensions de la zone de contact A partir des points composant le plan de contact que nous avons précédemment déterminé, nous réalisons différentes mesures afin de quantifier cette zone. L'aire de contact sera évaluée en considérant l'enveloppe convexe. La longueur de contact est définie comme la distance normale entre les points les plus distants le

long de l'axe longitudinal du doigt. La même méthode est appliquée pour la largeur selon l'axe transversal. Cette définition des dimensions de la zone de contact nous permet une comparaison des résultats obtenus avec ceux de Shimawaki et al [87] ayant adopté la même définition.

Épaisseur de tissus mous L'épaisseur de tissus mous est mesurée pour différents angles de chargement plan. La procédure mise en place sera similaire à celle proposée dans le chapitre relatif à la géométrie idéalisée.

4.2.5 Incertitudes

Le protocole expérimental induit des incertitudes sur les mesures réalisées

- Incertitude des masses appliquées : la balance ayant servi à déterminer ces masses affiche une précision de $\pm 0.1g$, et donc $\pm 1.10^{-3}N$. Cette incertitude est négligée dans la suite de ce chapitre.
- Incertitude du positionnement de la masse que nous avons réduit par des repères physiques pour le placement. (non quantifiée et probablement négligeable)
- Incertitudes liées au format d'acquisition IRM. Ces incertitudes sont pilotées par la taille des voxels générés pour les deux différentes séquences d'acquisition mises en œuvre.
 - Pour les acquisitions 3D sans chargement, les voxels sont isotropes et génèrent une incertitude de $\pm 0.33mm$ de façon isotrope.
 - Pour les acquisitions réalisées sous chargements, les voxels sont anisotropes (dimension la plus importante dans le sens transverse du doigt), et génèrent donc des incertitudes de $\pm 0.25mm$ dans le plan vertical longitudinal du doigt, et $\pm 1.00mm$ dans le sens transversal au doigt.
- L'incertitude sur les dimensions de la zone de contact (longueur et largeur) n'est pas triviale à établir, en effet ces résultats se basent sur les reconstructions des acquisitions ($\pm 0.33mm$; $\pm 0.25mm$), ainsi que sur la détermination du plan de contact qui va induire des incertitudes (ϵ).

Ainsi, au niveau des différents résultats que nous proposons dans ce chapitre les incertitudes affectées sont :

- Mesures réalisées sur le modèle reconstruit (épaisseur de tissus mous en compression) : $\pm 0.33mm$
- Résultats en terme de déflexion : $\pm 0.33 + \pm 0.25 = \pm 0.58mm$
- Résultats en terme de dimensions de la zone de contact : $\pm 0.33 + \pm \epsilon$

Ecart-type Pour chacun des résultats formulés sous forme de moyenne, nous calculons également l'écart-type. Ainsi, l'incertitude conservée et exprimée ici pour chacun de ces résultats sera le maximum entre l'incertitude expérimentale et l'écart-type calculé.

$$max = \{\Delta_{exp}; Ecart - type\} \quad (4.1)$$

4.3 Résultats

En raison d'un manque de temps, les essais de cisaillement et d'indentation ne sont pas exploités ici.

4.3.1 Mesures sur les doigts sans chargement

On peut observer dans le tableau 4.3 les dimensions en terme de hauteur et de largeur des index des sujets. Pour plus de précisions sur la définition de ces mesures le lecteur peut se reporter à l'Annexe D.

Sujet	Largeur de l'index (mm) w_0	Hauteur de l'index (mm) h_0
Sujet n°1	16	13
Sujet n°2	19	14
Sujet n°3	18	14
Sujet n°4	16	12.5
Sujet n°5	17	11
Sujet n°6	16	11.5
Sujet n°7	18.5	12
Sujet n°8	17	12
Moyenne	17.2	12.5
Ecart-type	1.2	1.1

TABLE 4.3 – Mesures anthropométriques réalisées sur les index des sujets

Dimensions anthropométriques Globalement on peut observer une faible dispersion de ces dimensions pour les 7 sujets de notre campagne, avec une largeur moyenne de 17.2mm, et une hauteur moyenne de 12.5mm. Ces deux valeurs ont un écart-type équivalent de 1.2mm. Cette faible dispersion observée ici est à rapprocher des faibles dispersions anthropométriques générales de ces sujets.

Dimensions anthropométriques des cinq phalanges Dans le Tableau 4.4, on peut observer les moyennes et écarts-type des largeurs et hauteurs pour les cinq doigts, pour les 8 sujets ayant participé à cette campagne expérimentale. On peut constater ici en terme de largeur que les dimensions décroissent en fonction des doigts, de 21.1mm pour le pouce, jusqu'à une valeur de 14.1 pour l'auriculaire. On constate également des valeurs similaires pour l'index et le majeur. Si l'on met ces données en rapport avec celles de la littérature, (Table D.1 en Annexe D), on note que la largeur moyenne des index correspond à celles des sujets des précédentes expériences [114, 85]. On retrouve également cette décroissance entre les largeurs des doigts au niveau des études anthropométriques, ainsi que des largeurs similaires entre l'index et le majeur. Au niveau de la variabilité des largeurs, les cinq doigts présentent des valeurs relativement faibles et équivalentes.

Concernant les valeurs moyennes de hauteur, on observe des différences moins importantes, avec des valeurs de 15mm à 12mm. On note également que les valeurs de hauteur entre l'index et le majeur ne sont plus similaires. Les écarts-type sont ici du même ordre que les précédents pour

	<i>Pouce</i>	<i>Index</i>	<i>Majeur</i>	<i>Annulaire</i>	<i>Auriculaire</i>
Moyenne Largeur	21.1	17.2	17.1	15.8	14.1
Ecart-type Largeur	0.9	1.2	0.8	0.8	0.9
Moyenne Hauteur	14.9	12.5	13.1	14.1	12
Ecart-type Hauteur	1.4	1.1	0.8	2.6	2.3

TABLE 4.4 – Moyennes et écarts-type des largeurs et hauteurs pour les cinq phalanges distales des sujets de notre campagne expérimentale

le pouce, l'index et le majeur, cependant les valeurs sont plus importantes pour l'annulaire ainsi que pour l'auriculaire. Ces valeurs s'expliquent par le fait que deux sujets ont pour ces deux doigts la hauteur plus importante que la largeur.

