

Modélisation - Identification d'une loi de comportement

2.1 Introduction

Comme nous avons pu le voir dans le premier chapitre consacré à la bibliographie, le bout du doigt est une structure, au sens mécanique, composée de différents matériaux non linéaires, hétérogènes, anisotropes. Nous avons pu voir dans la littérature numérique que les propriétés matériaux utilisées pour le domaine des tissus mous composant le bout du doigt sont relativement variées. On observe des modélisations de ces propriétés élastiques par des approches linéaires [87], et des approches non-linéaires par potentiels hyperélastiques de divers degrés [112, 117]. Concernant les propriétés de compressibilité, les auteurs proposent également différentes approches avec $\nu \in [0.40, 0.50[$ [113, 87]. On constate ainsi, qu'il n'y a pour l'instant pas de consensus concernant ces propriétés matériaux, de façon générale, mais également de façon plus spécifique concernant notre contexte d'applications.

A notre connaissance, aucune de ces études de modélisation ou de caractérisation n'a été menée dans le cadre spécifique des sollicitations mécaniques liées à la manipulation fine. Or, il ne serait pas cohérent d'adopter des solutions développées dans le cadre d'études visant différentes applications, par exemple l'étude des mécanorécepteurs qui vise à simuler des déplacements inférieurs à 1mm, la structure n'étant, dans cet exemple, que peu sollicitée dans le domaine des grandes déformations. D'autre part, certains auteurs proposent un potentiel hyperélastique comportant 5 termes élastiques dont des termes couplés [117], un tel degré de complexité dans la formulation de la loi matériaux n'est pas assurément nécessaire, ces nombreux termes peuvent difficilement être identifiés à partir de données expérimentales. Enfin, comme nous avons pu le voir dans le chapitre précédent, la manipulation va amener différentes configurations de sollicitations mécaniques, or les études existantes ne font pas intervenir ces différentes configurations de sollicitations mécaniques.

Au cours de ce premier chapitre, nous utiliserons un modèle géométrique réaliste, basé sur la géométrie de Visible Human [3], et mis à l'échelle des sujets des expériences de la littérature utilisées. Nous chercherons à identifier une loi de comportement nécessaire et suffisante dans le cadre des sollicitations mécaniques que nous nous sommes fixées, permettant de générer un comportement mécanique réaliste, en terme de réaction normale générée. La finalité de ce chapitre sera tout d'abord l'expression de la loi de comportement identifiée, ainsi qu'une proposition de paramètres permettant une réponse biofidèle du modèle.

2.2 Méthode

Au cours de ce chapitre nous allons déterminer une forme de loi de comportement ainsi que les constantes associées en mettant en œuvre une méthode d'identification puis de validation basées sur deux jeux de données expérimentaux mettant en œuvre deux configurations de sollicitations différentes. Nous réaliserons des simulations éléments finis en grandes déformations avec le code de calcul éléments finis Code_aster.

2.2.1 Experimental data-set

Comme nous avons pu le voir dans le chapitre précédent, il y a plusieurs expériences de sollicitations mécaniques dans la littérature. Nous nous concentrons dans un premier temps uniquement sur les sollicitations de compression simple, mettant en œuvre des sollicitations de faibles vitesses sur des phalanges distales, et dont les auteurs fournissent suffisamment d'informations dans leurs publications. Nous utilisons donc dans ce chapitre deux jeux de données expérimentaux de compression plan ayant des configurations différentes, issus de la littérature, pour déterminer et valider les propriétés matériaux.

Le premier, issu de l'étude de Wu et al 2003 [114] réalisé sur l'index de quatre sujets (deux hommes et deux femmes) ayant un âge moyen de 24 ans, est défini par un angle de contact de 20° (figure 1.12 chapitre bibliographique). Le dispositif proposé par l'auteur bloque la face dorsale du doigt et la sollicitation mécanique est appliquée par l'expérimentateur sur la pulpe. Cette série de compressions plan est pilotée en déplacement imposé, avec une variation de la vitesse de sollicitations de 0.1 à $4\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$. Dans le cadre de cette étude nous utilisons uniquement le jeu de données issu de la plus faible vitesse de déplacement.

Le second jeu de données expérimentales que nous utilisons provient de Serina et al 1997 [85]. Cette campagne expérimentale consiste quant à elle en une sollicitation de type compression plan réalisée de façon fréquentielle. Cette expérience est réalisée sur l'index de 20 sujets (12 hommes et 8 femmes) ayant un âge moyen de 35 ans. L'angle de contact est ici de 0° (plus ou moins 4°). Les fréquences testées sont comprises entre 0.25 et 3Hz nous permettent de considérer une période de 4 secondes (pour la fréquence la plus faible de 0.25Hz) suffisante pour ne pas avoir d'historique de chargement au niveau de la composante de viscosité de la structure. Dans cette expérience c'est le sujet qui va induire le mouvement de contact, la vitesse n'est pas mesurée par l'auteur, mais cette campagne expérimentale est généralement caractérisée de quasi statique dans la littérature [53].

Ainsi, nous utilisons ces deux jeux de données expérimentaux en les considérant comme des chargements statiques pour déterminer et valider la loi matériaux ainsi que les paramètres associés de notre modèle.

2.2.2 Modèle

Dans ce chapitre nous étudierons uniquement les aspects de propriétés des matériaux du modèle.

A partir des données d'imagerie issues du projet Visible Human [3], nous segmentons manuellement l'index afin de reconstruire un modèle réaliste. On peut observer en Figure 2.1 le maillage issu du projet Visible Human, avec en partie centrale (rouge) la phalange osseuse, sur le dessus (vert) l'ongle, et le domaine de tissus mous homogénéisés (bleu ciel). Afin de réduire les variables globales du modèle, nous modélisons un seul domaine représentant les tissus adipeux et la peau avec un seul matériau. Cette approche simplificatrice de la représentation des tissus mous est utilisée dans la littérature [87, 111]. En effet, pour le type de sollicitations modélisées dans ce chapitre (compression plan), les différents domaines de tissus mous (épiderme, derme,

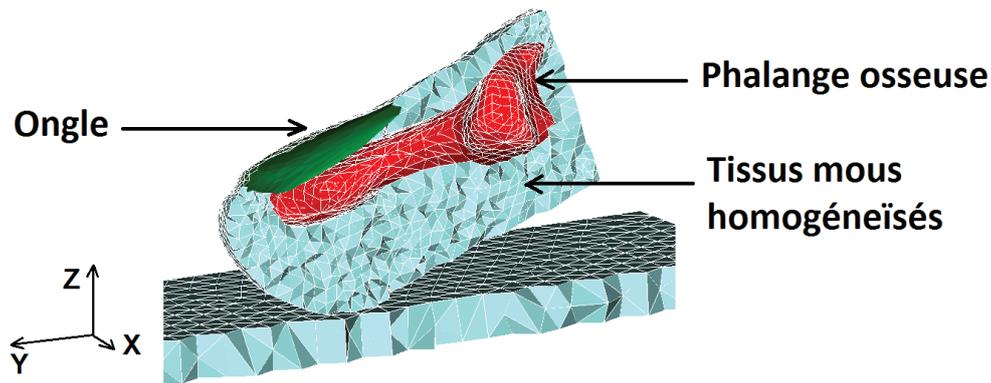


FIGURE 2.1 – Maillage issu de la reconstruction de l'index de Visible Human[3]

tissus adipeux) comprimés sont des éléments en série. Nous faisons donc ici l'hypothèse que ces différents domaines peuvent être modélisés par un seul domaine équivalent en terme de raideur en compression. Cette hypothèse a été confirmée dans le cadre du stage de N. Petitjean (Annexe H).

Le modèle est maillé à l'aide d'éléments tétraédriques linéaires. Nous réalisons une étude de convergence en fonction de la taille des éléments. Cette étape nous permet de déterminer une grandeur caractéristique des éléments $S \approx 1mm$, et ainsi de limiter les temps de simulations pour la suite de cette étude. Cette dimension caractéristique est déterminée uniquement pour le cas étudié présentement de compression plane.

Les auteurs des deux jeux de données expérimentaux que nous utilisons ne fournissent pas la géométrie des doigts des sujets ayant participé à leur campagne expérimentale, ils donnent seulement des dimensions générales concernant ces géométries. Afin d'adapter l'index de Visible Human, nous appliquons une mise à l'échelle du modèle reconstruit dans la direction de la largeur afin d'approcher les doigts moyens des sujets des deux data-set expérimentaux que nous utilisons. Nous faisons ici l'hypothèse qu'une homothétie nous permet de recalculer grossièrement la géométrie de Visible Human afin de correspondre aux deux "sujets moyens" des deux campagnes expérimentales. Ainsi, nous réalisons deux modèles à partir de la géométrie de Visible Human en appliquant à chacun une homothétie spécifique.

