

# Simulations éléments finis des essais expérimentaux-Vers des modèles moyens

## 5.1 Introduction

Ce dernier chapitre a pour objectif de confronter les résultats issus des chapitres 2 et 3 de ce manuscrit à ceux provenant de la campagne expérimentale.

Les premiers chapitres de ce manuscrit ont permis d'identifier et de valider une forme de loi de comportement ainsi que de proposer une approche d'idéalisation de la géométrie par marqueurs prépondérants. Ces premiers résultats numériques ont cependant été réalisés sur la géométrie d'un seul sujet, Visible Human [3] pour lequel nous avons uniquement des données d'imagerie. Nous nous sommes dotés grâce à notre campagne expérimentale d'un jeu de données IRM plus large (7 sujets), pour lequel nous avons des acquisitions du doigt sans et avec chargement mécanique. Ainsi, au cours de ce chapitre, des constantes spécifiques sont identifiées selon les résultats de déflexion pour les deux chargements à  $15^\circ$  testés (2N et 4N). Lors de la méthode inverse nous reproduisons au mieux les données expérimentale en répartissant les erreurs entre les deux points de référence expérimentaux. Ensuite, dans la seconde partie de ce chapitre nous mettons en œuvre des constantes matériaux moyennes, notamment en vue d'un modèle moyen géométriquement idéalisé.

## 5.2 Méthode

### 5.2.1 Jeux de données utilisés

Les données expérimentales utilisées dans ce chapitre sont issues de la campagne expérimentale sous IRM réalisée précédemment. Les résultats en terme de déflexion ainsi que de dimensions de zone de contact pour les chargements plan en compression à  $15^\circ$  et  $45^\circ$  pour des chargements de 2N et 4N (table 4.6 du chapitre précédent) seront utilisés. Nous utilisons ici uniquement cinq sujets, nous excluons les sujets  $N^2$  et  $N^3$ , car la déflexion que nous retrouvons pour 2N est supérieure à celle obtenue pour 4N. Ces résultats traduisent probablement des erreurs générées lors de la segmentation (l'écart entre ces valeurs est inférieur à  $2 \times 0.250mm$ ). Il serait physiquement non-réaliste d'identifier des constantes afin de reproduire ces résultats, le

comportement physiquement acceptable le plus proche serait une pente infinie à partir de (ou avant) 2N de chargement.

Les simulations et résultats proposés dans ce chapitre se décomposent en trois phases.

Dans un premier temps nous identifierons les constantes matériaux spécifiques par méthode inverse manuelle. Cette optimisation est basée sur les résultats de déflexion (pour 2 et 4N) à 15°. Nous observerons ensuite les résultats en terme de dimensions de la zone de contact.

Puis dans une seconde phase nous proposons d'observer les influences des spécificités de chaque sujet, la géométrie spécifique dans un premier temps, puis les constantes matériaux spécifiques. Ainsi, nous proposons d'observer l'influence de la géométrie constante, pour cela, nous fixons les constantes matériaux avec un jeu de constantes moyennes (moyennes des constantes spécifiques identifiées précédemment), que nous appliquons à toutes les géométries spécifiques. Puis nous observons l'influence des constantes matériaux, cette fois nous fixons la géométrie d'un sujet, et nous lui appliquons les jeux de constantes matériaux des quatre autres modèles. Pour ces deux séries de simulations nous observerons l'écart-type associé aux moyennes des résultats obtenus (en déflexion et dimensions de la zone de contact), nous permettant d'observer la variabilité des réponses générées.

Enfin, en appliquant la méthode d'idéalisation géométrique par marqueurs prépondérants à nos cinq sujets, nous proposerons un modèle idéalisé géométriquement moyen affecté du matériau moyen. Ce modèle global moyen se veut représentatif des cinq sujets de nos expériences. Nous tenterons de valider ce modèle par prédiction de la déflexion pour 15° et 45°.

Les modèles issus des données (géométriques) expérimentales d'un Sujet  $N^{\circ}i$ , sont dénommés ici Modèle  $N^{\circ}i$ .

## 5.2.2 Modèle Eléments finis

Les modèles par éléments finis sont créés avec les tissus mous modélisés au sein d'un domaine homogène (tissus adipeux et peau), avec des éléments volumiques tétraédriques linéaires en grandes déformations.

**Géométrie des modèles spécifiques** Les géométries non chargées des index des sujets ont été segmentées manuellement précédemment. Ces reconstructions sont ensuite remaillées grâce à Hypermesh en générant des éléments de taille caractéristique de 1mm (une étude de convergence réalisée dans le cadre d'un stage a permis d'identifier cette longueur caractéristique minimale).

Pour plus de détails sur la procédure de construction de ces modèles spécifiques, le lecteur pourra se référer à l'annexe F.

**Géométrie du modèle moyen** Dans un second temps, nous proposons une géométrie idéalisée moyenne. En nous basant sur le chapitre relatif à la modélisation de la géométrie au travers des marqueurs géométriques prépondérants identifiés, un modèle moyen est réalisé par CAO (SolidWorks). Ce modèle est construit en se basant uniquement sur les moyennes, de nos 5 sujets, des grandeurs géométriques prépondérantes définies précédemment.

Pour plus de détails sur le modèle ainsi que son développement, le lecteur pourra se référer au chapitre relatif à la modélisation géométrique, pour la méthode, mais également au chapitre précédent (et plus précisément à la table 4.5) pour les valeurs et représentations associées à ces marqueurs, enfin le lecteur pourra également se référer à l'Annexe G pour plus de détails techniques concernant la construction en CAO de ce modèle moyen.

Nous tenterons de valider ce modèle par prédiction de la déflexion pour les deux angles de contact testés expérimentalement 15° et 45°, associés aux chargements de 2N et 4N.

**Propriétés matériaux** Pour l'ensemble des modèles présentés dans ce chapitre, nous fixons la loi de comportement, en utilisant la forme que nous avons identifiée précédemment.

$$W = C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + C_{20}(\bar{I}_1 - 3)^2 + F_{vol}(K, J) \quad (5.1)$$

Les simulations sont réalisées avec Ls-Dyna. L'implémentation de cette loi de comportement dans LS-Dyna permet à l'utilisateur de manipuler le coefficient de poisson  $\nu$  en le reliant au coefficient d'incompressibilité  $K$ , au travers de la relation :

$$K = \frac{2G(1 + \nu)}{3(1 - 2\nu)} \quad (5.2)$$

avec :

$$G = 0.5(C_{10} + C_{01}) \quad (5.3)$$

Dans la première partie de chapitre nous identifierons par méthode inverse manuelle les constantes  $C_{01}$  et  $C_{20}$ , pour les cinq sujets issus de notre campagne. Afin de nous assurer la quasi-incompressibilité du matériau homogène que nous simulons, nous fixons pour l'ensemble de cette étude un coefficient de poisson  $\nu = 0.496$ , qui est une valeur suffisante comme nous avons pu le voir au cours du chapitre de modélisation concernant la loi de comportement.

**Simulations** Comme nous avons pu le voir dans le chapitre précédent, pour chacun des essais de compression nous avons déterminé l'équation du plan de contact (Annexe F). Ces plans de contact spécifiques à chaque essai seront ici réutilisés sur chacune des géométries associées en vue de reproduire chacun des essais distinctement.

La définition de la déflexion des tissus mous est similaire à celle utilisée au cours du chapitre expérimental. Nous la définissons comme étant la distance normale au plan de chargement (en position finale) passant par le premier nœud du maillage en contact avec le plan.

Les conditions limites sont similaires à celles mises en oeuvre pour les précédents modèles réalisés sous Code\_Aster. Nous bloquons tous les degrés de liberté de la phalange osseuse, ainsi que de l'angle. Le plan de chargement est piloté par une vitesse de  $1mm.s^{-1}$ .

## 5.3 Résultats

### 5.3.1 Identification de constantes matériaux

**Déflexion** On peut observer dans le tableau 5.1 les jeux de constantes  $C_{01}$  et  $C_{20}$  identifiées pour chacun des cinq modèles. Les erreurs entre les simulations et les résultats expérimentaux sont ici de  $0.07mm$  en moyenne lors de l'optimisation par méthode inverse. On peut observer au vu de cette erreur moyenne que le potentiel hyperélastique, régi par les différentes constantes identifiées, mis en oeuvre permet de générer un comportement reproduisant les observations expérimentales. Cette observation permet de valider la forme de potentiel identifiée précédemment comme suffisante pour la modélisation du bout du doigt en compression. Pour les 5 sujets, les constantes  $C_{01}$  identifiées varient entre 0.5kPa et 0.7kPa, soit une variation de  $\approx 28\%$ , les constantes  $C_{20}$  varient quant à elles entre 1.8 et 4kPa, soit une variation de  $\approx 55\%$ . Ces variations observées sont relativement importantes.