Comme nous avons pu le voir au cours du chapitre précédemment, la représentation géométrique fidèle du doigt ne peut être réduite de façon aussi triviale à ces deux dimensions, cependant ces observations nous apportent des informations en terme d'allure globale.

Épaisseur des tissus mous Nous observons pour l'ensemble des sujets une allure de l'épaisseur de tissus mous en compression similaire. Globalement tous les sujets présentent une très

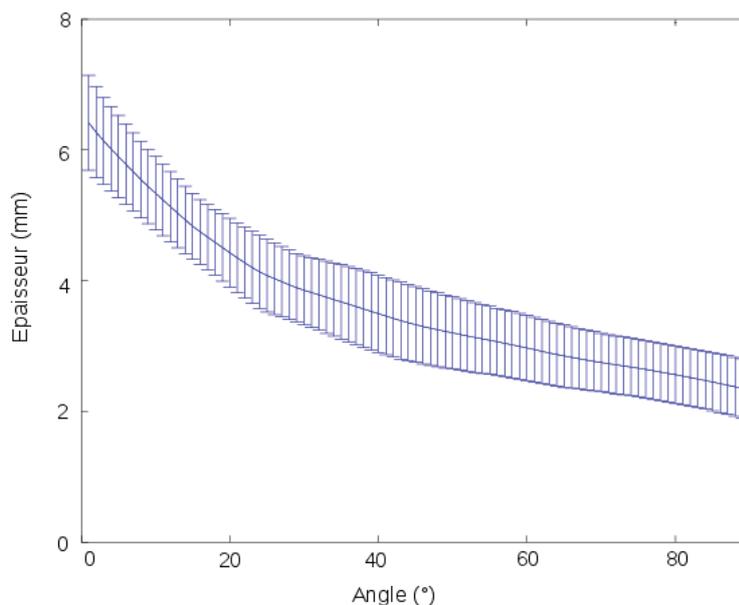


FIGURE 4.6 – Moyenne et écart-type de l'épaisseur de tissus mous en compression en fonction de l'angle pour 6 sujets de notre campagne expérimentale

forte décroissance de l'épaisseur des tissus en fonction de l'angle. On peut différencier sur la majorité des sujets, deux phases de décroissance. Une première partie de 0° à $\approx 25^\circ$ comportant une forte pente, puis une seconde partie avec une pente plus faible de $\approx 25^\circ$ à 90° . Ces courbes nous permettent d'observer la variation d'épaisseur de tissus mous que nous sollicitons lors de différentes prises de manipulation fine, à faible ou fort angle de contact.

La décroissance inter-sujets, la plus faible concerne le sujet N°4 avec 46%, et la plus importante le sujet N°6 avec 71%. La moyenne des décroissances est ici de 63%. Nous proposons la moyenne ainsi que l'écart-type de l'épaisseur pour ces 6 sujets par rapport à l'angle de contact en figure 4.6. Cette moyenne décrit correctement nos observations précédentes avec une première partie de forte décroissance, puis une seconde pente moins importante. La déviation standard de l'épaisseur varie en fonction de l'angle, les valeurs que nous obtenons sont comprises entre $0.44mm$ et $0.72mm$, avec une moyenne de $0.52mm$.

Par manque de temps, cette étude de l'épaisseur de tissus mous en compression n'a pu être réalisée que sur les index de 6 sujets.

Marqueurs prépondérants Dans le tableau 4.5, on observe les valeurs des marqueurs prépondérants définis dans le chapitre précédents. La différence ici par rapport à l'application de cette méthode sur le modèle de Visible Human, réside dans les coniques utilisées. En effet, au vu de l'anatomie de nos 5 sujets, pour chacun d'entre eux, une modélisation par ellipses des courbures γ_1 et γ_s est plus adaptées. Ainsi les grandeurs dans les colonnes γ_1 et γ_s seront exprimées par les valeurs des deux demi-axe. Cependant, sur chacun des sujets, les deux ellipses identifiées sont de même centre, ainsi l'ellipse relative à γ_s aura pour demi-grand axe la demi largeur du doigt, et comme demi-petit axe une dimension commune avec l'ellipse relative à γ_1 .

N°	Enveloppe externe					Phalange		Positionnement		
	w_0	h_0	β	γ_1	γ_s	h_p	w_p	D_{N_0}	$D_{N_{45}}$	$D_{N_{90}}$
1	16	13	10.2	$R_1=11.5$; $R_2=7.2$	$R_1=\frac{w_0}{2}$; $R_2=7.2$	3.8	7.7	7.55	4.31	2.53
4	16	12.5	19.5	$R_1=12.1$; $R_2=7.6$	$R_1=\frac{w_0}{2}$; $R_2=7.6$	5.6	7.9	5.41	3.52	2.9
5	17	11	12.1	$R_1=10.7$; $R_2=6.7$	$R_1=\frac{w_0}{2}$; $R_2=6.7$	4	8.1	6.4	3.4	2.7
6	16	11.5	12.1	$R_1=11.6$; $R_2=6$	$R_1=\frac{w_0}{2}$; $R_2=6$	2.7	6.3	6.7	2.8	1.9
7	18.5	12	2.3	$R_1=14.1$; $R_2=6.5$	$R_1=\frac{w_0}{2}$; $R_2=6.5$	3.7	7.1	5.9	2.7	1.7
Moy	16.7	12	11.2	$R_1=12$; $R_2=7.2$	$R_1=\frac{w_0}{2}$; $R_2=7.2$	4	7.1	6.4	3.3	2.3
E-c	1.09	0.79	6.14	$R_1=1.29$; $R_2=1.45$	$R_2=1.45$	1.04	0.73	0.81	0.64	0.51

TABLE 4.5 – Tableau récapitulatif de l'ensemble des paramètres régissant notre modèle paramétrique global

On observe ici des variations peu importantes, à l'exception de l'angle β .