2.2.3 Propriétés matériaux

Il existe de nombreuses approches variées dans la littérature pour modéliser les propriétés des matériaux. Nous utilisons ici une approche hyperélastique qui est plus pertinente qu'une approche par élasticité linéaire pour modéliser les non-linéarités des tissus biologiques en grandes déformations. Cette approche est largement utilisée dans le domaine de la biomécanique pour modéliser la peau [100, 34, 33], les muscles [9] ou les structures biologiques telles que les tissus mous des pieds ou ceux des doigts [15, 14]. Notre approche consiste ici à déterminer la forme de loi de comportement nécessaire et suffisante par rapport à nos objectifs et nos grandeurs physiques d'intérêt. Nous avons pu voir précédemment qu'il existe différentes formulations générales des potentiels hyperélastiques. Nous utiliserons dans cette étude la formulation en loi de puissance proposée par Rivlin en formulation compressible (équation A.12) ; cette formulation étant plus simple à mettre en œuvre qu'un potentiel formulé en fonction des élongations principales

et qui comporte plus de constantes à identifier[10].

$$W = \sum_{p,q=0}^N C_{pq}(\bar{I}_1 - 3)^p(\bar{I}_2 - 3)^q + W_{vol} \quad (2.1)$$

On retrouve en équation A.12 la formulation générale utilisée, avec W représentant le potentiel hyperélastique. Les constantes p, q permettent de modéliser le potentiel avec différentes formes de contribution, dépendant du premier invariant I_1 , du second invariant I_2 , ou également une contribution couplée. Cette approche nous permet d'explorer les caractéristiques de compressibilité et d'élasticité de notre structure. Nous avons ainsi la possibilité de modéliser une forme de potentiel selon notre besoin en termes des phénomènes physiques que nous cherchons à représenter, avec des contributions de différents degrés des différents invariants du tenseur des contraintes, au travers des constantes p, q , afin d'obtenir une formulation du potentiel permettant un meilleur recalage des données expérimentales.

La formulation utilisée ici est compressible, intégrant les changements de variables usuels [10] :

$$J = \sqrt{\bar{I}_3}; \bar{I}_1 = J^{-\frac{2}{3}} I_1; \bar{I}_2 = J^{-\frac{4}{3}} I_2 \quad (2.2)$$

Une première configuration de compression avec $p, q \leq 1$ permettra de tester des lois de comportement du premier degré (dont le modèle Néo-Hookéen) ainsi que d'observer les influences des différents paramètres, notamment l'impact de l'utilisation des invariants \bar{I}_1 et \bar{I}_2 , et l'impact de la compressibilité. Nous pourrions ainsi observer les limites de ce type de potentiel, puis dans un second temps, nous réaliserons la même simulation en nous basant toujours sur une formulation en loi de puissance du potentiel hyperélastique, afin de déterminer une expression de potentiel de degré ≥ 2 , ainsi que les constantes associées.

Concernant la contribution volumique, nous utilisons une formulation communément utilisée dans les codes éléments finis [6] :

$$W_{vol} = \frac{K}{2}(J - 1)^2 \quad (2.3)$$

L'équivalence entre ν et K est généralement faite au travers d'une formule usuelle d'équivalence intégrant les constantes de premier degré.

$$K = \frac{(C_{10} + C_{01})(1 + \nu)}{3(1 - 2\nu)} \quad (2.4)$$

Au cours de ce chapitre, nous testerons différentes valeurs du module d'incompressibilité K , équivalentes à deux valeurs du coefficient de poisson. Dans un premier temps, nous mettrons en œuvre des matériaux ayant un coefficient de poisson $\nu = 0.46$ qui correspond aux valeurs issues de la littérature, puis nous testerons $\nu > 0.495$. Ces deux valeurs mettent en œuvre des coefficients de compressibilité K importants, relativement aux constantes élastiques respectives auxquelles ils sont associés, et nous assurent ainsi une quasi-incompressibilité du matériau.

Le contexte mécanique de la manipulation fine met en œuvre des vitesses de chargement relativement faibles, ainsi nous ne considérons pas les effets de viscosité des tissus mous au sein de notre loi de comportement, et nous modélisons seulement les déformations élastiques.

Le modèle est composé de différents domaines, nous faisons l'hypothèse d'une phalange rigide, l'ongle sera modélisé par un comportement linéairement élastique avec des constantes ($E = 170\text{MPa}$, $\nu = 0.30$) provenant de la littérature [111, 87, 117]).

2.2.4 Simulations numériques

Nous modélisons un contact entre le bout du doigt et un plan, avec le code éléments finis implicite Code_Aster. Le contact est défini par α l'angle de contact. Cet angle α étant défini comme l'angle entre le plan de contact et la face dorsale de la phalange distale. Cette définition étant celle utilisée par Wu et al 2003 [114], et Serina et al 1997 [85]. Le contact est résolu par une méthode de pénalité, le coefficient est déterminé afin de ne pas obtenir d'interpénétration. Afin de simplifier notre étude nous négligeons la friction de l'interface de contact.

La simulation est résolue en grandes déformations. Elle est pilotée en déplacement au niveau du plan de contact, ce déplacement est imposé le long de l'axe vertical \vec{z} (Figure 2.1). Au niveau du doigt, nous bloquons tous les degrés de libertés de l'interface entre le tissu mou homogène et la phalange distale, afin de satisfaire notre hypothèse de phalange rigide. Au niveau de l'extrémité du doigt nous imposons un déplacement nul dans le sens de la normale à la surface de coupe (Figure 2.1), afin de représenter la continuité du doigt et des tissus mous de la phalange intermédiaire.

Nous simulons dans un premier temps un contact régi par un angle de 20° . Par méthode inverse manuelle par rapport aux résultats expérimentaux issus de Wu et al 2003 [114], nous obtenons les paramètres de la loi matériau. Le critère de ces identifications est l'évolution de la réaction normale en fonction du déplacement. Enfin, en conservant les résultats issus de l'identification nous réalisons une prédiction de la réaction normale à un plan de contact à $\alpha = 0^\circ$, afin de retrouver les résultats expérimentaux issus de Serina et al 1997 [85]. Cette seconde étape nous permet de valider nos résultats d'identification.

2.3 Résultats

2.3.1 Méthode inverse

Potentiel Néo-Hookéen Nous testons une première approche par un potentiel du premier degré dépendant du premier invariant avec le potentiel Néo-Hookéen dans sa formulation compressible :

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{K}{2}(J - 1)^2 \quad (2.5)$$

Nous testons ainsi l'influence des deux constantes régissant notre potentiel C_{10} et K .

Modèle	C_{10} (kPa)	ν	K (kPa)
A	6	0.46	36
B	3	0.46	18
C	3	>0.495	200

TABLE 2.1 – Propriétés matériaux utilisées pour les modèles A, B et C

Dans un premier temps nous testons différentes valeurs de la constante C_{10} associées à un coefficient de poisson équivalent à $\nu = 0.46$ (Voir modèles A et B dans la table 2.1).