Toutefois, en figure 5.1 on peut observer la déflexion des tissus mous spécifiques pour les deux niveaux de chargements testés pour chacun des 5 modèles, l'ensemble des déflexion générées se trouvent dans le corridor expérimental formé par la moyenne associée à l'incertitude de mesure expérimentale ( $\pm 0.58mm$ ). Les différences maximales inter-sujets en terme de déflexion sont de  $0.51mm$  pour 2N, et de  $0.37mm$  pour 4N. Concernant les résultats expérimentaux, cette

	$C_{01}$ (Kpa)	$C_{20}$ (Kpa)
Modèle n°1	0.65	4
Modèle n°4	0.5	2.7
Modèle n°5	0.5	1.8
Modèle n°6	0.7	2.8
Modèle n°7	0.6	1.95
Moyenne	0.59	2.65
Ecart-type	0.09	0.88

TABLE 5.1 – Constantes matériaux  $C_{01}$  et  $C_{20}$  identifiées, pour 5 sujets issus de notre campagne expérimentale

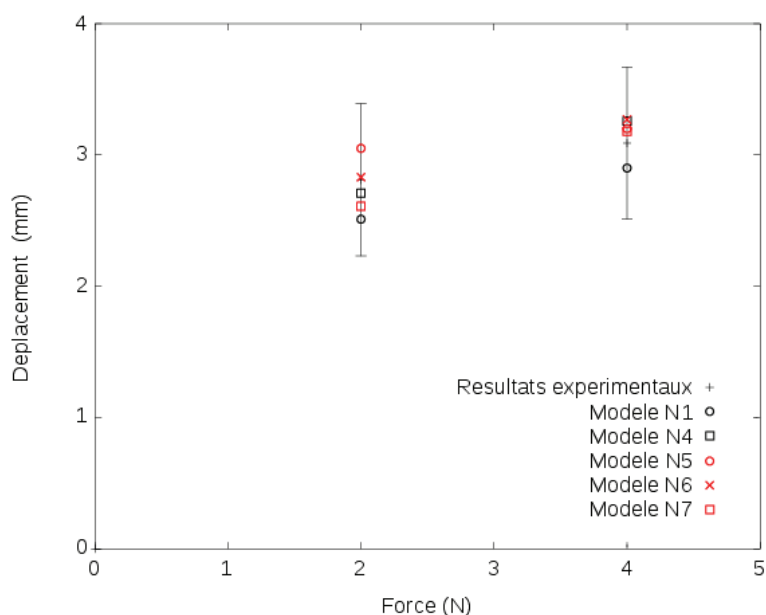


FIGURE 5.1 – Déflexions des 5 modèles spécifiques pour deux niveaux de chargement testés, comparées à la moyenne des résultats expérimentaux

différence maximale inter-sujets est de  $0.45mm$  pour  $2N$ , et  $0.42mm$  pour  $4N$ . On constate ici que ces variations inter-sujets sont incluses dans l'incertitude expérimentale.

En terme de moyenne des déflexions, on constate que nos simulation génèrent des résultats globalement plus importants que les moyennes de déflexion expérimentales. Les constantes identifiées génèrent des résultats corrects, à l'exception du modèle N°4. Globalement, ces résultats sont corrects à  $\approx \pm 1mm$ , ce qui représente approximativement la taille des éléments des maillages.

Les résultats obtenus, nous amènent à évaluer l'influence de la géométrie ainsi que celle des propriétés matériaux. De plus, le faible écart-type des constantes  $C_{01}$  nous amène à considérer l'hypothèse d'un jeu de constantes moyennes [ $C_{01} = 0.59kPa$ ;  $C_{20} = 2.65kPa$ ] dont nous allons évaluer l'influence.

**Zone de contact** Dans le tableau 5.2, on peut observer les résultats en termes de longueur et de largeur de la zone de contact pour les deux niveaux de sollicitations étudiés. Ce tableau contient les valeurs issues des simulations numériques et sont comparées à celles issues des expériences. Globalement, on peut tout d’abord observer que les différences des moyennes (pour

Modèle-test	Longueur simulée (mm)	Largeur simulée (mm)	Longueur $ (simu - exp) $ (mm)	Largeur $ (simu - exp) $ (mm)
Modèle n°1 - 2N	21.7	12.3	3.7	1.3
Modèle n°1 - 4N	22.9	14.2	2	0.2
Modèle n°4 - 2N	22.3	12.8	7.5	1.5
Modèle n°4 - 4N	22.5	13.3	7.5	2.1
Modèle n°5 - 2N	24.1	15.5	0.9	2.5
Modèle n°5 - 4N	26.5	15.8	1.8	1.6
Modèle n°6 - 2N	19.8	13.2	0.9	2.6
Modèle n°6 - 4N	22.9	13.2	0.8	0.4
Modèle n°7 - 2N	23.2	14.3	0.2	2.4
Modèle n°7 - 4N	24.7	14.5	0.6	0.3
Moyenne 2N	22.2	13.6	1.9	1.5
Moyenne 4N	23.9	13.9	2	0.8

TABLE 5.2 – Valeurs des dimensions de la zone de contact issues des simulations avec constantes spécifiques ; Valeur absolue de l’écart entre les valeurs issues des simulations et celles issues des expériences

les deux dimensions et les deux chargements) concernant la longueur et la largeur de contact, ont des valeurs maximales de  $2mm$ .

Concernant la largeur de contact, la différence maximale obtenue est de  $2.6mm$  pour l’essai à 2N du modèle N°6.

En terme de longueur, les résultats obtenus pour les modèles N°5, 6 et 7 sont très proches des valeurs expérimentales. Les résultats du premier modèle donnent des résultats moyens avec des différences de  $3.7$  et  $2mm$ . Enfin, on peut observer le cas extrême du modèle N°4, dont l’erreur est de  $7.5mm$ . Ce dernier résultat représente  $\approx 50\%$  de la valeur expérimentale relevée. Les résultats issus de ce sujet sont délicats à interpréter, en effet lors du déroulement de la campagne expérimentale le sujet a faiblement bougé lors de l’acquisition 3D sans chargement. Les acquisitions IRM associées sont donc relativement floues, et la segmentation a été difficile. Si l’on exclut le modèle N°4, les différences des moyennes en longueur sont de  $0.56mm$  pour 2N (au lieu de  $1.9mm$ ), et de  $0.25mm$  pour 4N (au lieu de  $2mm$ ), les différences de moyennes en largeur ne diminuent que plus faiblement.

### 5.3.2 Influence des paramètres spécifiques ; géométriques et matériaux

**Influence de la géométrie spécifique** Nous proposons d’évaluer l’influence de la géométrie en utilisant des constantes matériaux moyennes associées aux 5 modèles.

En conservant ces constantes moyennes appliquées à chacune des géométries spécifiques, nous pouvons observer à présent au niveau du tableau 5.3.2, les moyennes et variabilités des résultats obtenus, en termes de dimensions de la zone de contact.

Les résultats obtenus sont globalement inférieurs à ceux obtenus avec les constantes spécifiques. Comparées aux résultats expérimentaux, ces moyennes sont correctes, plus particulièrement en longueur. Les résultats moyens expérimentaux en terme de longueur sont toutefois à nuancer, au vu des remarques précédemment faites concernant les résultats expérimentaux du sujet N°4. En terme de variabilité des résultats obtenus, on constate ici que la valeur maximale de ces

	Simulation		Expérimental	
	Longueur (mm)	Largeur (mm)	Longueur (mm)	Largeur (mm)
Moyenne 2N	20.8	11.5	20.3	12.1
Ecart-type 2N	1.45	0.86	4.03	1.22
Moyenne 4N	22	12.8	21.9	13.5
Ecart-type 4N	1.70	1.90	4.21	1.36

TABLE 5.3 – Ecart-type des dimensions de la zone de contact générée par les 5 géométries affectées du matériau moyen pour les deux niveaux de chargements testés

écart-type est de  $1.90mm$ , ce qui est inférieur, au niveau de la longueur, aux écarts-type expérimentaux. La variabilité des résultats numériques observée ici équivaut à  $\approx \pm 1mm$ , ce qui correspond à la taille des éléments de nos maillages.

Dans le tableau 5.4, on peut observer les différences, en déflexion, entre les résultats issus des simulations avec constantes moyennes et d'une part les résultats issus des simulations avec constantes spécifiques, puis d'autre part les résultats expérimentaux. On observe dans ce tableau des variations entre ces valeurs obtenues par constantes moyennes. Au niveau des données expérimentales les différences maximales proviennent du modèle N°5 pour 2N, et du modèle N°1 pour le chargement à 4N. Pour ces modèles, on observe une différence de  $0.22mm$  et  $0.30mm$ , pour les chargements de 2N et 4N.