4.3.2 Mesures sur les doigts sous chargements

En raison de problèmes lors de la réalisation des essais, et notamment lors de l'acquisition sans chargement, les données concernant le sujet N°8 ne sont pas exploitables, lors des acquisitions sans chargement le sujet a bougé et les images sont trop floues pour être exploitables. Les résultats de ce chapitre sont donc issus de 7 sujets.

Déflexions générées Dans le tableau 4.6 on peut observer les résultats en termes de force/déplacement pour les angles de contact imposés de $\alpha = 15^\circ$ et $\alpha = 45^\circ$ pour chacun des essais, ainsi que la représentation graphique des moyennes et incertitudes expérimentales associées à ces résultats comparés aux résultats expérimentaux fournis par Serina et al [85] en Figure 4.7.

Sujet	2N_15°	4N_15°	2N_45°	4N_45°
Sujet n°1	2.59	2.81	1.88	/
Sujet n°2	3.16	3.08	2.60	2.72
Sujet n°3	2.33	2.18	1.50	1.62
Sujet n°4	2.83	3.14	2.01	2.70
Sujet n°5	3.04	3.21	1.97	2.21
Sujet n°6	2.90	3.23	1.89	1.92
Sujet n°7	2.67	3.08	1.18	1.66
Moyenne	2.79	2.96	1.86	2.14
Ecart-type	0.264	0.345	0.408	0.449

TABLE 4.6 – Déplacements retrouvés suite au post-traitement des données IRM, ces déplacements représentent l'ensemble des essais de compression pour 2N et 4N avec des angles de contact de 15° et 45° , pour les 7 sujets.

On observe dans le tableau 4.6 que pour la série d'essais à 15° , nous obtenons pour deux sujets (N°2 et N°3) des déplacements supérieurs pour un chargement de 2N comparé au chargement de 4N. Pour la série d'essais à 45° , l'ensemble des déplacements obtenus pour 2N est inférieur à ceux obtenus pour 4N. Si l'on recalcule cette moyenne de déflexions en excluant ces deux sujets, on obtient un déplacement de 2.81mm pour 2N, et 3.10mm pour le chargement à 4N. Ces différences peuvent s'expliquer de différentes façons. Lors de la mise en œuvre expérimentale le sujet a pu bouger, variation de l'angle de contact et/ou torsion du doigt par exemple, entre les deux chargements. De plus des incertitudes sont introduites tout au long de la procédure de segmentation pouvant expliquer ces résultats. Cependant on observe que pour ces deux sujets, les différences entre les valeurs associées à 2N et celles associées à 4N, sont de 0.08 et 0.15mm. Ces différences sont inférieures à nos incertitudes expérimentales liées à la taille des voxels des deux acquisitions (0.330mm + 0.250m).

Comme nous avons pu le voir précédemment, l'incertitude exprimée ici est le maximum entre l'écart-type et l'incertitude expérimentale. Les écarts-type obtenus ici sont compris entre 0.26mm et 0.45mm, la moyenne de ces données est donc affectée par l'incertitude expérimentale. Cette incertitude expérimentale va générer un recouvrement entre les données issues des deux angles de contact (Figure 4.7). Globalement on observe que ces différents écarts-type sont relativement équivalents entre chaque essai pour un même angle de contact. Cependant les essais à 45° génèrent une variabilité plus importante que ceux réalisés à 15° .

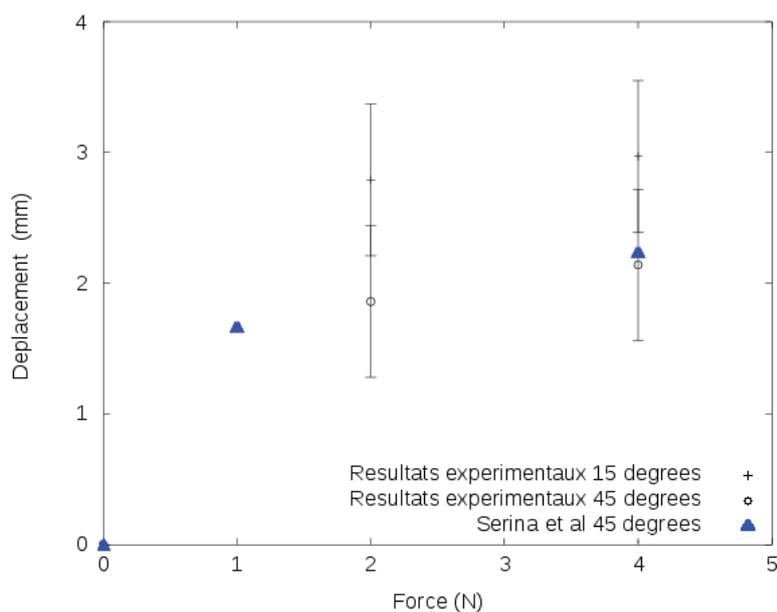


FIGURE 4.7 – Valeurs moyennes et incertitudes pour les déplacements générés pour des angles de contact $\alpha = 15^\circ$ et $\alpha = 45^\circ$, associés à des chargements de $2N$ et $4N$, comparées aux valeurs fournies par Serina et al [85] pour un angle $\alpha = 45^\circ$

On constate que les contacts plans pour un angle de 15° génèrent des déflexions plus importantes que celles observées pour un angle de contact de 45° . Pour les deux chargements on remarque une différence dans le déplacement observé de $\approx 0.9mm$ entre les deux angles de contact mis en œuvre. Cette différence observée est largement supérieure aux incertitudes associées aux différents résultats. On observe donc l'augmentation de la rigidité globale pour 45° comparé à 15° . Cette augmentation se retrouve également sur l'ensemble des 7 sujets.