Sur le graphique 2.2, on voit que les deux courbes simulées par les modèles A et B (3 et 6kPa) encadrent les résultats expérimentaux. On observe que le potentiel ne génère pas une courbe suffisamment non-linéaire. En effet ce potentiel étant du premier degré, la résultante en terme de force se traduit par une pente faiblement variable au cours de la simulation. Dans un second temps nous utilisons un matériau quasi-incompressible avec un coefficient de poisson équivalent à $\nu > 0.495$ (Modèle C). Cette loi matériau ne permet que d'accentuer très peu la

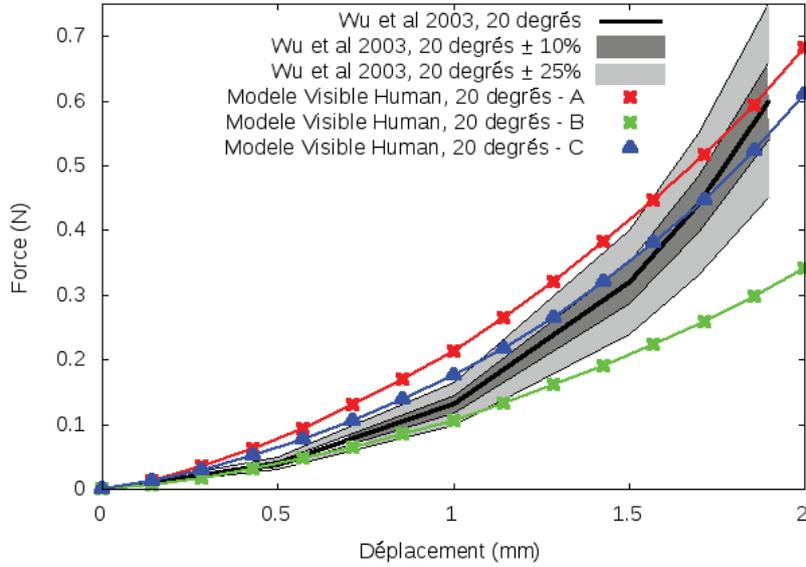


FIGURE 2.2 – Courbes force/déplacement simulées (modèle VH) pour un potentiel Néo-Hookéen, comparées aux résultats expérimentaux de compression plan à 20°

non-linéarité du modèle autour d'un déplacement de de 2mm. Ces différents comportements génèrent des réponses qui ne sont pas suffisamment non-linéaires et ne correspondent pas aux données expérimentales. On peut déjà constater ici, au vu des faibles variations de la réponse du modèle qu'une valeur du coefficient de poisson $\nu \geq 0.495$, nous assure la quasi-incompressibilité du matériau. De plus, on peut constater que sur la première partie de la courbe, pour de faibles déplacements $\delta < 1mm$, un potentiel de premier degré semble suffisant pour reproduire le comportement observé expérimentalement. Ce qui confirme ce que nous avons pu lire dans la littérature [95, 24] avec des approches plus simples par élasticité linéaire pour des applications liées à la compréhension des mécanorécepteurs (et donc engendrant de faibles déplacements).

Potentiel dépendant du second invariant I_2 Dans un second temps, nous testons un autre potentiel simple du premier degré fonction du second invariant I_2 dans sa formulation compressible :

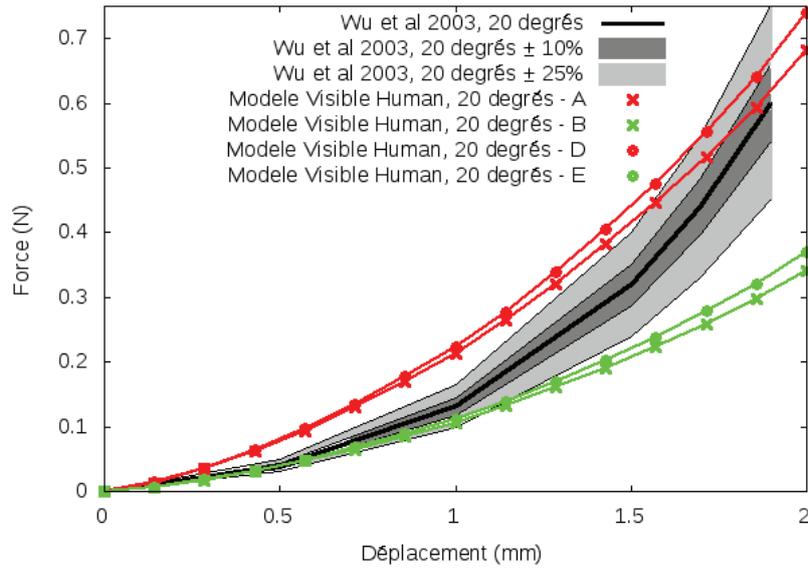
$$W = C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + \frac{K}{2}(J - 1)^2 \quad (2.6)$$

Nous utilisons ici les constantes utilisées dans le précédent paragraphe pour C_{01} et K , afin de comparer l'impact des deux invariants (table 2.2). Ainsi, comme on peut le voir sur la Figure 2.3, on peut observer que le potentiel basé sur le second invariant génère une réaction avec une non-linéarité plus forte.

Ainsi on observe une variation de l'ordre de $\approx 8\%$ sur la réaction normale pour un déplacement de 2mm. Cependant ce second potentiel du premier degré ne fournit pas non plus une non linéarité suffisante. En augmentant la valeur de ν , nous n'obtenons pas de meilleurs résultats. Cette observation est en accord avec la littérature des matériaux "rubber-like" nécessitant de prendre en compte le "strain-hardening effect" avec des potentiels hyperélastiques de degré $n \geq 2$ [35]. De façon générale au niveau du comportement des tissus mous biologiques, on observe généralement en terme de force/déplacement, une première partie de faibles forces

Modèle	C_{10} (kPa)	C_{01} (kPa)	ν	K (kPa)
A	6	0	0.46	36
B	3	0	0.46	18
D	0	6	0.46	36
E	0	3	0.46	18

TABLE 2.2 – Propriétés matériaux utilisées pour les modèles A, B, D et E

FIGURE 2.3 – Courbes force/déplacement simulées (modèle VH) avec un potentiel Néo-Hookéen et un potentiel dépendant de l'invariant \bar{I}_2 , comparées aux résultats expérimentaux de compression plan à 20°

générées pour d'importants déplacements, puis dans un second temps une forte augmentation de la force pour de faibles déplacements. Ce phénomène typique est appelé le "strain-hardening effect" [48, 47].

Potentiel du second degré Ainsi, comme nous avons pu le voir avec les résultats précédents, une loi de comportement du premier degré s'avère insuffisante pour retranscrire le comportement observé expérimentalement.

Dans cette partie nous nous proposons d'identifier une forme de potentiel du second degré en ajustant la réponse de notre modèle pour correspondre aux résultats expérimentaux fournis par Wu et al 2003 [114].

$$W = C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + C_{20}(\bar{I}_1 - 3)^2 + \frac{K}{2}(J - 1)^2 \quad (2.7)$$

Nous déterminons les constantes p et q du modèle généralisé de Rivlin, afin de proposer un potentiel du second degré. Le potentiel que nous proposons dépend du premier et du second invariant.

C_{01} (kPa)	C_{20} (kPa)	ν	K (kPa)
2.5	1	>0.495	200

TABLE 2.3 – Propriétés matériaux utilisées correspondant au modèle avec le potentiel du 2^{eme} ordre

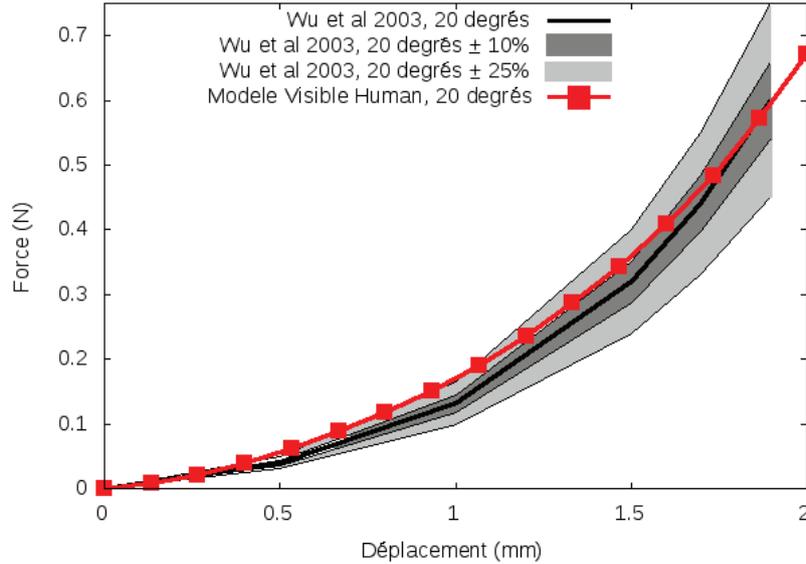


FIGURE 2.4 – Courbe force/déplacement simulée (modèle VH) avec la loi de comportement de second degré identifiée comparée aux résultats expérimentaux de compression plan à 20°

Il se décompose en deux parties, une première partie du premier degré dépendant de l'invariant \bar{I}_2 , qui nous permet de générer une non-linéarité plus importante comme nous avons pu le voir précédemment, et une seconde partie du second degré dépendant de l'invariant \bar{I}_1 qui nous permet une non-linéarité plus importante notamment en prenant en compte le "strain-hardening effect" [35]. Ainsi, l'utilisation d'un potentiel de second degré dépendant des invariants \bar{I}_1 et \bar{I}_2 nous permet de générer une allure de courbe typique des tissus mous humains (et plus généralement "rubber-like") intégrant le "strain-hardening effect". Nous déterminons également les constantes élastiques associées à notre potentiel : $C_{01} = 2.5kPa$, $C_{20} = 1kPa$ (Table 2.3). Concernant la partie volumique, nous conservons une valeur suffisamment forte pour nous assurer notamment l'incompressibilité avec $K = 200kPa$. Avec l'expression précédente, cela correspond à un coefficient de poisson $\nu = 0.4969$ (cette valeur est légèrement surestimée car l'expression utilisée ne prend en compte que les termes élastiques du premier degré et donc pas notre coefficient C_{20} , cette valeur est uniquement donnée à titre purement indicatif d'ordre de grandeur). Ainsi, comme on peut l'observer en Figure 2.4, le potentiel que nous proposons s'avère suffisamment non-linéaire en terme d'allure de courbe. De plus, la courbe de simulation obtenue se situe dans le corridor d'erreurs (moyenne $\pm 25\%$) acceptable.