	Constantes spécifiques		Expérimental	
	Déflexion 2N $ (cte_{moy} - cte_{spé}) $ (mm)	Déflexion 4N $ (cte_{moy} - cte_{spé}) $ (mm)	Déflexion 2N $ (cte_{moy} - exp) $ (mm)	Déflexion 4N $ (cte_{moy} - exp) $ (mm)
Modèle n°1	0.18	0.21	0.09	0.30
Modèle n°4	0.06	0.05	0.18	0.07
Modèle n°5	0.19	0.27	0.22	0.28
Modèle n°6	0.07	0.10	0	0.14
Modèle n°7	0.08	0.10	0.14	0
Moyenne	0.116	0.146	0.126	0.158

TABLE 5.4 – Ecart en déflexion entre les simulations avec paramètres moyens et ; 1) les simulations avec les paramètres matériaux spécifiques puis 2) les essais expérimentaux

Concernant les différences issues des résultats avec constantes spécifiques, ce sont également les modèles N°1 et N°5 qui génèrent les écarts les plus forts. Dans le cas du sujet N°1, la différence pour le chargement de 2N est de  $0.18mm$ , alors que pour le chargement de 4N la différence est de  $0.21mm$ . Ce comportement s'explique notamment au niveau des constantes spécifiques identifiées pour ce sujet. La constante  $C_{01}$  identifiée est très proche de la constante moyenne,

alors que la valeur  $C_{20}$  spécifique est la plus élevée parmi nos modèles (4kPa). Cela se traduit par un matériau moins rigide et donc un déplacement simulé plus important que celui observé lors des expériences. Le cas du modèle N°5 est similaire, sa constante spécifique  $C_{01}$  étant la plus éloignée de la constante moyenne. De plus, les modèles N°1 et N°6 sont les deux seuls pour lesquels les deux constantes spécifiques sont supérieures aux deux constantes moyennes. Au niveau de la comparaison avec les données expérimentales, l'ensemble des modèles génère des différences plus importantes, mais ces deux sujets sont également ceux générant les erreurs les plus fortes.

L'ensemble des différences observées dans ce tableau étant inférieur aux incertitudes expérimentales, il n'est toutefois pas possible d'apporter plus de conclusions.

**Influence des constantes matériaux** Nous reprenons ici la géométrie spécifique d'un sujet (N°7 défini aléatoirement) à laquelle nous appliquons les jeux de constantes spécifiquement identifiés pour les 4 autres sujets. On peut observer en figure 5.5 les moyennes et variabilités associées des réponses générées par les différents matériaux affectés à la géométrie testée.

Au niveau de la zone de contact, les moyennes obtenues, par rapport aux résultats expérimentaux du sujet N°7, ont une différence  $\approx 3mm$  pour les longueurs, et  $\approx 1mm$  en largeur. Il faut rappeler que la moyenne des différences entre les résultats issus des constantes spécifiques du sujet N°7 et ses résultats expérimentaux sont de  $0.4mm$  pour la longueur, et de  $1.375mm$  pour la largeur.

	Simulation		Expérimental N°7	
	Longueur (mm)	Largeur (mm)	Longueur (mm)	Largeur (mm)
Moyenne 2N	20.3	12.1	23.1	12
Ecart-type 2N	0.41	0.33	/	/
Moyenne 4N	21.9	12.9	25.3	14.16
Ecart-type 4N	0.74	0.37	/	/

TABLE 5.5 – Moyenne et écart-type des dimensions de la zone de contact générée par les 4 matériaux affectés à la géométrie du sujet N°7 pour les deux niveaux de chargements testés

Au niveau de la zone de contact, l'influence géométrique est prépondérante au matériau au vu de ces résultats. Toutefois les écarts-type ont des valeurs  $\geq 0.74mm$  ce qui est inférieur à la taille caractéristique des éléments de nos maillages.

Ce tableau est à relier directement au tableau du paragraphe précédent, représentant ces mêmes écarts-type pour l'influence de la géométrie.

On peut observer dans le tableau 5.6, les écarts en déflexion générés par les différents matériaux affectés à la géométrie du sujet n°7, comparés à ses résultats expérimentaux. Globalement nous observons des écarts inférieurs à nos incertitudes expérimentales. Les valeurs expérimentales de déflexions sont de 2.67mm, et 3.08mm, respectivement pour 2 et 4N. On note que les moyennes des écarts obtenus ici sont relativement faibles.

Ce tableau est à mettre en lien avec le tableau 5.4 du paragraphe précédent, présentant les écarts liés à l'influence de la géométrie.

Les valeurs moyennes de différences observées dans ces tableau sont relativement similaires, de plus, au vu des incertitudes expérimentales entourant les données utilisées ainsi que la taille des maillages, aucune conclusion n'est réellement possible quant aux réelles influences de ces deux composantes.

Constantes spécifiques	Constantes spécifiques		Expérimental	
	Déflexion 2N $ (cte_{Ni} - cte_{N7}) $ (mm)	Déflexion 4N $ (cte_{Ni} - cte_{N7}) $ (mm)	Déflexion 2N $ (cte_{Ni} - exp_{N7}) $ (mm)	Déflexion 4N $ (cte_{Ni} - exp_{N7}) $ (mm)
Modèle n°1	0.11	0.19	0.05	0.09
Modèle n°4	0.12	0.34	0.18	0.24
Modèle n°5	0.09	0.11	0.03	0.21
Modèle n°6	0.06	0.03	0.01	0.07
Moyenne	0.09	0.17	0.07	0.15

TABLE 5.6 – Ecart en déflexion entre les simulations avec les constantes matériaux spécifiques et ; 1) les simulations avec les paramètres spécifiques du sujet N°7, puis 2) les résultats expérimentaux du sujet N°7

Comme les influences de la géométrie d’une part et des constantes matériaux d’autre part, ne sont pas significatives, ces observations nous amènent à considérer l’hypothèse d’un modèle moyen représentatif de ces 5 sujets, intégrant un matériau moyen et une géométrie idéalisée moyenne reprenant la méthode des marqueurs géométriques prépondérants identifiés précédemment.

### 5.3.3 Géométrie idéalisée moyenne

Nous observons au cours de cette section les résultats du modèle idéalisé moyen, construit à partir des moyennes des mesures réalisées sur les 5 sujets, et affecté du matériau moyen. Les prédictions réalisées par ce modèle permettent d’observer en Figure 5.7 les différences en terme de déflexion pour des angles de  $15^\circ$  et  $45^\circ$ , comparées aux moyennes des données expérimentales des cinq sujets. Les résultats expérimentaux sont ici exprimés en terme de moyenne à laquelle

Essai	Déflexion $ (idéalisé_{moy} - exp_{moy}) $ (mm)
2N_15°	0.15
4N_15°	0.04
2N_45°	0.14
4N_45°	0.09
Moyenne	0.105

TABLE 5.7 – Erreurs de déflexions du modèle idéalisé moyen pour des angles de contact de  $15^\circ$  et de  $45^\circ$  par rapport aux moyennes des résultats expérimentaux des 5 sujets correspondants

est associée l’incertitude expérimentale liée à la taille des voxels d’acquisition IRM  $\pm 0.33mm$ . Nous constatons ici que les écarts les plus importants sont générés pour les chargements de 2N. On trouve ainsi  $0.15mm$  comme écart maximal générée par ce modèle moyen. Ces erreurs restent similaires aux erreurs moyennes observées dans les paragraphes précédents. Ainsi, les résultats générés par le modèle moyen, pour les angles de contact de  $15^\circ$  et de  $45^\circ$ , se trouvent à l’intérieur du corridor expérimental (moyenne plus incertitude d’acquisition).

Ces prédictions permettent tout d’abord de valider la méthode d’idéalisée géométrique proposée précédemment. Ces résultats permettent également d’élargir le domaine de validité de



cette méthode à des sujets ayant une anthropométrie moyenne associée à un IMC moyen. L'IMC moyen des cinq sujets est d'ici 22.05, celui de Visible Human est de 28.7 (établi en fonction des données provenant de sa fiche de police réalisée au moment de son incarcération).

## 5.4 Discussion

Au cours de ce chapitre nous avons pu valider l'utilisation de la forme de la loi de comportement identifiée précédemment sur 5 nouveaux sujets. Cette loi s'avère donc suffisante pour moduler la réaction générée par notre objet d'étude.

Nous avons également pu, au cours de ce chapitre, observer l'influence de la géométrie ainsi que celle des propriétés matériaux. Au vu des variations observées et de l'incertitude expérimentale, il n'est pas possible d'émettre des conclusions. En effet, en observant les ordres de grandeurs de ces variations, il aurait fallu une meilleure résolution d'acquisition des données.

Les marqueurs géométriques prépondérants identifiés précédemment ont ici été réutilisés pour construire un modèle géométriquement idéalisé. Cette méthode est ici validée par prédiction en force/déplacement pour les deux angles de contact testés de  $15^\circ$  et  $45^\circ$ . Comme nous avons pu l'observer dans le chapitre lié à l'idéalisation de la géométrie, ce modèle avait un comportement réaliste pour différents angles. Ainsi, la validation de ce modèle permet également de valider l'utilisation de cette procédure de modélisation. Il faut également noter que ces marqueurs ont été mesurés sur les géométries reconstruites, ils intègrent donc l'incertitude liée à cette acquisition IRM sans chargement de  $\pm 0.33mm$ .

Cette validation permet ici d'élargir le domaine de validité de notre approche. L'approche développée est donc à présent valide sur des catégories de populations distinctes, sujets moyens (anthropométrie et IMC), ainsi que sujet de très forte corpulence.