On remarque également la faible différence de déplacements obtenue entre les chargements à $2N$ et $4N$, pour les deux angles testés. Ainsi pour 15° la différence est de $0.17mm$, et s'élève à $0.28mm$ pour un angle de 45° . Cette faible différence des moyennes pour 15° est également accentuée par les observations précédentes liées aux sujets N°2 et N°3. Si l'on considère cette différence en excluant ces deux sujets, on obtient une variation de $0.28mm$. Soit une variation équivalente à celle obtenue pour les chargements à 45° . Ces différences sont probablement créées par les incertitudes expérimentales. Ces faibles variations observées entre les deux niveaux de chargement, tendent à susciter l'hypothèse du "strain hardening effect" qui serait potentiellement atteint pour ces chargements.

Dans un second temps, les résultats sont également comparés à ceux obtenus par Serina et al [85] pour un angle de contact $\alpha = 45^\circ$. Les chargements mis en œuvre sont différents ($1N$ et $4N$), cependant on observe un déplacement proche de notre moyenne pour $4N$. Pour $1N$ l'auteur fournit un déplacement inférieur à celui que nous constatons pour $2N$. Ces deux observations tendent à montrer la cohérence de nos résultats expérimentaux en terme d'exactitude.

Zone de contact Les résultats présentés dans les paragraphes suivants sont localisés au niveau de l'interface de contact et sont basés sur trois mesures visant à la décrire. Les grandeurs utilisées découlent des grandeurs d'intérêt identifiées et utilisées dans les chapitres précédents.

Nous observerons donc les dimensions de longueur et de largeur telles que définies dans la partie méthode, ainsi que les résultats relatifs à l'aire de contact. Les résultats présentés dans ce paragraphe sont exprimés en moyenne des valeurs obtenues sur les 7 sujets de notre campagne, affectés d'une incertitude. Les résultats obtenus concernant les dimensions en longueur et largeur seront également comparés aux résultats expérimentaux proposés par Shimawaki et al [82].

Longueur de la zone de contact Sur la Figure 4.8 on peut observer les résultats obtenus en terme de longueur de la zone de contact pour les deux angles et les deux chargements mis en œuvre. Sur cette figure, les résultats obtenus sont également comparés à ceux fournis par

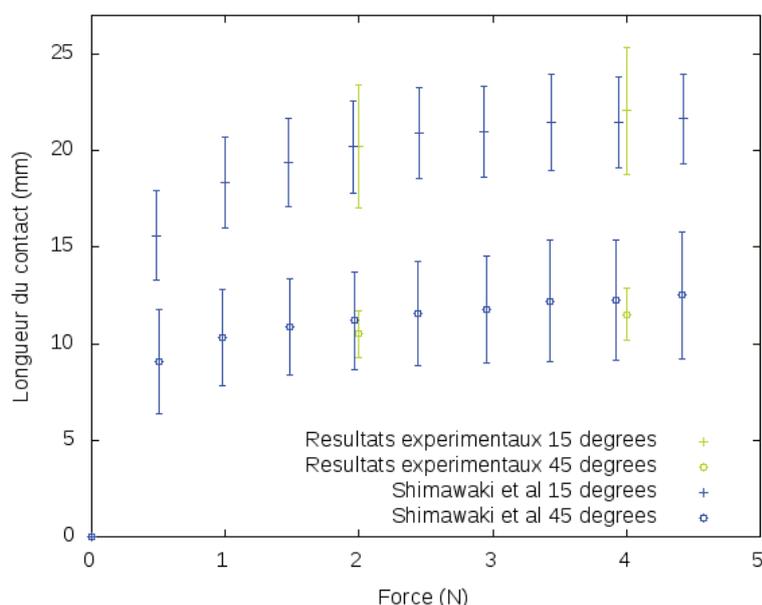


FIGURE 4.8 – Valeurs moyennes et incertitudes pour les longueurs de contact générées pour des angles de contact $\alpha = 15^\circ$ et $\alpha = 45^\circ$, associés à des chargements de 2N et 4N, comparées aux données expérimentales fournies par Shimawaki et al 2006 [82] pour les mêmes angles de contact

Shimawaki et al [87] pour des angles de contact similaires.

Les incertitudes associées à ces valeurs sont les écarts-type obtenus, et sont de l'ordre de $\approx 3.30mm$ pour 15° , et de l'ordre de $1.30mm$ pour 45° . L'incertitude associée à cette valeur est ici liée à la taille des voxels d'acquisition ($0.330mm/0.250mm$), ainsi qu'à la méthode de détermination du plan de contact.

Globalement on observe des résultats distincts en fonction de l'angle de contact. Ainsi on constate une forte diminution $\approx 50\%$ de la longueur de la zone de contact entre 15° et 45° .

De plus, on observe également une faible variation de la longueur entre les chargements à 2N et 4N. Cette observation est similaire pour les deux angles de contact, avec une variation de $\approx 10\%$. Cependant, contrairement à l'observation réalisée précédemment sur les déplacements, la variation que nous observons ici est supérieure aux incertitudes expérimentales.

On remarque également que les valeurs que nous obtenons ici sont équivalentes à celles fournies par Shimawaki et al 2006 [82] pour les deux angles de contact étudiés ici. L'incertitude que nous obtenons est ici l'écart-type, qui est du même ordre de grandeur que celui fourni par Shimawaki

pour un angle de 15° . Cependant, pour un angle de contact de $\alpha = 45^\circ$, nos résultats montrent une faible dispersion amenant à un écart-type plus faible que celui obtenu par Shimawaki et al 2006 [82]. Ainsi, nos résultats en terme de longueur de la zone de contact semblent cohérents en termes de précision et d'exactitude.

Largeur de contact Sur la Figure 4.9 on peut observer les résultats obtenus en terme de largeur de la zone de contact pour les deux angles et les deux chargements mis en oeuvre. Les résultats obtenus sont comparés à ceux fournis par Shimawaki et al [87] pour des angles de contact similaires.