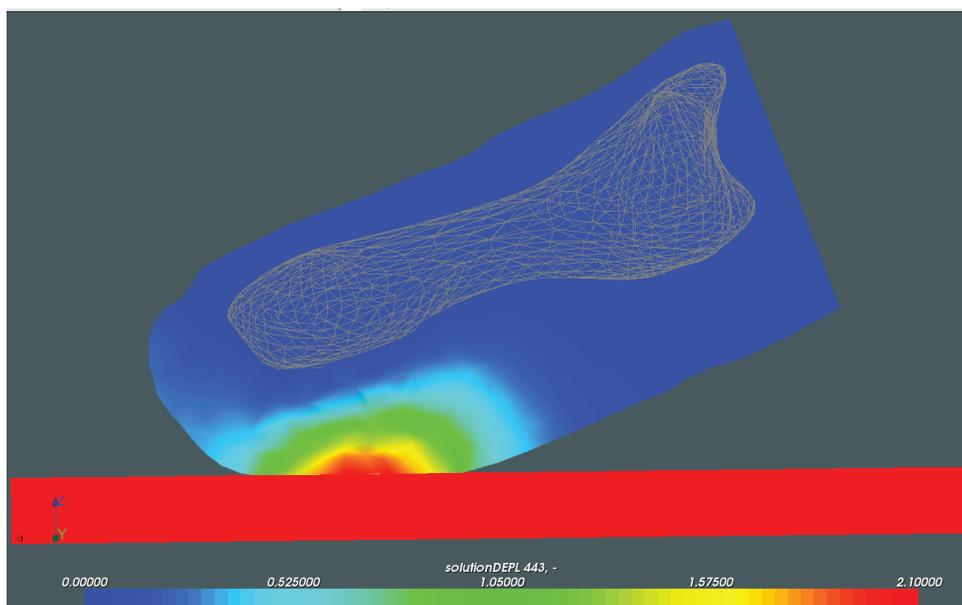


FIGURE 2.5 – Illustration des déplacements simulés (modèle VH); compression plan à 20° pour un déplacement de 2mm

2.3.2 Validation de la loi de comportement identifiée

Afin de nous assurer de la validité des résultats issus de la méthode inverse, nous validons le

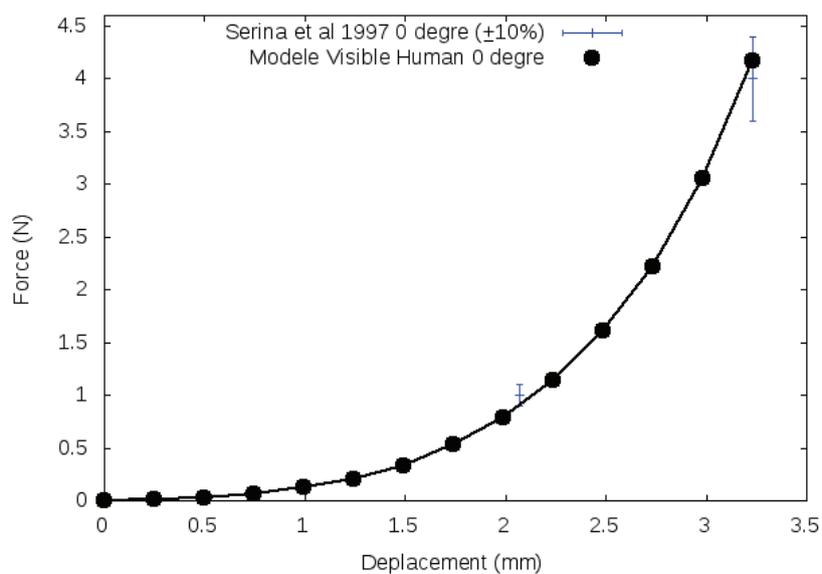


FIGURE 2.6 – Courbe force/déplacement simulée (modèle VH) comparée aux résultats expérimentaux de compression plan à 0°

modèle que nous proposons, en tentant de prédire des résultats expérimentaux issus de Serina et al 1997 [85]. Cette campagne expérimentale est définie par un angle de contact $\alpha = 0^\circ$ et un déplacement imposé de $\delta = 3.23mm$. Nous observons sur la figure 2.6, que la prédiction de notre modèle est cohérente avec les résultats expérimentaux de l'auteur. Pour un déplacement de $\delta = 3.23mm$ nous obtenons une réaction de $4.17N$, et pour un déplacement de $\delta = 2.08mm$ nous obtenons une réaction de $0.925N$ (interpolé linéairement entre le pas de calcul précédent et le suivant). Cette étape permet donc de valider le modèle et le choix de la loi de comportement ainsi que les constantes associées que nous avons déterminées.

Au niveau de la première partie de cette courbe correspondant aux faibles déplacements $\delta \in [0; 1.5]mm$, nous observons que notre modèle génère une faible réaction. Par la suite, pour les grandes déformations $\delta > 1.5mm$, nous observons une forte augmentation de la contrainte. La courbe obtenue est caractéristique des tissus mous humains. La première partie de la courbe est principalement pilotée par le second invariant \bar{I}_2 , qui génère une contribution davantage non-linéaire que son équivalent du premier degré dépendant du premier invariant \bar{I}_1 . La seconde partie de la courbe générant la forte augmentation de contraintes est pilotée principalement par la seconde partie du potentiel avec la contribution du second degré. On peut ainsi observer que la contribution du second degré devient prépondérante au-delà des déplacements $\delta \geq [1.5; 2]mm$.

2.4 Discussion

Nous proposons une loi de comportement hyperélastique simple, de second degré, piloté par deux constantes élastiques et une constante volumique. Cette approche devrait être plus fidèle que les modèles utilisant une approche par élasticité linéaire. De plus, notre potentiel permet de prendre en compte le "strain-hardening effect" à la différence des lois de premier degré comme le modèle Néo-hookéen. De plus la formulation de notre potentiel est plus simple que ce que l'on peut trouver dans de nombreux modèles issus de la littérature définis par 5 ou 6 constantes [111, 113, 43, 117]. Cette simplicité était recherchée car il est complexe de pouvoir identifier tant de paramètres expérimentalement, ceux-ci sont donc généralement méconnus.

Nous avons également pu observer les limites d'une approche par potentiel de premier degré (et potentiellement par approche linéaire), pour de faibles déplacements ($\delta \approx 1mm$), typiques de l'étude des mécanorécepteurs. De plus, bien que les réponses observées expérimentalement, fortement non-linéaires comportent des contributions des grandes déformations et des non-linéarités de contact, nous démontrons la nécessité d'une loi de comportement non-linéaire de degré $n \geq 2$ dans le cadre d'un domaine homogénéisé de tissus mous auquel l'on applique des sollicitations mécaniques de l'ordre de grandeur de celles issues de la manipulation.

Enfin, notre approche permet de valider notre modèle pour de la compression plan pour un angle faible. Ce degré de validation pourrait être enrichi en considérant d'autres jeux de données de validation. Bien qu'il n'existe pas à l'heure actuelle de jeu de données supplémentaires.

De plus, notre modèle se base sur les données issues du projet Visible Human, sujet dont le corps a subi plusieurs "traitements" (traitement chimique, congélations, découpe...) lors de la procédure mise en œuvre. On peut supposer que les tissus mous ont été altérés dans leur forme. Ainsi, cette étude étant réalisée sur une seule géométrie très probablement différente de celles des sujets malgré la mise à l'échelle, nous ne pouvons considérer les constantes associées à la loi de comportement identifiée que comme spécifique au doigt de Visible Human. Cependant, la forme de la loi de comportement que nous proposons retranscrit les phénomènes physiques recherchés (forte non-linéarité, "strain-hardening effect"...), ce qui nous permet de la considérer comme potentiellement applicable aux doigts de différents sujets. Par la suite, cette loi identifiée pourra être testée sur différentes géométries de doigts afin de la valider, et d'identifier de nouvelles constantes.