Ce chapitre permet également de valider une approche par modèle moyen, en terme de propriétés matériaux ainsi que de géométrie. Cependant notre échantillon expérimental, sur lequel est basé ce modèle, a une anthropométrie réduite et un effectif réduit de 5 sujets, il n'est pas ici possible de conclure à une large représentativité de ce modèle moyen. On peut tout de même conclure ici que le modèle paramétrique que nous proposons fonctionne, du moins avec cet échantillon.

Au cours de ce chapitre nous avons tenté d'observer l'influence de la géométrie ainsi que celle des constantes matériaux sur les réponses en déflexion et dimensions de zone de contact de nos modèles.

Il est ici délicat de formuler des conclusions au vu des résultats obtenus, en effet ces variations sont pour la plupart englobées dans les incertitudes expérimentales. Il est également nécessaire de rappeler que lors de la sélection des sujets nous avons volontairement réduit l'anthropométrie des participants.

On peut également observer ici les variations entre les constantes identifiées pour ces 5 modèles par rapport à celles déterminées au premier chapitre de ce manuscrit pour le modèle Visible Human. En effet, le matériau homogène du modèle Visible Human est régi par les constantes  $C_{01} = 2.5kPa$  et  $C_{20} = 1kPa$ , et le jeu de constantes moyennes identifiés ici par  $C_{01} = 0.6kPa$  et  $C_{20} = 2.65kPa$ . On observe que pour le modèle Visible Human les constantes identifiées vont générer une réaction plus importante pour les faibles déplacements. Les constantes du modèle moyen de ce chapitre, à l'inverse, vont générer globalement un comportement plus fortement non-linéaire, avec une faible réaction pour de faibles déplacements, et une pente plus importante lorsque le modèle sera sollicité par des déplacements plus importants. Il faut rappeler ici la méthode employée au cours du premier chapitre, avec l'utilisation de deux jeux de données expérimentaux différents de la littérature et la mise en œuvre d'une géométrie qui n'est associée à aucun de ces deux jeux de données. Le premier jeu de données consiste en deux points (déflexion pour un chargement de 1 et 4N), alors que le second est une courbe complète

pour un déplacement imposé jusqu'à 2mm.

Deux hypothèses semblent plausibles, la première étant que le sujet a une épaisseur de tissus mous plus importante que les sujets associés aux jeux de données expérimentaux, ce qui est le cas par rapport aux sujets de notre campagne, mais pas nécessairement par rapport à ceux associés aux deux jeux de données utilisés. Ainsi, dans le cadre de cette hypothèse, la constante  $C_{01}$  va agir en tant que correctif de raideur matériau de cette différence géométrique, assurant une rigidité globale équivalente.

La deuxième étant que l'utilisation de la courbe fournie par Wu et al 2003 [114] décrit mieux le comportement pour les faibles déplacements. Ce comportement n'est pas retranscrit par nos données expérimentales, en effet nous proposons des résultats en terme de déflexion pour des chargements de 2 et 4N. En effet, avec ces deux points le système ne comporte pas de solution unique, et cela peut expliquer pourquoi nous n'avons pas eu besoin de générer une réaction plus importante pour les faibles déplacements, n'ayant pas de données relatives à cette zone.

Il n'est pas possible ici de conclure au vu des éléments dont nous disposons, cependant les résultats issus de ce chapitre présentent l'avantage d'utiliser des géométries associées aux essais mécaniques. Ces observations mettent également en avant le besoin de réaliser plus d'essais.

Comme nous avons également pu le voir au niveau de l'anthropométrie, dans la bibliographie, on note de larges variations sur certaines dimensions. Un de nos marqueurs géométriques, la largeur du doigt  $w_0$ , présente d'importantes variations au sein des études anthropométriques de la littérature. En effet, concernant les 5 sujets issus de notre campagne expérimentale, cette valeur moyenne est de  $w_0 = 16.7mm$  associée à un écart-type de 1.1mm. Si l'on observe les données fournies par Greiner 1991 [41] qui est une étude anthropométrique réalisée sur des soldats américains, la largeur moyenne des index est  $w_0 = 20.1mm$ . Cela représente une augmentation de  $\approx 20\%$  de la largeur du doigt, sans présumer de la proportionnalité des autres grandeurs géométriques définies, on peut penser qu'elles seront probablement plus importantes que celles de notre modèle moyen, amenant probablement de fortes différences en terme d'épaisseur de tissus mous et d'aire de contact par exemple. Ainsi, la large représentativité de ce modèle moyen ne semble pas triviale. Il faut également noter que la profession de militaire engendre une forte composante sportive/manuelle se traduisant probablement par une rigidité plus importante.

Les applications mettent en œuvre des opérateurs au profil et à l'anthropométrie variée, on peut noter par exemple, que l'armée a souvent recours au domaine de la réalité virtuelle avec des simulateurs dont les opérateurs seront des militaires. Le LSI a déjà travaillé avec ce type d'opérateurs, notamment actuellement avec un projet en collaboration avec les pompiers de Paris.

Ce raisonnement, ainsi que les variations anthropométriques observées, peut permettre de penser que des modèles moyens par catégories (anthropométriques et/ou professionnelles) seraient adaptés pour un élargissement du domaine de validité des travaux présentés ici. On peut imaginer que la méthodologie développée au cours de ces travaux (constantes matériaux et géométrie idéalisée moyennes) pourrait être appliquée dans un premier temps à ces autres catégories de sujets. En effet, il n'y a pour l'instant, à notre connaissance, aucune information démontrant que d'autres catégories de sujets présenteraient un comportement physique différent des sujets que nous avons étudiés ici, en terme de forme de la loi de comportement et de marqueurs géométriques prépondérants.

Par la suite, on peut également se poser la question en terme applicatif de la méthodologie à développer pour réaliser ce type de modèle moyen ou un modèle spécifique à un sujet lorsque l'on n'a pas nécessairement accès à sa géométrie interne, dans un contexte industriel. L'idéal étant de pouvoir mettre en œuvre cette méthode de façon non contraignante, tout en conservant le degré de biofidélité atteint. Bien que l'approche par constantes moyennes sur notre échantillon de 5 sujets ait été validée, les résultats et informations dont nous disposons ne nous permettent pas de conclure à ce stade que nous pouvons nous abstenir de constantes matériaux spécifiques.

Ainsi, il faut penser à développer une méthode en terme de chargements et de mesures/test à mettre en œuvre pour construire ce modèle pour un sujet donné. Notre modèle nécessite également des dimensions internes telles que l'épaisseur de tissus mous pour  $0$ ;  $45$ ;  $90^\circ$ . Les données dont nous disposons ne permettent pas à l'heure actuelle de fournir de corrélations satisfaisantes afin de déduire ces grandeurs internes à partir de mesures externes. Ainsi pour un premier objectif d'application il faudrait concevoir une méthode à mettre en œuvre permettant à partir de quelques essais et mesures de générer relativement simplement un modèle biofidèle. Ce point sera abordé plus en détail dans la partie perspectives de ce manuscrit.

## 5.5 Conclusion

Ainsi, au cours de ce chapitre nous avons validé l'utilisation de la forme de loi de comportement identifiée précédemment, ainsi que la méthode de modélisation à partir de marqueurs géométriques prépondérants identifiés. Ce chapitre a également permis de développer un modèle moyen, en termes de constantes matériaux et de géométrie idéalisée, fournissant des données, en force déplacement et dimensions de la zone de contact, que nous considérons comme valides pour des angles de contact de  $\alpha = 15^\circ$  et  $\alpha = 45^\circ$ . Cependant ce chapitre met également en avant les limites d'utilisation de ce modèle et amène à considérer le développement de modèles moyens spécifiques pour différentes catégories de sujets en termes anthropométrique/professionnel.



# Conclusion et Perspectives

Ainsi, ces travaux apportent de premiers éléments quant à la complexité à mettre en œuvre dans la modélisation modèle pour la manipulation fine, notamment par une approche complète de modélisation nécessaire et suffisante. Une forme de loi de comportement spécifique a été identifiée, ainsi qu'une approche d'idéalisation géométrique par marqueurs prépondérants a été proposée, ces deux aspects du modèle ont été validés avec plusieurs sujets pour différents angles de contact en terme de réponse en force/déplacement et de dimensions de la zone de contact. La méthode proposée, tout en offrant de grandes possibilités d'adaptation à l'anatomie spécifique d'un sujet reste robuste. Une campagne innovante de sollicitations mécaniques a été mise en œuvre, et a notamment permis d'observer les configurations déformées du doigt sous sollicitations.

Ces travaux ouvrent de nombreuses perspectives de recherches comme d'applications.