Les incertitudes associées à ces valeurs sont également les écarts-type obtenus, et sont de l'ordre de $\approx 1.40mm$ pour 15° , et de l'ordre de $2.00mm$ pour 45° . L'incertitude expérimentale est ici de $1.00mm$ (provenant des voxels anisotropes), elle est inférieure aux écarts-type déterminés mais reste du même ordre de grandeur.

De façon générale, la largeur de la zone de contact est relativement équivalente entre les deux valeurs d'angles testés. On note une différence de $0.2mm$ pour $2N$, et $0.75mm$ pour $4N$. Ces différences étant inférieures aux incertitudes expérimentales il semble difficile de les interpréter. Les variations entre $2N$ et $4N$ pour chacun des deux angles sont également faibles avec des valeurs de $1.38mm$ pour 15° et $0.82mm$ pour 45° . Ces valeurs du même ordre de grandeur que l'incertitude (voire inférieure pour 45°) tendent à montrer une variation relativement faible s'il en est une.

De plus, on observe également une faible variation de la largeur entre les chargements à $2N$ et $4N$. Cette observation est similaire pour les deux angles de contact, avec une variation de $\approx 10\%$. Cependant, contrairement aux observations réalisées précédemment, la variation que nous observons ici est supérieure aux incertitudes expérimentales.

Enfin, en terme de comparaison avec les résultats obtenus par Shimawaki et al [82], les valeurs que nous obtenons ici sont globalement équivalentes pour les deux angles de contact étudiés ici. Les incertitudes que nous obtenons sont ici les écarts-type, qui sont du même ordre de grandeur que ceux fournis par Shimawaki, $\pm 2.4mm$ et $\pm 2.7mm$ pour les longueurs à 15° et 45° , et $\pm 1.5mm$ et $\pm 2mm$ pour la largeur à 15° et 45° . Nos résultats concernant la largeur de la zone de contact semblent donc cohérents en termes de précision et d'exactitude. La définition des dimensions de contact est ici similaire à celle utilisée par Shimawaki et al 2006 [82] afin d'obtenir des résultats comparables, cependant cette définition est relativement arbitraire et ne traduit pas nécessairement les différentes formes de zones de contact obtenues.

Aire de contact Nous proposons également les résultats concernant l'aire de contact pour les deux angles et les deux chargements mis en oeuvre.

Nous constatons globalement une forte différence entre les résultats issus des deux angles de contact testés. Cette différence est bien plus marquée que pour les résultats du paragraphe précédent. En effet, on observe une aire de contact de $261mm^2$ pour un angle de 15° à $4N$, alors que pour un angle de 45° on observe une aire de $122mm^2$, pour un même chargement de $4N$. On observe une forte diminution de l'aire de contact lorsque l'angle augmente de l'ordre de $\approx 55\%$. Cette diminution est du même ordre de grandeur que celle observée sur les résultats en longueurs de contact.

De plus, on note également une variation entre les valeurs issues du chargements à $2N$ et celles issues du chargement de $4N$. Cette observation est similaire pour les deux angles de contact, avec une variation de $\approx 10\%$. Cette variation est également similaire à celle observée sur la longueur de la zone de contact.

Ainsi, les variations observées ici sur l'aire de contact sont similaires à celles réalisées sur les longueurs du contact.

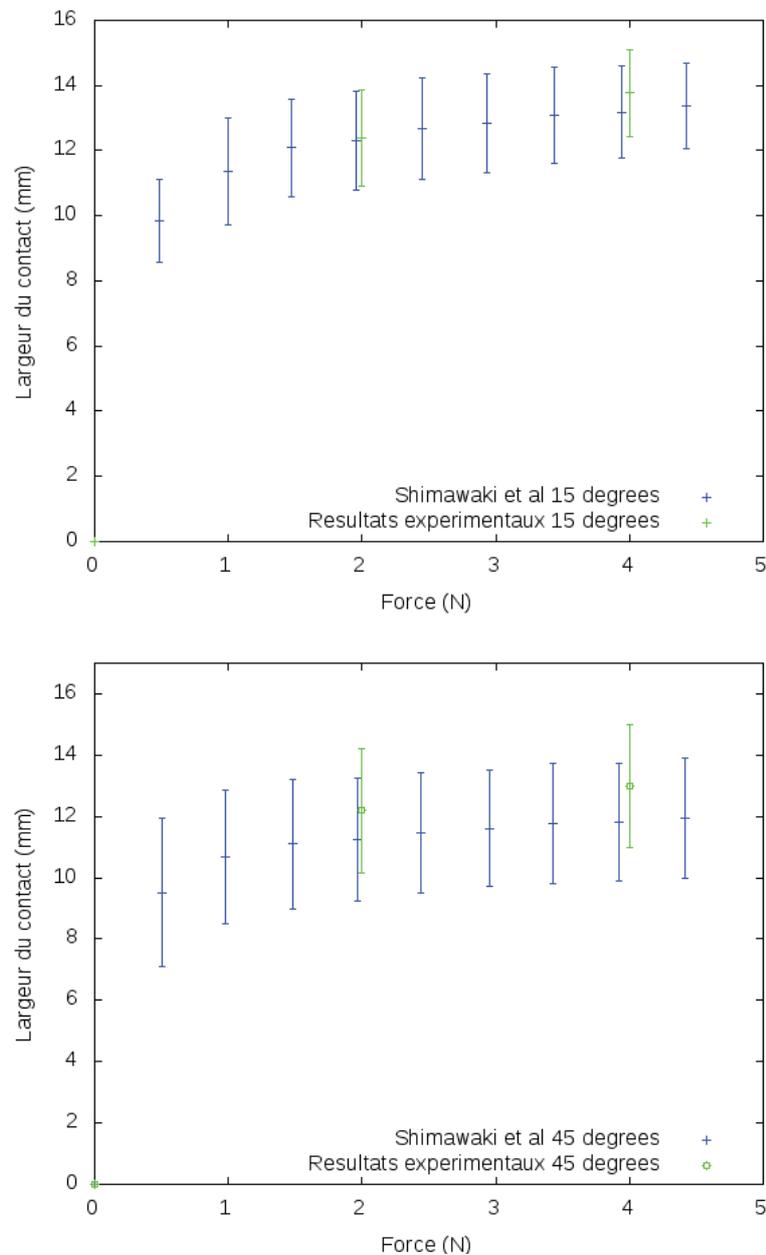


FIGURE 4.9 – Valeurs moyennes et incertitudes pour la largeur de contact observées pour un angle de contact $\alpha = 15^\circ$ (en haut), et pour un angle de contact $\alpha = 45^\circ$ (en bas), associés à des chargements de $2N$ et $4N$, comparées aux données expérimentales fournies par Shimawaki et al 2006 [82] pour le même angle de contact