Les conditions limites de notre modèle numérique concernant le blocage de la phalange permettent de compresser uniquement la pulpe du doigt. Si l'on observe le dispositif expérimental de Wu et al 2003 [114], le blocage est appliqué sur la face dorsale du doigt, ainsi la réponse expérimentale caractérise la pulpe et les tissus situés entre la phalange et l'ongle (on considère que dans ces ordres de grandeurs la phalange et l'ongle se déforment de façon négligeable), alors que notre modèle caractérise la réponse de la pulpe uniquement. Ce domaine de tissus mous situés entre la phalange et l'ongle est composé de la matrice unguéale et du lit unguéal qui sont composés de mésenchyme ayant une rigidité importante. Concernant le second dataset expérimental, le sujet venant lui-même appliquer le mouvement, on peut considérer ici que les résultats expérimentaux traduisent uniquement la compression de la pulpe située entre le plan de contact et la phalange. Ces observations nous laissent penser que les conditions limites imposées dans nos simulations sont cohérentes avec celles mises en œuvre expérimentalement. Les deux jeux de données expérimentaux que nous utilisons sont basés sur 24 sujets (4+20), ce relatif faible nombre de sujets pose également le problème de la représentativité des sujets ayant participé à ces expériences. On retrouve parmi les sujets de ces expériences 14 hommes et 10 femmes, on peut noter que les deux effectifs sont relativement équilibrés. En terme d'âge des deux effectifs, les sujets de Wu et al 2003 [114] ont entre 21 ans et 30 ans, ceux ayant participé aux expériences de Serina et al 1997 [85] ont entre 22 et 58 ans. On observe donc en terme d'âge, un échantillon large. Ainsi, en observant les deux panels de sujets testés, on ne peut pas conclure de manière absolue en la représentativité des résultats expérimentaux utilisés, et donc à la représentativité des résultats numériques que nous proposons qui en découlent. Cependant ces données semblent être une estimation relativement correcte de représentativité d'une population mixte d'un âge compris entre 20 et 60 ans.

Enfin, le modèle que nous proposons est spécifique à l'index ; en effet la géométrie est issue de l'index de Visible Human, et les deux campagnes expérimentales utilisées ici ont été réalisées uniquement sur les index des sujets. Comme nous avons pu le voir dans le chapitre consacré à la bibliographie, les doigts ont des comportements mécaniques différents, il conviendra alors de généraliser les résultats obtenus ici aux autres doigts de la main. Cette démarche reste une étape nécessaire pour modéliser une main complète dédiée à la manipulation. Cependant, comme nous avons pu le voir dans le chapitre bibliographie, l'index est primordial pour la manipulation fine quel que soit le type de prise mis en œuvre par l'individu. Cette première étape qui porte uniquement sur l'index était donc une première étape nécessaire.

2.5 Conclusion

Cette première étude numérique nous a permis de déterminer une loi de comportement nécessaire et suffisante dans le cadre des sollicitations mécaniques liées à la manipulation fine et nous permettant d'être fiable sur les grandeurs d'intérêt de type force/déplacement. Notre approche nous a permis de voir l'impact des différentes formes de lois de comportement. Nous avons pu observer que les lois du premier degré ne génèrent pas une réponse (en terme de réaction normale en fonction du déplacement) suffisamment non-linéaire. Nous avons déterminé et validé un potentiel d'énergie hyperélastique du second degré permettant de prendre en compte le "strain-hardening effect". Cette loi nous permet de générer un comportement en accord avec les résultats expérimentaux de compression plan pour des angles faibles. La forme de potentiel hyperélastique ainsi que les constantes associées que nous venons de déterminer et de valider seront utilisées dans les études numériques suivantes.

Cependant nous avons pu observer la nécessité d'avoir un jeu de données expérimental plus conséquent permettant une validation plus large ; il reste également l'influence de la géométrie du modèle sur les différentes réponses mécaniques du modèle.

Chapitre 3

Modélisation - Idéalisation géométrique par marqueurs prépondérants

3.1 Introduction

Il existe actuellement dans la littérature de nombreuses approches concernant la représentation géométrique du doigt, de façon fidèle ou idéalisée.

L'enveloppe géométrique externe peut être modélisée de façon exacte (aux erreurs d'acquisition et de reconstruction près), par examens médicaux (IRM par exemple) et segmentation des données [13, 87, 24]. Une autre approche consiste à adopter une représentation par géométrie idéalisée. Ainsi, on trouve de nombreux modèles basés sur des formes géométriques simples comme des ellipses en 2 dimensions [111, 64, 86], ou une sphère (associée à un cylindre) en 3 dimensions [119]. Dans cette catégorie de modèles idéalisés, on peut également citer, en 3 dimensions, des modèles mettant en œuvre des géométries plus complexes [117, 102, 119].

L'influence de ces représentations ainsi que celle des paramètres liés à la géométrie du doigt n'ont pour l'instant jamais été réellement investiguées, notamment pour différentes configurations de sollicitations mécaniques liées à la manipulation.

Ce travail de thèse s'inscrivant dans l'objectif d'applications industrielles, nous nous devons dans ce contexte d'éviter d'avoir recours à des acquisitions d'imageries contraignantes de type imageries médicales (IRM...). Notre objectif à terme consiste donc à représenter la géométrie du bout du doigt de la façon la plus simple possible tout en garantissant un niveau élevé de fiabilité et de représentativité mécanique pour différentes configurations de sollicitations liées à la manipulation.

Nous avons également pu observer que l'angle de contact a une influence sur les réponses du modèle. Ainsi dans le cadre des sollicitations liées à la manipulation, nous observerons au cours de ce chapitre l'influence de cet angle sur différents modèles.

Ce chapitre a pour objectif de répondre à la question du degré de complexité de la représentation géométrique du bout du doigt, permettant d'avoir accès à la déflexion ainsi qu'à la zone de contact pour différents angles de contact, de façon fiable.

Nous utiliserons comme référence le modèle issu de Visible Human, dont les propriétés matériaux ont été identifiées et validées sur des critères de force/déflexion pour des angles faibles.

Nous étudierons dans un premier temps une modélisation courante dans la littérature basée sur un ellipsoïde optimisé en terme de dimensions (dénommé Modèle Ellipsoïde au cours de ce chapitre). Puis dans un second temps nous proposerons une modélisation géométrique basée sur

des marqueurs géométriques prépondérants (dénommé Modèle spécifique complexe).

3.2 Méthode

Les modèles éléments finis utilisés seront similaires à celui utilisé dans le chapitre précédent. Afin d'étudier uniquement l'influence de la géométrie du modèle que nous faisons varier, nous fixons la forme de la loi de comportement ainsi que les constantes matériaux qui la régissent, avec les résultats obtenus dans le chapitre précédent. Nous conservons une approche en grandes déformations avec un domaine de tissus mous homogénéisé hyperélastique piloté par le potentiel et les constantes associées précédemment identifiées. Nous considérerons le modèle (ainsi que les résultats qui en découlent) identifié et validé de Visible Human comme notre modèle de référence.

L'approche proposée dans ce chapitre repose notamment sur l'hypothèse de l'existence d'un ordre de grandeur de simplification applicable à une géométrie réaliste, permettant d'approcher de façon satisfaisante l'allure extérieure du bout du doigt, et d'obtenir des résultats mécaniques cohérents (dans le cadre de notre étude).

3.2.1 Critères d'appréciation et de validation

En accord avec les objectifs que nous nous sommes fixé pour la simulation de la manipulation, nous déterminons ici deux critères pour apprécier les résultats.

Le premier est un critère d'appréciation global de la rigidité de la structure, par l'observation de l'évolution de la réaction normale en fonction du déplacement imposé. Ce critère est communément utilisé en mécanique et biomécanique. Puis nous définissons un critère local nous permettant d'apprécier le comportement du modèle au niveau de l'interface de contact. Nous observons ainsi l'évolution des dimensions de la zone de contact, ce critère a déjà été utilisé comme critère d'identification par des auteurs de la littérature (Shimawaki et al 2007 [87]).