Ces travaux de thèse s'inscrivent principalement dans une optique d'applications industrielles, notamment en terme de simulateur de réalité virtuelle. Ce type de simulateurs nécessite une approche temps réel permettant l'interaction entre l'opérateur et l'environnement simulé. Au cours de ces travaux, nous avons pu observer que pour atteindre les objectifs de biofidélité fixés en termes de force/déplacement et de dimensions de la zone de contact, les modèles nécessitent un certain degré de complexité au niveau des propriétés matériaux et géométriques. Il semble d'ailleurs à l'heure actuelle, que la résolution d'un tel système en temps-réel ne soit pas réaliste. Ainsi, il apparaît nécessaire d'aborder une approche de simplification détournée, sans intégration des éléments finis afin d'intégrer ces résultats. On peut ainsi imaginer une approche semi-empirique *in-silico* basée sur le modèle moyen identifié et validé dans le dernier chapitre de ce manuscrit. Ainsi, on peut imaginer une série d'abaques fournissant différentes courbes d'évolution des grandeurs d'intérêt (force générée, largeur et longueur de contact) en fonction du déplacement et de l'angle de contact. Les données d'entrées fournies par le moteur physique seraient la potentielle déflexion du doigt de l'opérateur (se traduisant au niveau du simulateur par l'interpénétration entre le doigt et le corps à saisir), ainsi que l'angle de contact entre le doigt de l'opérateur et la surface de l'objet à saisir. Dans une optique ergonomique visant à quantifier le potentiel inconfort de prise, une fonction de répartition de pression fournissant la pression maximale de l'interface de contact pourrait également être intégrée et calculée en temps réel (fonction de la force résultante et des dimensions de la zone de contact fournies par les abaques).

Cependant cette approche connaît également des limites, elle nécessite de connaître en amont toutes les configurations de contact potentielles. De plus, ce type d'approche ne semble envisageable que pour des objets possédant de grand rayons de courbure ou des faces planes, générant une sollicitation de contact plan. Dans le cas d'un objet générant de l'indentation, la déflexion des tissus mous environnants est nécessaire à intégrer pour la stabilisation de la prise, et pourrait difficilement être réalisée au travers d'une approche par abaque.

Dans cette même optique principale d'applications industrielles, on vise également des applications ergonomiques, ne comportant pas nécessairement une contrainte de temps-réel. La méthode développée au cours de ce manuscrit s'appuyant sur la physique des matériaux et

les marqueurs géométriques prépondérants, peut s'appliquer à de nouveaux sujets. Cependant au cours de cette méthode nous avons eu recours à des moyens relativement lourds à mettre en œuvre (tels que l'IRM). Une méthode techniquement simple et rapide à mettre en œuvre s'impose donc ici dans un objectif applicatif. Les principaux obstacles sont de déterminer les paramètres non triviaux régissant le modèle proposé, tels que les constantes régissant la loi matériaux, ainsi que les marqueurs géométriques prépondérants internes.

Ainsi la mise en place et la validation d'un protocole permettant de réaliser le modèle d'un nouveau sujet s'avère nécessaire dans un objectif d'application. Cependant, avant de proposer un tel protocole, il sera rigoureux d'effectuer au préalable une étude de sensibilité concernant les différents paramètres internes, afin de déterminer l'incertitude acceptable.

Au vu de ces résultats une campagne d'identification sur une population d'un effectif plus large que celui mis en œuvre ici peut être envisagé, avec comme objectif d'élargir notre validation, mais également d'évaluer la variabilité des marqueurs que nous considérons. De plus, un effectif plus large permettrait également de tenter de corréler les grandeurs internes en fonction de dimensions/grandeurs externes, facilitant ainsi la mise en œuvre d'un protocole de modélisation personnalisé.

Les résultats de ce manuscrit en terme de constantes matériaux mettent en avant des paramètres moyens validés sur cinq sujets. Cependant ce faible nombre de sujets, ayant une anthropométrie restreinte et provenant d'un même milieu professionnel ne nous permet pas pour l'instant de conclure sur des constantes moyennes généralisées. Au vu des éléments de réponses dont nous disposons il semble plus rigoureux de préconiser la détermination de constantes matériaux spécifiques au sujet. Une série d'essais de compressions pour un unique angle de contact ( $15^\circ$  par exemple), peut être mise en œuvre. Cette série peut comporter trois chargements ponctuels, pour 1N, 2N, 4N permettant ainsi d'avoir 3 points permettant de caler les constantes  $C_{01}$  et  $C_{20}$ . Le dispositif expérimental réalisé au cours de la campagne expérimentale peut être réutilisé en incorporant une lecture directe de la déflexion des tissus mous générée (graduation, lecture déportée par laser...).

Ces travaux de thèse conduisent également à des perspectives de recherches et d'applications à moyen terme.

Au cours du dépouillement des données issues de la campagne expérimentale, nous avons pu observer notamment que la distance entre l'ongle et la face supérieure de la phalange se semble varier que peu (voire pas) dans le cadre des sollicitations mécaniques que nous avons appliquées et qui correspondent à celles mises en œuvre lors de la manipulation. Ainsi ces observations pourraient amener à des investigations plus approfondies, et une étude numérique visant à réduire le nombre de marqueurs prépondérants du modèle en supprimant la hauteur de la phalange  $h_p$ . En effet on pourrait envisager un modèle ne comportant qu'un seul corps rigide, intégrant de façon continue la phalange osseuse ainsi que l'ongle. Ces investigations pourraient mettre en œuvre des IRM 7T par exemple apportant une meilleure résolution.

Ces travaux de thèse ont été réalisés uniquement sur des index. Cependant, lors des prises de manipulations fines, nous mettons en œuvre plusieurs doigts. Certains auteurs de la littérature ont démontré expérimentalement la variation de comportement mécanique des différents doigts. Au cours de ces travaux de thèse, nous avons tenté de généraliser certains résultats de l'index aux autres doigts, mais sans succès. Ces résultats se traduisaient par de fortes variations de raideur du matériau homogène (de l'ordre de 50%), ce qui semble peu réaliste. De plus, en ayant maintenant accès à des données IRM sans chargement des 5 phalanges distales, on peut envisager d'appliquer et de valider la méthode de modélisation proposée aux quatre autres doigts de la main.

La manipulation va induire également des sollicitations de chargement transverse sur le bout du doigt, assimilables à du cisaillement. Au cours de ces travaux de thèse, nous n'avons malheureusement pas pu aborder cette thématique du cisaillement par manque de temps. Dans un objectif

d'applications industrielles et de réalisation de simulateur de manipulation, il semble nécessaire d'aborder cette étude. Le modèle existant peut dans un premier temps être testé en cisaillement afin d'observer la réponse fournie. Si cette réponse s'avère insuffisante par rapport aux données expérimentales, une solution à considérer pourrait être d'enrichir la loi de comportement proposée par une contribution anisotrope reprenant cette traction. Cette proposition d'anisotropie du matériau homogène se base sur la composition même du bout du doigt en terme anatomique. En effet, actuellement il est accepté de façon générale dans la littérature que la peau a un comportement anisotrope (régi généralement par deux orientations de fibres de collagène). La structuration du tissu adipeux reste quant à elle mal connue à l'heure actuelle, cependant un auteur modélise ce tissu par un matériau ayant une orientation privilégiée. Cependant, ces directions privilégiées de comportement n'ont, à notre connaissance, pas été caractérisées.

Au cours du chapitre concernant la campagne expérimentale, nous avons pu observer sur les acquisitions sous chargement d'indentation (1N) que cette sollicitation génère une configuration déformée extrême. On peut observer la face interne de la peau qui est proche voire quasiment au contact de l'os cortical de la phalange osseuse. Ces observations ont été réalisées sur chacun des sujets ayant eu cette sollicitation. Cette observation permet ici de se poser des questions sur les limites d'une approche par milieux continus. En effet ce type d'observations amène à considérer du déplacement de matière au sein des tissus sous-cutanés, et il semblerait cohérent à partir de ce constat de considérer une approche par milieux divisés et non plus continus. Une première série de coupes histologiques ont été réalisées au cours de cette thèse, cependant ce travail est pour l'instant exploratoire.

Enfin, ces travaux amènent également des perspectives à plus ou moins long terme concernant la modélisation globale de la main complète. L'objet d'étude de ce manuscrit est limité aux prises de précision mettant en œuvre uniquement le bout des doigts. Dans un objectif de possibilité de simulations plus large, il semble nécessaire d'investiguer également la paume de la main plus spécifiquement pour les prises de force. Cependant l'anatomie de la main est sensiblement différente en terme de nature des tissus mous en compression. En effet, au sein de la paume de la main, on retrouve le fascia de la paume, ainsi que des muscles, notamment l'abducteur du pouce. Ainsi, au vu de la composition non homogène de la paume, contenant également des corps biologiques orientés, l'utilisation d'une approche par matériau homogène isotrope ne semble pas envisageable. Le comportement en compression de cette nouvelle structure doit donc être étudié.

L'objectif à plus long terme restant la réalisation d'un modèle mixte rigides articulés/éléments finis de la main totalement dédié à la manipulation. Ce modèle intégrerait la cinématique issue de la littérature, les résultats de ce manuscrit concernant les bouts des doigts, ainsi que potentiellement des tissus mous au niveau de la paume de la main.