L'incertitude associée à ces valeurs est ici l'écart-type avec des valeurs comprises entre 29mm^2 et 41mm^2 qui sont bien inférieures à l'incertitude expérimentale ($0.33 \times 1.00 \text{ mm}^2$). Ces écarts-type sur les valeurs moyennes que nous obtenons sont du même ordre entre les différents essais.

4.3.3 Observations globales

Zone de sollicitations Sur la Figure 4.10 on peut observer l'index du sujet N°2 sous des chargements de 4N associés à un angle de contact de 15° (à gauche), et à un angle de 45° (à droite).

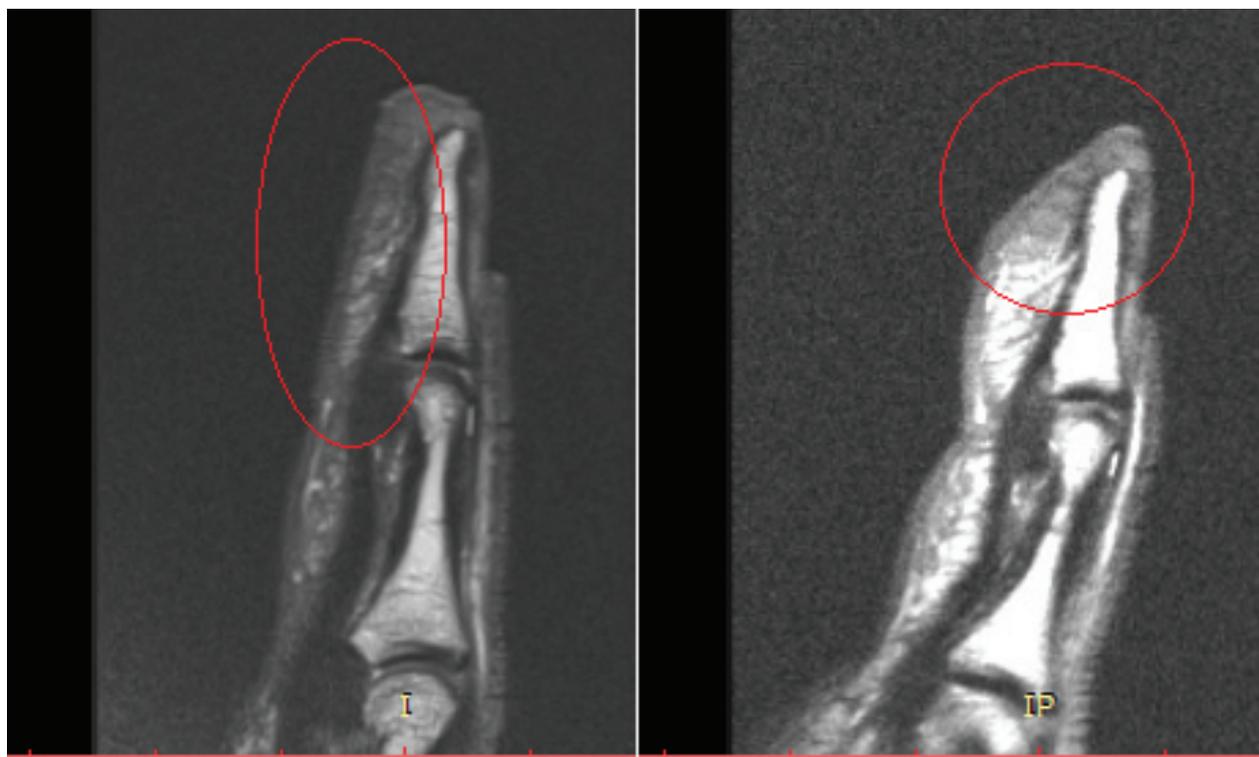


FIGURE 4.10 – Coupe longitudinale dans l'axe de l'index du Sujet N°2 pour des chargements de 4N, pour un angle de contact de 15° (à gauche), et un angle de 45° (à droite)

Au vu de ces images on observe globalement que la zone mécaniquement sollicitée varie en fonction de l'angle. En effet, pour le chargement à 15° la zone sollicitée sera principalement constituée par la pulpe située sous la phalange distale.

Alors que pour un angle de 45° la principale zone sollicitée va de l'extrémité du doigt à la limite de l'ongle. De plus cette zone se trouve ici proche de la phalange distale. L'épaisseur de tissus mous en compression est ici plus faible, la mesure normale au plan de contact avec le point le plus proche de l'os cortical de la phalange est ici $\approx 2mm$.

Ces observations sont à relier directement avec les résultats des déplacements présentés précédemment dans ce chapitre. Ainsi ces résultats nous ont montré une forte augmentation de la rigidité lorsque l'angle de contact augmente. Ces observations nous montrent tout d'abord que la géométrie du domaine subissant la majorité de la sollicitation varie.