Comme nous avons pu l'observer dans le chapitre précédent, l'angle de contact a un fort impact sur les réponses du modèle. Nous cherchons ici à représenter ces variations de réponses en fonction de l'angle de contact. Nous réalisons donc des simulations avec une variation de l'angle de contact α par incréments de 4° . Nous testons des angles de contact de 12° à 36° , ces angles sont pris autour de l'angle de 20° pour lequel nous avons identifié les propriétés matériaux pour lesquels le modèle de référence doit produire un comportement mécanique réaliste. Les critères mécaniques d'appréciation du modèle proposé seront exprimés en fonction de l'angle de contact. Les résultats issus de simulations seront présentés par niveaux de déplacement appliqués au modèle (2mm, et 3mm, qui sont des ordres de grandeur représentatifs d'un chargement lié à la manipulation).

3.2.2 Modèle ellipsoïde

Géométrie Ici, nous évaluerons la pertinence de l'approche de modélisation par idéalisation de la géométrie par ellipsoïde.

Nous définissons une géométrie idéalisée, basée sur un cylindre, et un ellipsoïde à son extrémité (Figure 3.1 à gauche). Ce modèle est basé sur les dimensions issues de la littérature (épaisseur de l'ongle $0.6mm$, diamètre de phalange simplifié $4mm$, et décalage entre son axe et l'axe du domaine de tissus $1.5mm$ [87, 115, 86, 111]). Nous fixons comme constante la largeur du doigt w_0 . Puis, nous définissons un ellipsoïde optimal équivalent par une méthode d'identification, basée sur une paramétrisation de la géométrie idéalisée ellipsoïde par les ratios des axes (équation 3.2.2, et figure 3.1). La grandeur w_0 est l'axe de l'ellipsoïde suivant la largeur du doigt, h_0 est

l'axe suivant la hauteur, et P_a suivant l'axe longitudinal. L'optimisation de ces deux paramètres est réalisée pour que la réponse en force/déplacement du modèle corresponde à celle du modèle de référence pour un angle de 15° et un déplacement de 3mm.

$$\beta = \frac{h_0}{w_0}; \gamma = \frac{P_a}{w_0} \quad (3.1)$$

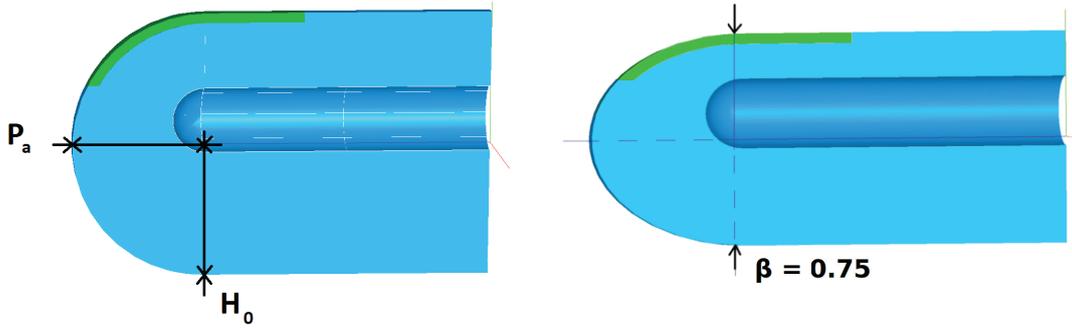


FIGURE 3.1 – Coupes de la géométrie basée sur un ellipsoïde, à gauche un modèle défini par $\beta = \gamma = 1.00$, à droite un exemple de la géométrie avec le ratio $\beta = 0.75$ appliqué sur les tissus mous

Afin de conserver l'épaisseur de l'ongle et la géométrie de la phalange constante, nous appliquons ces deux ratios uniquement sur le domaine de tissus mous (Figure 3.1 à droite, un exemple avec $\beta = 0.75$, nous observons donc ici la diminution de l'épaisseur de tissus mous en compression dans le sens vertical).

3.2.3 Modélisation par marqueurs géométriques prépondérants

Dans cette section nous proposons et détaillons notre méthode de modélisation idéalisée de la géométrie. Notre approche se concentre sur des marqueurs géométriques, sous la forme de différentes dimensions et/ou zones de l'anatomie dont la représentation au sein d'un modèle semble cruciale. Ainsi nous proposons ici une série de marqueurs géométriques qui s'avèrent prépondérants en terme de biofidélité au vu des grandeurs d'intérêt ainsi que de la gamme des sollicitations qui nous intéressent. Tout d'abord nous exposons et détaillons la modélisation que nous proposons. Ensuite nous détaillons l'application de notre méthode au doigt de Visible Human.

Enveloppe externe La représentation que nous proposons de l'enveloppe externe se base sur deux concepts, la boîte englobante globale provenant de mesures anthropométriques classiques (hauteur et largeur du doigt), et la représentation de l'avant de la pulpe du doigt par deux coniques orientées par un angle.

Nous considérons tout d'abord les grandeurs anthropométriques w_0 la largeur du doigt, et h_0 sa hauteur. Ces deux dimensions vont nous permettre de définir un rectangle englobant la section tout le long de l'axe longitudinal du doigt.

L'allure de l'enveloppe extérieure du bout du doigt est globalement pilotée par la largeur w_0 et la hauteur h_0 , et également enrichie à son extrémité par les courbures γ_s , et γ_1 , toutes deux orientées selon un angle β (en Figure 3.2). Pour modéliser l'allure de ces deux courbures nous

nous plaçons dans le contexte des coniques (équation 3.2.3 générale des coniques), nous offrant un large champ de possibilités en ayant accès à des allures de courbes variées tout en restant régulières.

$$Ax^2 + 2Bxy + Cy^2 + 2Dx + 2Ey + F = 0 \quad (3.2)$$

On peut donc observer sur la figure 3.2 l'avant du doigt, et plus spécifiquement la zone du quart-avant palmaire. La courbure γ_1 s'inscrit dans l'axe longitudinal du doigt. C'est cette

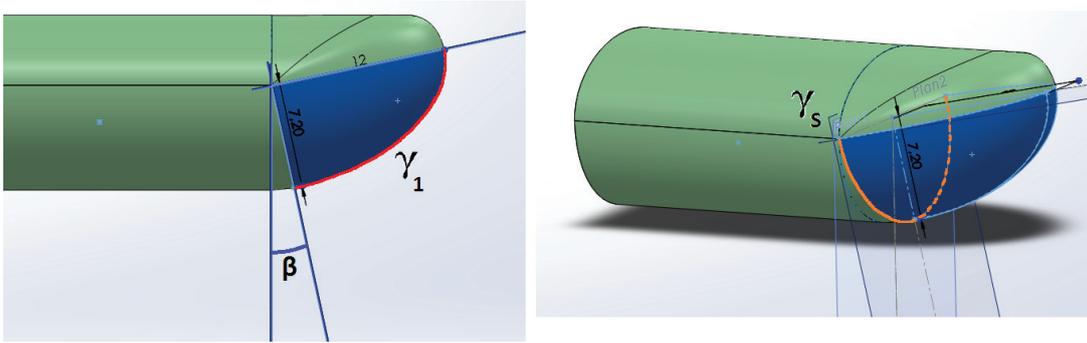


FIGURE 3.2 – Schéma représentant les courbures γ_1 et γ_s régies par l'angle β

courbure que nous proposons de représenter en tant que marqueur prépondérant. Il s'agit donc d'identifier au niveau de cette zone la conique optimale. Cette conique optimale sera spécifique à chaque sujet, et elle sera potentiellement (en fonction du sujet) orientée en fonction de l'angle dénommé β (défini entre l'axe de la conique et l'axe vertical du doigt Figure 3.2 à gauche).

La localisation de la seconde courbure proposée γ_s découle directement de ce premier résultat. Cette courbure sera définie dans le sens transversal du doigt sur le plan orienté selon l'angle β (Figure 3.2 à droite). La procédure d'identification de conique reste similaire à celle évoquée pour γ_1 .

Ainsi, γ_1 et γ_s pourront être définies à partir de quelques points sur un sujet donné.

L'enveloppe extérieure sera construite à partir de ces grandeurs pilotantes, (outil de surface frontière de SolidWorks).

Modélisation de la phalange osseuse Nous proposons ici une approche basée sur un cylindre elliptique de largeur w_p et de hauteur h_p , respectivement la largeur et la hauteur de la tête de la phalange, dont l'extrémité située à l'avant du doigt serait constituée d'un demi ellipsoïde (régi également par w_p et h_p).

Nous faisons l'hypothèse d'un positionnement de la phalange centré et symétrique dans le sens transverse, et nous considérons le problème en 2 dimensions (figure 3.3). Ce problème possède donc 3 degrés de liberté (2 déplacements, une rotation).