# Bibliographie

- [1] *Iso 5349-1 : Mesurage et évaluation de l'exposition des individus aux vibrations transmises par la main*, Tech. report, Avril 2002.
- [2] Abaqus, *Abaqus theory manual*, 6.11 ed.
- [3] Michael J Ackerman, *The visible human project*, Proceedings of the IEEE **86** (1998), no. 3, 504–511.
- [4] Giulio Ambrosi, Antonio Bicchi, Danilo De Rossi, and Erizo Pasciiale Scilingo, *The role of contact area spread rate in haptic discrimination of softness*, Robotics and Automation, 1999. Proceedings. 1999 IEEE International Conference on, vol. 1, IEEE, 1999, pp. 305–310.
- [5] Aisling Ní Annaidh, Karine Bruyère, Michel Destrade, Michael D Gilchrist, and Mélanie Otténio, *Characterization of the anisotropic mechanical properties of excised human skin*, Journal of the mechanical behavior of biomedical materials **5** (2012), no. 1, 139–148.
- [6] Code Aster, *Loi de comportement hyper-élastique : matériau presque incompressible*, <http://www.code-aster.org>.
- [7] Harvey Thomas Banks, Shuhua Hu, and Zackary R Kenz, *A brief review of elasticity and viscoelasticity for solids*, Advances in Applied Mathematics and Mechanics **3** (2011), no. 01, 1–51.
- [8] Jean-Philippe Bastard and Bruno Fève, *Physiology and physiopathology of adipose tissue*, Springer Science & Business Media, 2012.
- [9] Silvia S Blemker and Scott L Delp, *Three-dimensional representation of complex muscle architectures and geometries*, Annals of biomedical engineering **33** (2005), no. 5, 661–673.
- [10] Mary C Boyce and Ellen M Arruda, *Constitutive models of rubber elasticity : a review*, Rubber chemistry and technology **73** (2000), no. 3, 504–523.
- [11] John-John Cabibihan, Raditya Pradipta, Yun Zhi Chew, and Shuzhi Sam Ge, *Towards humanlike social touch for prosthetics and sociable robotics : Handshake experiments and finger phalange indentations*, Advances in Robotics, Springer, 2009, pp. 73–79.
- [12] Erman Cakit, Behice Durgun, Oya Cetik, and Oguz Yoldas, *A survey of hand anthropometry and biomechanical measurements of dentistry students in turkey*, Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries **24** (2014), no. 6, 739–753.
- [13] Dominique Chamoret, Sébastien Roth, Z-Q Feng, X-T Yan, Samuel Gomes, and François Peyraut, *A novel approach to modelling and simulating the contact behaviour between a human hand model and a deformable object*, Computer methods in biomechanics and biomedical engineering **16** (2013), no. 2, 130–140.
- [14] Dominique Chamoret, Sébastien Roth, Samuel Gomes, François Peyraut, Xiu-Tian Yan, and Zhi-Qiang Feng, *Création d'un modèle éléments finis 3d non-linéaire d'une main en contact*, 10 ème Colloque National En Calcul Des Structures, 2011.

- [15] Jason Tak-Man Cheung, Ming Zhang, Aaron Kam-Lun Leung, and Yu-Bo Fan, *Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study*, Journal of biomechanics **38** (2005), no. 5, 1045–1054.
- [16] Izabela Luiza Ciesielska-Wrobel, Lieva Van Langenhove, and Katarzyna Grabowska, *Fingertip skin models for analysis of the haptic perception of textiles*, Journal of Biomedical Science and Engineering **2014** (2014).
- [17] Dwayne C Clark, *Common acute hand infections.*, American family physician **68** (2003), no. 11, 2167–2176.
- [18] Code Aster, *Code aster loi de comportement hyper-élastique : matériau presque incompressible*, r5.03.19 ed.
- [19] Kerstyn Comley and Norman A Fleck, *The toughness of adipose tissue : measurements and physical basis*, Journal of biomechanics **43** (2010), no. 9, 1823–1826.
- [20] William P Cooney and EY Chao, *Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function*, J Bone Joint Surg Am **59** (1977), no. 1, 27–36.
- [21] Mark R Cutkosky, *On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks*, Robotics and Automation, IEEE Transactions on **5** (1989), no. 3, 269–279.
- [22] Mark R Cutkosky and Paul K Wright, *Modeling manufacturing grips and correlations with the design of robotic hands*, Robotics and Automation. Proceedings. 1986 IEEE International Conference on, vol. 3, IEEE, 1986, pp. 1533–1539.
- [23] Brechtje Johanna Daams, *Human force exertion in user-product interaction : backgrounds for design*, TU Delft, Delft University of Technology, 1994.
- [24] Kiran Dandekar, Balasundar I Raju, and Mandayam A Srinivasan, *3-d finite-element models of human and monkey fingertips to investigate the mechanics of tactile sense*, Journal of biomechanical engineering **125** (2003), no. 5, 682–691.
- [25] Daniel Eugène Monique Gauthier Yves Gioanni Daniel Richard, Jea-Francois Camps, *Neurosciences : Tout le cours en fiches*, 2013.
- [26] Ren G Dong, John Z Wu, and Daniel E Welcome, *Recent advances in biodynamics of human hand-arm system*, Industrial health **43** (2005), no. 3, 449–471.
- [27] RG Dong, AW Schopper, TW McDowell, DE Welcome, JZ Wu, WP Smutz, C Warren, and S Rakheja, *Vibration energy absorption (vea) in human fingers-hand-arm system*, Medical engineering & physics **26** (2004), no. 6, 483–492.
- [28] Yui Endo, Satoshi Kanai, Natsuki Miyata, Makiko Kouchi, Masaaki Mochimaru, Jun Konno, Michiyo Ogasawara, and Marie Shimokawa, *Optimization-based grasp posture generation method of digital hand for virtual ergonomic assessment*, SAE international journal of passenger cars-electronic and electrical systems **1** (2009), no. 1, 590–8.
- [29] Charlotte E Exner, *Development of hand skills*, Occupational therapy for children **5** (2001), 304–355.
- [30] Thomas Feix, Javier Romero, Heinz-Bodo Schmiebmayer, Aaron M Dollar, and Danica Kragic, *The grasp taxonomy of human grasp types*.
- [31] J Randall Flanagan and Roland S Johansson, *Hand movements*, Encyclopedia of the human brain **2** (2002), 399–414.
- [32] MH Flint, *Some observations on the vascular supply of the nail bed and terminal segments of the finger*, British journal of plastic surgery **8** (1956), 186–195.
- [33] Cormac Flynn, Andrew Taberner, and Poul Nielsen, *Mechanical characterisation of in vivo human skin using a 3d force-sensitive micro-robot and finite element analysis*, Biomechanics and modeling in mechanobiology **10** (2011), no. 1, 27–38.

- [34] Boris Gabriel, Chrystèle Rubod, Mathias Brieu, Bruno Dedet, Laurent De Landsheere, Vincent Delmas, and Michel Cosson, *Vagina, abdominal skin, and aponeurosis : do they have similar biomechanical properties ?*, International urogynecology journal **22** (2011), no. 1, 23–27.
- [35] Alan N Gent, *Engineering with rubber : how to design rubber components*, Carl Hanser Verlag GmbH Co KG, 2012.
- [36] Gregory J Gerling, Isabelle I Rivest, Daine R Lesniak, Jacob R Scanlon, and Lingtian Wan, *Validating a population model of tactile mechanotransduction of slowly adapting type i afferents at levels of skin mechanics, single-unit response and psychophysics*, Haptics, IEEE Transactions on **7** (2014), no. 2, 216–228.
- [37] Gregory J Gerling and Geb W Thomas, *The effect of fingertip microstructures on tactile edge perception*, Eurohaptics Conference, 2005 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2005. World Haptics 2005. First Joint, IEEE, 2005, pp. 63–72.
- [38] Gregory J Gerling and Geb w Thomas, *Fingerprint lines may not directly affect sa-i mechanoreceptor response*, Somatosensory & motor research **25** (2008), no. 1, 61–76.
- [39] Franck Gonzalez, Florian Gosselin, and Wael Bachta, *Analysis of hand contact areas and interaction capabilities during manipulation and exploration*, Haptics, IEEE Transactions on **7** (2014), no. 4, 415–429.
- [40] Henry Gray and Susan Standring, *Gray's anatomy : the anatomical basis of clinical practice*, Elsevier/Churchill Livingstone, 2008.
- [41] Thomas M Greiner, *Hand anthropometry of us army personnel*, Tech. report, DTIC Document, 1991.
- [42] Gregor Harih, *Razvoj virtualnega modela človeške roke za ergonomsko oblikovanje izdelkov : doktorska disertacija*, Ph.D. thesis, G. Harih, 2014.
- [43] Gregor Harih and Bojan Dolšak, *Recommendations for tool-handle material choice based on finite element analysis*, Applied ergonomics **45** (2014), no. 3, 577–585.
- [44] Randy M Hauck, Linda Camp, H Paul Ehrlich, Gregory C Sagers, Dennis R Banducci, and William P Graham, *Pulp nonfiction : microscopic anatomy of the digital pulp space*, Plastic and reconstructive surgery **113** (2004), no. 2, 536–539.
- [45] Ying He, Hao Liu, Ryutaro Himeno, Junko Sunaga, Nobunori Kakusho, and Hideo Yokota, *Finite element analysis of blood flow and heat transfer in an image-based human finger*, Computers in biology and medicine **38** (2008), no. 5, 555–562.
- [46] FM Hendriks, D v Brokken, JTWM Van Eemeren, CWJ Oomens, FPT Baaijens, and JBAM Horsten, *A numerical-experimental method to characterize the non-linear mechanical behaviour of human skin*, Skin research and technology **9** (2003), no. 3, 274–283.
- [47] CO Horgan and G Saccomandi, *A description of arterial wall mechanics using limiting chain extensibility constitutive models*, Biomechanics and modeling in mechanobiology **1** (2003), no. 4, 251–266.
- [48] Cornelius O Horgan and Giuseppe Saccomandi, *Constitutive modelling of rubber-like and biological materials with limiting chain extensibility*, Mathematics and mechanics of solids **7** (2002), no. 4, 353–371.
- [49] Thea Iberall, Geoffrey Bingham, and MA Arbib, *Opposition space as a structuring concept for the analysis of skilled hand movements*, Experimental brain research series **15** (1986), 158–173.