Indentation En Figure 4.11 nous pouvons observer une vue longitudinale et une vue transversale de l'index du sujet N°2 sans chargement (en haut), ainsi que sous le chargement d'indentation d'1N (en bas). Globalement nous pouvons observer tout d'abord un déplacement conséquent au vu des dimensions de la structure. Le déplacement généré par ce chargement est évalué à $\approx 3.9mm$, sur une épaisseur totale de tissus mous en compression de 5mm pour un

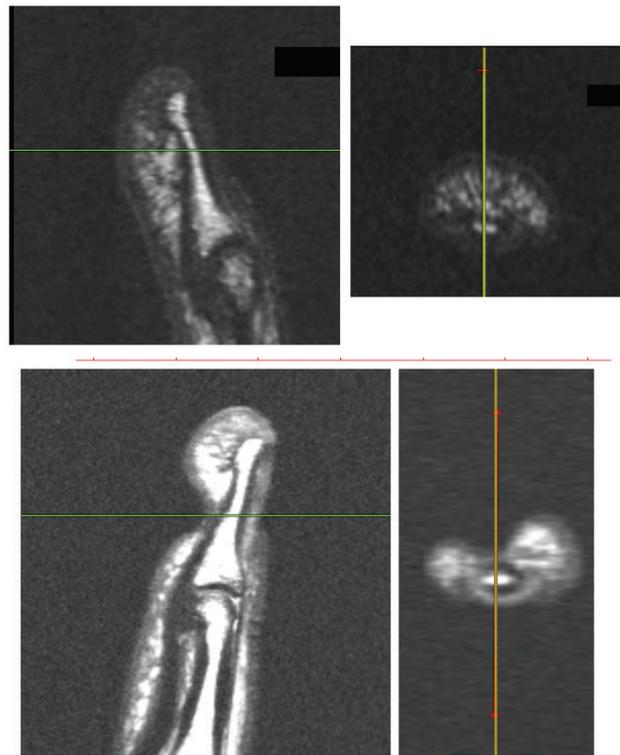


FIGURE 4.11 – Sujet N°5, géométrie initiale sans chargement (en haut), géométrie déformée sous chargement d’indentation 1N (en bas), à gauche : vue longitudinale, à droite : vue transversale

angle de 15° . L’épaisseur de tissus mous se situant entre l’indenteur et la surface extérieure de l’os cortical est évaluée à $\approx 1\text{mm}$, ce qui apparaît comme extrêmement faible.

De plus on peut citer Perez-Gonzalez et al 2013 [79], qui observe une déflexion de $3.71\text{mm} \pm 0.62\text{mm}$ pour un chargement de 1N (mais avec cependant un indenteur cylindrique de diamètre 3.8mm). Ces résultats ne sont pas comparables spécifiquement mais sont du même ordre de grandeur.

On note également autour de la zone sollicitée la formation d’un gonflement.

Les déformations internes des tissus sous ce chargement et l’épaisseur très faible de tissus mous restant entre l’indenteur et la phalange (du même ordre de grandeur que l’épaisseur de la peau uniquement) semblent difficiles à simuler par une approche basée sur les milieux continus. En effet, ces observations semblent impliquer du déplacement de matière au sein du domaine adipeux. En effet le déplacement de matière sous-cutanée (lobules macroscopiques) semble être une des hypothèses les plus pertinentes pour expliquer ces observations.

Lit unguéal Nous avons également pu observer les variations d’épaisseur du lit unguéal par une mesure normale entre la face supérieure de la tête de la phalange et la base de l’ongle, pour un chargement de 4N et sans chargement. Les variations d’épaisseur observées sont quasi-nulles voire très faibles au vu des dimensions de la structure ainsi que de l’incertitude expérimentale. Cette zone apparaît donc comme fortement rigide relativement à la rigidité de la pulpe du doigt. Il semble donc légitime de modéliser cette zone comme rigide dans le cadre des simulations éléments finis.

4.4 Discussion

Nous proposons donc une campagne expérimentale innovante basée sur l'utilisation de l'IRM, qui nous permet d'observer le comportement interne du doigt notamment sous sollicitations. Ainsi par cette approche originale nous pouvons étudier cette géométrie interne sans chargements.

Puis grâce aux acquisitions réalisées sous chargements, nous pouvons observer les déformations relatives des différents domaines du bout du doigt. Cependant, l'utilisation de cette technique d'imagerie sous sollicitations, bien qu'innovante, nous conduit à des incertitudes liées à la taille des voxels d'acquisition.

Nous mettons en œuvre au cours de cette campagne expérimentale différentes sollicitations mécaniques représentant au mieux la large gamme de chargements mécaniques induits par la manipulation. Pour des raisons de temps, des compromis ont nécessairement dû être faits. Ainsi pour les essais de compression nous ne mettons en œuvre ici que deux chargements $2N$ et $4N$ associés à deux angles de contact 15° et 45° .

De plus, cette campagne expérimentale, bien que mettant en œuvre 7 sujets (8 initialement), n'a pas un effectif suffisant permettant des conclusions significatives. Cependant, cet effectif de 7 sujets nous permet d'avoir des premiers éléments de réponses en terme de tendance.

Pour une campagne expérimentale, la principale problématique consiste à déterminer le degré de validité des résultats obtenus. Nous abordons donc cette problématique au travers de deux notions, la précision qui va traduire le degré de proximité que l'on observe entre différentes mesures obtenues, ainsi que l'exactitude qui exprime la proximité entre un résultat et sa valeur réelle (ou présumée telle). La précision peut être discutée au travers de l'observation des différentes mesures et de leurs incertitudes issues de la même méthode, l'exactitude est quant à elle discutée grâce à la comparaison avec des résultats issus de différentes méthodes. Ainsi les résultats issus de notre campagne sont comparés à deux autres campagnes expérimentales issues de la littérature, Serina et al 2007 [85], et Shimawaki et al 2006 [82].