Nous proposons donc d'intégrer l'épaisseur de tissus mous pour 3 angles de contact ($0;45;90^\circ$; D_{N0} , D_{N45} , D_{N90}). Les distances D_N , sont définies comme les distances normales entre le plan de chargement et le plan de contact "virtuel" passant par la phalange osseuse. Cette proposition permet de fixer les 3 degrés de liberté et de nous assurer globalement une épaisseur de tissus cohérente dans la zone d'intérêt. La phalange distale sera donc positionnée de façon à satisfaire les trois conditions imposées par les épaisseurs de tissus mous utilisées.

On retrouve dans le tableau 3.1 ci-dessous, l'ensemble des grandeurs régissant notre modèle pour les aspects géométriques et matériaux : Chacune des courbures étant régie par les 6 constantes liées à la formulation des coniques (équation 3.2.3).

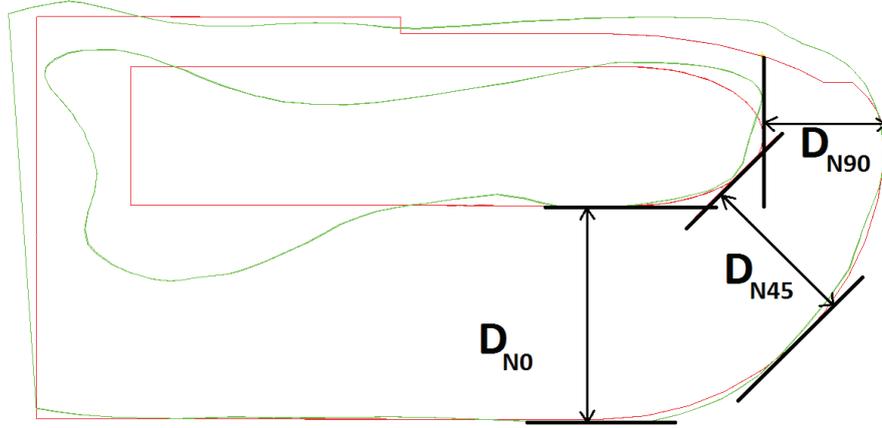


FIGURE 3.3 – Schéma du positionnement du domaine rigide idéalisé de la phalange, représentant les trois constantes de positionnement du domaine rigide

Enveloppe externe					Phalange		Positionnement		
w_0	h_0	β	γ_1	γ_s	h_p	w_p	D_{N_0}	$D_{N_{45}}$	$D_{N_{90}}$

TABLE 3.1 – Tableau récapitulatif de l'ensemble des paramètres régissant notre modèle paramétrique global

3.2.4 Application à la géométrie de Visible Human

Mesures Nous mesurons directement sur la reconstruction du modèle de Visible Human les dimensions w_0 , h_0 concernant la boîte englobant l'enveloppe externe, ainsi que w_p , h_p pour la représentation du domaine rigide de la phalange.

Dans un second temps nous déterminons les épaisseurs de tissus mous en compression en fonction des 3 angles proposés.

Courbures Dans un premier temps nous identifions la courbure γ_1 . La conique convenant pour modéliser cette allure est ici (dans le cas de Visible Human) une sphère, Figure 3.4. L'angle β l'orientant est ici égal à 0° . Comme on peut le constater visuellement sur la Figure 3.4, la méthode que nous proposons permet ici une représentation fidèle de l'extrémité du doigt.

Ainsi, dans un second temps, l'angle β étant ici égal à 0° pour ce sujet, nous adoptons la même démarche de recherche d'une conique pour la courbure γ_s dans le plan transversal.

On peut observer en Figure 3.5 la section du doigt du sujet passant par le plan transverse régi par l'angle β .

Afin de représenter une allure similaire à celle observée, nous identifions ici une parabole, dont le grand axe est défini par la largeur du doigt w_0 .

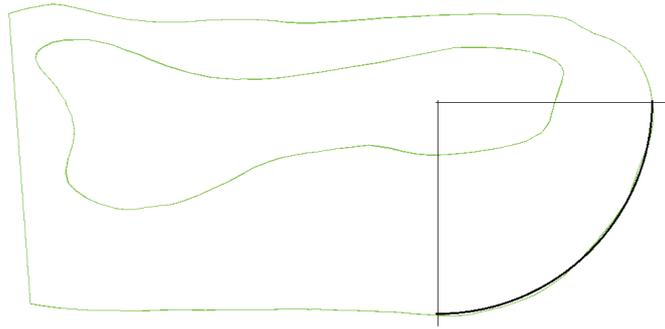


FIGURE 3.4 – Représentation de la courbure γ_1 par une sphère sur le modèle de référence Visible Human

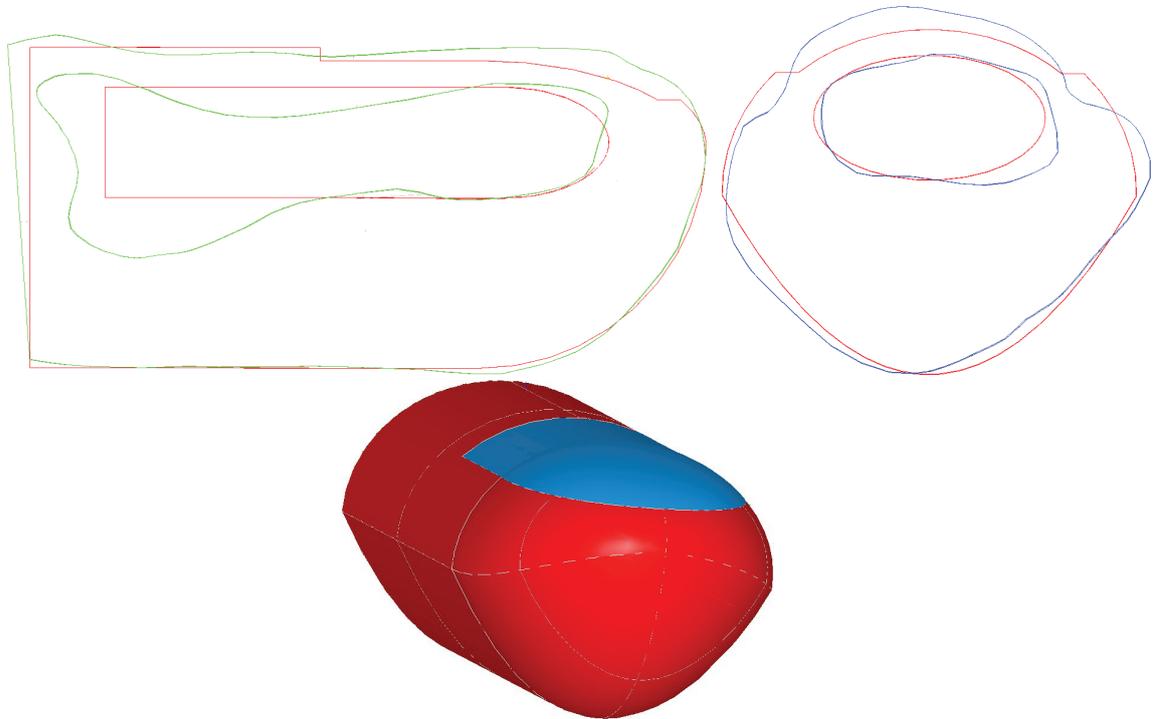


FIGURE 3.5 – Allure du modèle spécifique complexe

Récapitulatif Ainsi, nous retrouvons dans le tableau 3.2, les marqueurs prépondérants ainsi que leur représentation dans le cas de Visible Human.

Pour plus de détails concernant la construction en CAO de ce type de modèle, le lecteur peut se référer l'Annexe G, contenant les différentes étapes de construction de l'enveloppe des tissus mous et de la phalange osseuse (le modèle de cette Annexe ne correspond pas à Visible Human, il en effet réalisé sur d'autres sujets).

Largeur du doigt w_0	16.5 mm
Hauteur du doigt h_0	13.6mm
β	0°
Courbure de l'avant du doigt γ_1	$x^2 + y^2 = R^2$ avec $R=10.3\text{mm}$
Courbure de la section du doigt γ_s	$y = \frac{x^2}{2p}$
Largeur de la phalange w_p	9.1mm
Hauteur de la phalange h_p	4.9mm
Epaisseur de tissus mous en compression à $0^\circ D_{N0}$	7.8mm
Epaisseur de tissus mous en compression à $45^\circ D_{N45}$	5.4mm
Epaisseur de tissus mous en compression à $90^\circ D_{N90}$	4.2mm

TABLE 3.2 – Tableau récapitulatif des marqueurs géométriques prépondérants proposés comme suffisants dans la construction d'un modèle idéalisé fidèle

3.3 Résultats

3.3.1 Réaction normale

Après optimisation, nous déterminons les deux valeurs optimales pour les ratios du modèle ellipsoïde : $\beta = \gamma = 0.75$.