- [50] Sheik N Imrhan, MD Sarder, and Nabeel Mandahawi, *Hand anthropometry in a sample of bangladesh males*, IIE Annual Conference. Proceedings, Institute of Industrial Engineers-Publisher, 2006, p. 1.
- [51] Clémentine Jacquemoud, *Caractérisation mécanique et modélisation du comportement jusqu'à rupture de membranes biologiques fibreuses : application à la peau humaine*, Ph.D. thesis, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 2007.
- [52] Melvin H Jahss, James D Michelson, Panna Desai, Robert Kaye, Frederick Kummer, William Buschman, Frank Watkins, and Steven Reich, *Investigations into the fat pads of the sole of the foot : anatomy and histology*, *Foot & Ankle International* **13** (1992), no. 5, 233–242.
- [53] Devin L Jindrich, Yanhong Zhou, Theodore Becker, and Jack Tigh Dennerlein, *Non-linear viscoelastic models predict fingertip pulp force-displacement characteristics during voluntary tapping*, *Journal of biomechanics* **36** (2003), no. 4, 497–503.
- [54] RS Johansson and G Westling, *Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects*, *Experimental brain research* **56** (1984), no. 3, 550–564.
- [55] Noriko Kamakura, Michiko Matsuo, Harumi Ishii, Fumiko Mitsuboshi, and Yoriko Miura, *Patterns of static prehension in normal hands*, *American Journal of Occupational Therapy* **34** (1980), no. 7, 437–445.
- [56] Sing B Kang and Katsushi Ikeuchi, *A framework for recognizing grasps*, Tech. report, DTIC Document, 1991.
- [57] Ibrahim A Kapandji, *Funktionelle anatomie der gelenke : schematisierte und kommentierte zeichnungen zur menschlichen biomechanik*, Georg Thieme Verlag, 2006.
- [58] Siddarth Kumar, Gang Liu, David W Schloerb, and Mandayam A Srinivasan, *Viscoelastic characterization of the primate finger pad in vivo by microstep indentation and three-dimensional finite element models for tactile sensation studies*, *Journal of biomechanical engineering* **137** (2015), no. 6, 061002.
- [59] P Kunte, G Platzer, P Kunte, and G Platzer, *Querengel-und lagerungsschienen in der ambulanten traumatologische nachbehandlung*, 1980.
- [60] Daine R Lesniak and Gregory J Gerling, *Predicting sa-i mechanoreceptor spike times with a skin-neuron model*, *Mathematical biosciences* **220** (2009), no. 1, 15–23.
- [61] CM Light, PH Chappell, PJ Kyberd, and BS Ellis, *A critical review of functionality assessment in natural and prosthetic hands*, *The British Journal of Occupational Therapy* **62** (1999), no. 1, 7–12.
- [62] Graham Lister, *The hand : diagnosis and indications*, Churchill Livingstone, 1993.
- [63] Takashi Maeno, Tomoyuki Kawamura, and Sen-Chieh Cheng, *Friction estimation by pressing an elastic finger-shaped sensor against a surface*, *Robotics and Automation, IEEE Transactions on* **20** (2004), no. 2, 222–228.
- [64] Takashi Maeno, Kazumi Kobayashi, and Nobutoshi Yamazaki, *Relationship between the structure of human finger tissue and the location of tactile receptors.*, *JSME International Journal Series C* **41** (1998), no. 1, 94–100.
- [65] R Malek, *The grip and its modalities*, *The hand* **1** (1981), 469–476.
- [66] Nabeel Mandahawi, Sheik Imrhan, Salman Al-Shobaki, and B Sarder, *Hand anthropometry survey for the jordanian population*, *International Journal of Industrial Ergonomics* **38** (2008), no. 11, 966–976.

- [67] Stephen Mascaro and H Harry Asada, *Fingernail touch sensors : spatially distributed measurement and hemodynamic modeling*, Robotics and Automation, 2000. Proceedings. ICRA'00. IEEE International Conference on, vol. 4, IEEE, 2000, pp. 3422–3427.
- [68] Stephen A Mascaro and H Harry Asada, *Understanding of fingernail-bone interaction and fingertip hemodynamics for fingernail sensor design*, haptics, IEEE, 2002, p. 113.
- [69] ECOLE DOCTORALE MEGA, *Analyse et simulation cinématique du mouvement du bras lors de la manipulation d'un objet pour la simulation ergonomique à l'aide d'un mannequin numérique*, Ph.D. thesis, Université Claude Bernard Lyon 1, 2013.
- [70] Romain Michalec, *Modélisation et contrôle de la manipulation dextre multidigitale pour les mains robotisées humanoïdes*, Ph.D. thesis, Paris 6, 2011.
- [71] Masakazu Murai, Hui-King Lau, Barry P Pereira, and Robert WH Pho, *A cadaver study on volume and surface area of the fingertip*, The Journal of hand surgery **22** (1997), no. 5, 935–941.
- [72] Nobuaki Nakazawa, Ryojun Ikeura, and Hikaru Inooka, *Characteristics of human fingertips in the shearing direction*, Biological cybernetics **82** (2000), no. 3, 207–214.
- [73] John R Napier, *The prehensile movements of the human hand*, Journal of bone and joint surgery **38** (1956), no. 4, 902–913.
- [74] AN Natali and EA Meroi, *A review of the biomechanical properties of bone as a material*, Journal of biomedical engineering **11** (1989), no. 4, 266–276.
- [75] Lihong Pan, Leo Zan, and F Stuart Foster, *Ultrasonic and viscoelastic properties of skin under transverse mechanical stress in vitro*, Ultrasound in medicine & biology **24** (1998), no. 7, 995–1007.
- [76] Todd C Pataky, Mark L Latash, and Vladimir M Zatsiorsky, *Viscoelastic response of the finger pad to incremental tangential displacements*, Journal of biomechanics **38** (2005), no. 7, 1441–1449.
- [77] Dianne TV Pawluk and Robert d Howe, *Dynamic contact of the human fingerpad against a flat surface*, Journal of biomechanical engineering **121** (1999), no. 6, 605–611.
- [78] Dianne TV Pawluk and Robert D Howe, *Dynamic lumped element response of the human fingerpad*, Journal of biomechanical engineering **121** (1999), no. 2, 178–183.
- [79] Antonio Pérez-González, Margarita Vergara, and Joaquin L Sancho-Bru, *Stiffness map of the grasping contact areas of the human hand*, Journal of biomechanics **46** (2013), no. 15, 2644–2650.
- [80] John R Phillips and Kenneth O Johnson, *Tactile spatial resolution. iii. a continuum mechanics model of skin predicting mechanoreceptor responses to bars, edges, and gratings*, Journal of Neurophysiology **46** (1981), no. 6, 1204–1225.
- [81] RS Rivlin, *Large elastic deformations of isotropic materials. iv. further developments of the general theory*, Philosophical Transactions of the Royal Society of London A : Mathematical, Physical and Engineering Sciences **241** (1948), no. 835, 379–397.
- [82] N Sakai and S Shimawaki, *Mechanical responses and physical factors of the fingertip pulp*, Applied Bionics and Biomechanics **3** (2006), no. 4, 273–278.
- [83] V Sansalone, S Naili, V Bousson, C Bergot, F Peyrin, J Zarka, JD Laredo, and G Haiat, *Determination of the heterogeneous anisotropic elastic properties of human femoral bone : from nanoscopic to organ scale*, Journal of biomechanics **43** (2010), no. 10, 1857–1863.
- [84] Elaine R Serina, Eric Mockensturm, CD Mote, and David Rempel, *A structural model of the forced compression of the fingertip pulp*, Journal of biomechanics **31** (1998), no. 7, 639–646.