On observe que les résultats en déplacement que nous avons extraits de nos données ont un écart-type du même ordre de grandeur que notre incertitude expérimentale. Au niveau des dimensions de la zone de contact, les écarts-type que nous obtenons sont du même ordre de grandeur que ceux issus des résultats expérimentaux fournis par Shimawaki et al 2007 [87]. Ces observations nous permettent de considérer une précision correcte. Le comparatif issu des données en déplacement fourni par Serina, ainsi que celui visant les dimensions de la zone de contact comparées aux résultats fournis par Shimawaki et al 2007 [87] montre une cohérence des résultats. Nous pouvons donc ici conclure que la campagne expérimentale que nous avons réalisée donne des résultats "exacts".

En terme d'erreurs, grâce aux comparaisons avec les précédentes campagnes expérimentales, il semble que nous n'avons pas introduit d'erreurs systématiques. En effet, une erreur systématique similaire dans notre méthode expérimentale ainsi que dans deux autres campagnes expérimentales semble peu probable, notamment par la mise en œuvre d'instruments et d'une méthode différente. Les potentielles erreurs fortuites affectant les résultats sont généralement écartées par la répétition de l'essai (visant à générer une réponse équivalente pour la même expérience). Cette vérification n'a pu être mise en œuvre au cours de notre campagne, en raison des moyens expérimentaux que nous utilisons. Cependant, la mise en œuvre de la segmentation (manuelle), introduit de potentielles erreurs (mauvaise reconstruction), et de potentielles erreurs systématiques (mauvaise interprétation des images). Dans l'objectif d'éviter ces dernières nous avons notamment fait appel à un radiologue pour l'interprétation des images.

Cette campagne nous a permis d'observer tout d'abord l'augmentation de la rigidité de la pulpe du doigt pour l'ensemble des sujets pour de la compression à 45° , comparée aux résultats obtenus pour un angle de contact de $\alpha = 15^\circ$. Cependant, la faible variabilité inter-sujets ramenée à l'incertitude expérimentale ($\pm 0.58mm$ pour les déflexions), rend difficile de potentielles conclu-

sions.

De plus, au vu des résultats observés de l'aire de contact, on observe que pour les deux niveaux de chargements testés ($2N$ et $4N$), la surface de contact générée est différente entre les deux angles de contact testés.

En replaçant ces observations au sein de notre contexte de manipulation, on peut également imaginer que pour une même résultante mise en œuvre par un sujet pour saisir (et manipuler) un objet, la pression maximale, ainsi que sa répartition, au niveau de l'interface de contact seront différentes. Comme nous avons pu le voir au début de ce manuscrit, la pression maximale au niveau de l'aire de contact est un critère usuel en ergonomie, et représente donc une grandeur d'intérêt pour les applications visées par ces travaux.

De plus, ce critère mécanique est souvent utilisé pour retranscrire une notion de confort pour l'individu. Lors de la préhension d'un objet, le sujet va appliquer une force nécessaire et suffisante lui permettant d'assurer la stabilité de sa prise (en terme d'équilibre mécanique). Cependant, ce niveau de force équivalent (nécessaire) peut être appliqué par le sujet au travers de différentes configurations de contact, générant un déplacement différent, une aire de contact différente, et donc une pression maximale différente. Ces différentes observations peuvent nous amener à supposer que l'angle de contact qui sera mis en œuvre (inconsciemment ?) par le sujet pour saisir un objet vise à optimiser le confort de la prise tout en assurant sa stabilité mécanique.

L'ensemble des données issues de cette campagne expérimentale n'ont pu être entièrement post-traitées, notamment les données relatives aux chargements transverses, et à l'indentation. Cependant, ces données seront exploitées par la suite par le CEA-LIST et le LBMC dans la continuité des recherches sur ce thème. De plus, nous avons réalisé l'acquisition sans chargements sur l'ensemble des cinq phalanges distales des sujets participants. Cette approche permettra notamment d'investiguer la géométrie interne au travers des marqueurs géométriques précédemment définis, tels que la variation d'épaisseur de tissus mous, en fonction des doigts. Cette étude pourrait permettre d'apporter des éléments de réflexion quant à la généralisation des modèles pour les autres phalanges distales, notamment au vu des résultats expérimentaux de Perez-Gonzalez et al 2013 [79] qui observe des comportements différents (en terme de force/déplacement) pour les différentes phalanges distales d'un même individu.

Comme nous avons pu l'observer sur les acquisitions sous indentation du sujet N°5, un chargement de $1N$ génère des déformations très importantes. L'épaisseur de tissus adipeux entre la peau et le domaine cortical de l'os n'excède pas un à deux voxels. Cette observation traduit nécessairement du déplacement de matière, il semble probable que ce déplacement se produit à l'échelle macroscopique des structures identifiées comme des lobules graisseux visibles à l'œil nu. Cependant cette dernière hypothèse ne repose quant à elle sur aucune observation.

Ce type d'observation nous prouve notamment les limites d'une approche par milieux continus qui pourrait ne pas rendre compte du phénomène physique observé ici. Ainsi, on peut imaginer une approche par milieux divisés de type milieux granulaires déformables intégrant une cohésion interne. Ces observations ainsi que les potentielles perspectives de modélisation future seront développées de façon plus détaillées dans le chapitre de perspectives de ce manuscrit.

Cette campagne nous amène également à considérer une exploitation plus approfondie de ces données. En effet, nous disposons à présent des géométries de plusieurs index avec et sans chargements. Dans les précédents chapitres nous avons proposé une loi de comportement spécifique ainsi qu'une approche d'idéalisation géométrique basée sur des marqueurs géométriques prépondérants. Nous pouvons donc maintenant tenter d'élargir ces premiers résultats.

4.5 Conclusion

Ainsi, ce chapitre nous a permis de concevoir et mettre en œuvre une campagne expérimentale innovante de sollicitations mécaniques du bout des doigts sous IRM. Par l'utilisation d'une technique d'imagerie nous donnant accès aux configurations internes sous sollicitations, ainsi que la mise en œuvre d'une large gamme de sollicitations mécaniques représentant au mieux les chargements induits par la manipulation, nous nous sommes dotés d'un data-set expérimental complet, innovant, et spécifiquement dédié à l'étude de la manipulation fine.