- [85] Elaine R Serina, CD Mote, and David Rempel, *Force response of the fingertip pulp to repeated compression—effects of loading rate, loading angle and anthropometry*, Journal of biomechanics **30** (1997), no. 10, 1035–1040.
- [86] Fei Shao, Tom HC Childs, Catherine J Barnes, and Brian Henson, *Finite element simulations of static and sliding contact between a human fingertip and textured surfaces*, Tribology International **43** (2010), no. 12, 2308–2316.
- [87] Satoshi Shimawaki and Naotaka Sakai, *Quasi-static deformation analysis of a human finger using a three-dimensional finite element model constructed from ct images*, Journal of Environment and Engineering **2** (2007), no. 1, 56–63.
- [88] JC Simo and Thomas JR Hughes, *Computational inelasticity, volume 7 of interdisciplinary applied mathematics*, 1998.
- [89] Sharon K Skerik, Madge W Weiss, and Adrian E Flatt, *Functional evaluation of congenital hand anomalies.*, The American journal of occupational therapy : official publication of the American Occupational Therapy Association **25** (1971), no. 2, 98.
- [90] David Slattery, Rachel Aland, Gail Durbridge, and Gary Cowin, *Dorsal digital septum of the distal interphalangeal joint*, The Journal of hand surgery **34** (2009), no. 3, 467–473.
- [91] Dean O Smith, Chikayoshi Oura, Chihiro Kimura, and Kiyotaka Toshimori, *Artery anatomy and tortuosity in the distal finger*, The Journal of hand surgery **16** (1991), no. 2, 297–302.
- [92] C Sollerman, *The use of eight main hand grips in activities of daily living. in “handens greppfunktion”*, Department of Section for Hand Surgery. Orthopedic Surgery, University of Göteborg, Göteborg, Sweden (1980).
- [93] Gerhard Sommer, Maximilian Eder, Laszlo Kovacs, Heramb Pathak, Lars Bonitz, Christoph Mueller, Peter Regitnig, and Gerhard A Holzapfel, *Multiaxial mechanical properties and constitutive modeling of human adipose tissue : a basis for preoperative simulations in plastic and reconstructive surgery*, Acta biomaterialia **9** (2013), no. 11, 9036–9048.
- [94] M Srinivasan, RJ Gulati, and K Dandekar, *In vivo compressibility of the human fingertip.*, ASME BIOENG DIV PUBL BED., ASME, NEW YORK, NY(USA), 1992, **22** (1992), 573–576.
- [95] MA Srinivasan and K Dandekar, *An investigation of the mechanics of tactile sense using two-dimensional models of the primate fingertip*, Journal of biomechanical engineering **118** (1996), no. 1, 48–55.
- [96] Mandayam A Srinivasan, *Surface deflection of primate fingertip under line load*, Journal of biomechanics **22** (1989), no. 4, 343–349.
- [97] Erwin Stein and Gautam Sagar, *Convergence behavior of 3d finite elements for neo-hookean material*, Engineering Computations **25** (2008), no. 3, 220–232.
- [98] Naomi G Swanson, Traci L Galinsky, Libby L Cole, Christopher S Pan, and Steven L Sauter, *The impact of keyboard design on comfort and productivity in a text-entry task*, Applied Ergonomics **28** (1997), no. 1, 9–16.
- [99] Craig L Taylor and Robert J Schwarz, *The anatomy and mechanics of the human hand*, Artificial limbs **2** (1955), no. 2, 22–35.
- [100] HV Tran, F Charleux, A Ehrlacher, and MC Ho Ba Tho, *Propriétés mécaniques multicouches de la peau humaine in vivo*, Colloque National en Calcul des Structures, 2005.
- [101] Matt Venus, Jacqueline Waterman, and Ian McNab, *Basic physiology of the skin*, Surgery (Oxford) **29** (2011), no. 10, 471–474.

- [102] Matt B Wagner, Gregory J Gerling, and Jacob Scanlon, *Validation of a 3-d finite element human fingerpad model composed of anatomically accurate tissue layers*, Haptic interfaces for virtual environment and teleoperator systems, 2008. haptics 2008. symposium on, IEEE, 2008, pp. 101–105.
- [103] Abas WA Wan, *Biaxial tension test of human skin in vivo.*, Bio-medical materials and engineering **4** (1993), no. 7, 473–486.
- [104] Qi Wang and Vincent Hayward, *In vivo biomechanics of the fingerpad skin under local tangential traction*, Journal of biomechanics **40** (2007), no. 4, 851–860.
- [105] Yuxiang Wang and Gregory J Gerling, *Computational modeling reinforces that proprioceptive cues may augment compliance discrimination when elasticity is decoupled from radius of curvature*, Haptics : Neuroscience, Devices, Modeling, and Applications, Springer, 2014, pp. 360–368.
- [106] Zhongkui Wang, Lijuan Wang, Van Anh Ho, Shigehiro Morikawa, and Shinichi Hirai, *A 3-d nonhomogeneous fe model of human fingertip based on mri measurements*, Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on **61** (2012), no. 12, 3147–3157.
- [107] Jeffrey A Weiss, John C Gardiner, and Carlos Bonifasi-Lista, *Ligament material behavior is nonlinear, viscoelastic and rate-independent under shear loading*, Journal of biomechanics **35** (2002), no. 7, 943–950.
- [108] Madge W Weiss and Adrian E Flatt, *Functional evaluation of the congenitally anomalous hand. ii.*, The American journal of occupational therapy : official publication of the American Occupational Therapy Association **25** (1971), no. 3, 139.
- [109] R Wolfram-Gabel and H Sick, *Vascular networks of the periphery of the fingernail*, Journal of Hand Surgery (British and European Volume) **20** (1995), no. 4, 488–492.
- [110] John Z Wu, Kai-Nan An, Robert G Cutlip, Michael E Andrew, and Ren G Dong, *Modeling of the muscle/tendon excursions and moment arms in the thumb using the commercial software anybody*, Journal of biomechanics **42** (2009), no. 3, 383–388.
- [111] John Z Wu, Ren G Dong, S Rakheja, and AW Schopper, *Simulation of mechanical responses of fingertip to dynamic loading*, Medical engineering & physics **24** (2002), no. 4, 253–264.
- [112] John Z Wu, Ren G Dong, S Rakheja, AW Schopper, and WP Smutz, *A structural fingertip model for simulating of the biomechanics of tactile sensation*, Medical engineering & physics **26** (2004), no. 2, 165–175.
- [113] John Z Wu, Ren G Dong, AW Schopper, and WP Smutz, *Analysis of skin deformation profiles during sinusoidal vibration of fingerpad*, Annals of biomedical Engineering **31** (2003), no. 7, 867–878.
- [114] John Z Wu, Ren G Dong, WP Smutz, and S Rakheja, *Dynamic interaction between a fingerpad and a flat surface : experiments and analysis*, Medical engineering & physics **25** (2003), no. 5, 397–406.
- [115] John Z Wu, Kristine Krajnak, Daniel E Welcome, and Ren G Dong, *Three-dimensional finite element simulations of the dynamic response of a fingertip to vibration*, Journal of biomechanical engineering **130** (2008), no. 5, 054501.
- [116] John Z Wu, Kristine Krajnak, Daniel E Welcome, and Ren g Dong, *Analysis of the biodynamic interaction between the fingertip and probe in the vibrotactile tests : The influences of the probe/fingertip contact orientation and static indentation*, Journal of biomechanics **42** (2009), no. 2, 116–124.

- [117] John Z Wu, Daniel E Welcome, and Ren G Dong, *Three-dimensional finite element simulations of the mechanical response of the fingertip to static and dynamic compressions*, Computer methods in biomechanics and biomedical engineering **9** (2006), no. 1, 55–63.
- [118] John Z Wu, Daniel E Welcome, Kristine Krajnak, and Ren G Dong, *Finite element analysis of the penetrations of shear and normal vibrations into the soft tissues in a fingertip*, Medical engineering & physics **29** (2007), no. 6, 718–727.
- [119] Jie Yin, Gregory J Gerling, and Xi Chen, *Mechanical modeling of a wrinkled fingertip immersed in water*, Acta biomaterialia **6** (2010), no. 4, 1487–1496.
- [120] Hiroaki Yoshida, Mitsunori Tada, and Masaaki Mochimaru, *3d finite element analysis of the frictional behavior of the human fingertip*, Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE, IEEE, 2006, pp. 91–94.
- [121] Yong-Ping Zheng and Arthur FT Mak, *An ultrasound indentation system for biomechanical properties assessment of soft tissues in-vivo*, Biomedical Engineering, IEEE Transactions on **43** (1996), no. 9, 912–918.
- [122] Elvin G Zook, Allen L Van Beek, Robert C Russell, and Michael E Beatty, *Anatomy and physiology of the perionychium : a review of the literature and anatomic study*, The Journal of hand surgery **5** (1980), no. 6, 528–536.
- [123] Philippe K Zysset, X Edward Guo, C Edward Hoffer, Kristin E Moore, and Steven A Goldstein, *Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur*, Journal of biomechanics **32** (1999), no. 10, 1005–1012.