Nous observons les réactions normales générées par les modèles ellipsoïde et spécifique complexe pour trois angles de contact différents (incrément de 12°) comparées aux résultats provenant du modèle référence Visible Human pour un déplacement imposé de 3mm en Figure 3.6, et pour un déplacement de 2mm en Figure 3.7.

Nous pouvons observer sur le modèle de référence de Visible Human, une variation de cette réaction en fonction de l'angle. On note une variation de 10% de la réaction pour une variation d'angle de 16° pour un déplacement de 2mm, cette variation s'accroît pour un déplacement de 3mm avec 15% puis 18%. Globalement on observe également que l'évolution de cette réaction en fonction de l'angle de contact est fortement non-linéaire (pour ce sujet). En effet on observe une diminution de la réaction jusqu'à une valeur de 28° . Cette valeur représente ici un minimum dans la réaction pour les deux niveaux de déplacements représentés. Ensuite on observe une augmentation de la réaction lorsque l'angle de contact augmente. Cette variation, en terme d'amplitude est également amplifiée avec le déplacement.

Comme attendu, la valeur du modèle ellipsoïde pour 15° est cohérente, il s'agit de l'angle pour lequel cette géométrie idéalisée a été déterminée. Cependant, on observe que pour un angle de 25° , le modèle ellipsoïde ne fournit pas de résultats satisfaisants, avec une réaction de 1.57N. Lorsque l'angle de contact augmente encore, on observe pour un angle de 30° que cette réaction est de 1.51N. Le modèle ellipsoïde sous-évalue donc la réaction. De plus, les résultats issus de

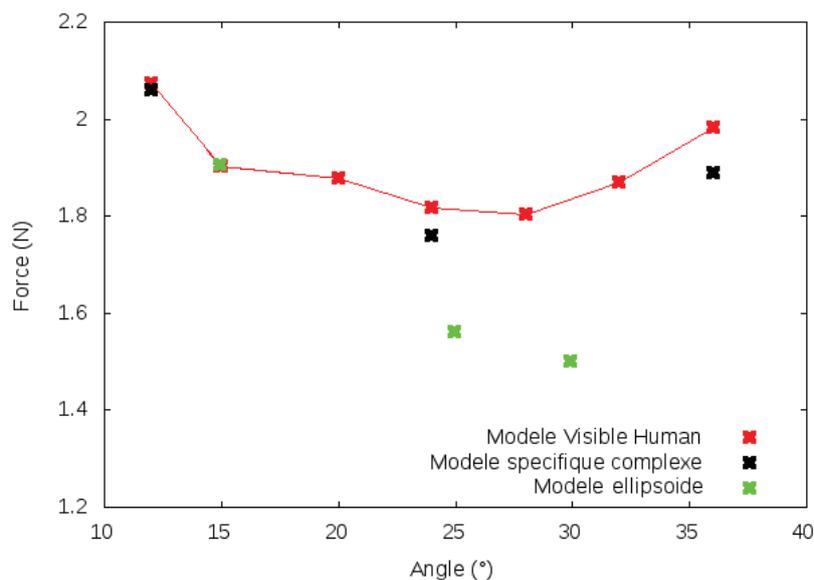


FIGURE 3.6 – Evolution de la réaction normale en fonction de l'angle de contact, pour un déplacement de 3mm, pour le modèle de référence de Visible Human, et pour le modèle spécifique complexe, (comparés également au modèle ellipsoïde précédent)

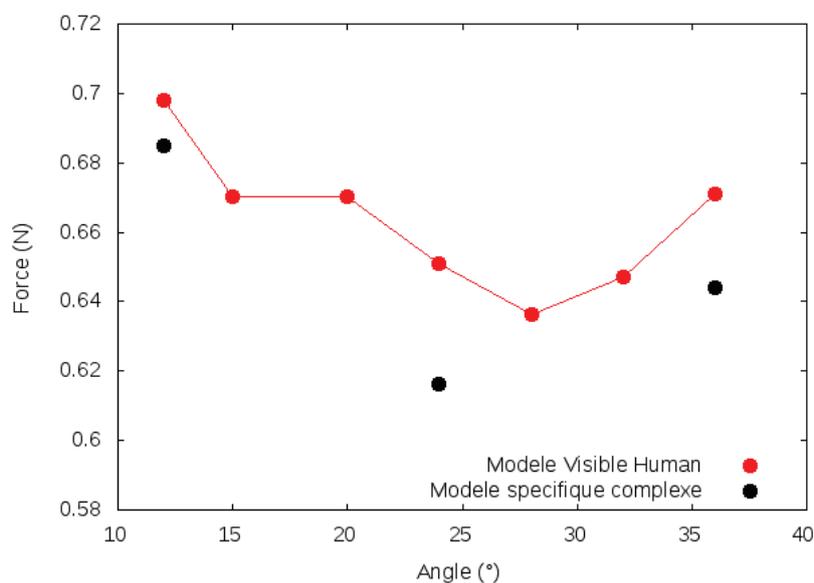


FIGURE 3.7 – Evolution de la réaction normale en fonction de l'angle de contact, pour un déplacement de 2mm, pour le modèle de référence de Visible Human, et pour le modèle spécifique complexe

ces deux angles mettent en avant une tendance de diminution de la réaction du modèle lorsque l'angle de contact augmente. Ainsi, entre 15° et 30° nous observons une diminution de $\approx 20\%$ de la réaction, cette tendance n'est pas en accord avec notre modèle de référence, ainsi qu'avec les observations expérimentales issues de la littérature. Ce modèle ne retranscrit donc pas le phénomène mécanique observé habituellement. Ce premier modèle ne peut donc être validé dans le cadre de différentes sollicitations liées à la manipulation. Ces résultats mettent en avant les limites de l'approche par ellipsoïde simple. Cette phase nous a de plus permis d'observer le fort impact en terme de résultante provoqué par une forte variation de l'épaisseur de tissus mous en compression.

Concernant notre modèle spécifique complexe, dans un premier temps nous pouvons globalement observer des résultats cohérents en terme de valeur, mais également en terme d'allure. En effet, ce modèle permet de retranscrire l'augmentation de la réaction normale lorsque l'angle de contact augmente. On observe l'influence du modèle proposé notamment en terme de comparaison qualitative avec le modèle ellipsoïde présenté précédemment. Ainsi pour les deux niveaux de déplacements étudiés on observe une décroissance de la réaction à partir de 12° jusqu'à un minimum de la réaction pour 24° et une réaction plus importante par la suite pour 36° . Toutefois, on observe également que notre modèle génère des réactions inférieures au modèle de référence de Visible Human pour les angles importants, les réactions pour 12° sont les plus proches de celle de Visible Human pour chacun des deux niveaux de déplacements.

Ces résultats laissent penser que le modèle spécifique complexe proposé intègre les marqueurs géométriques prépondérants permettant de retranscrire le phénomène physique observé *in-silico* (augmentation de la réaction).

3.3.2 Dimensions de la zone de contact

On peut observer les résultats issus du modèle spécifique complexe proposé, pour deux niveaux de déplacements, en terme de longueur et de largeur de la zone de contact en Figure 3.8. Au niveau de la longueur, on observe globalement une variation de cette grandeur avec une forte décroissance lorsque l'angle de contact augmente. Puis dans un second temps on observe que la longueur de la zone de contact tend à se stabiliser autour d'une valeur constante. Ainsi, pour un déplacement de 3mm, on constate une diminution de $\approx 35\%$ de la longueur de contact entre 12° avec une longueur de 18mm, et 24° avec une longueur de 11.6mm (qui reste relativement constante jusqu'à 36°). En effet, pour de faibles angles de contact la surface tend à augmenter. Et, lorsque l'angle de contact augmente, la surface diminue, et semble tendre à converger vers une constante spécifique à chaque niveau de déplacement observé ici. Concernant la largeur de la zone de contact, les valeurs obtenues sont constantes pour chaque niveau de déplacement étudié, pour la gamme des angles de contact testés.

En terme de dimensions de la zone de contact, on observe que le modèle proposé retranscrit correctement les variations observées *in-silico*. En effet, la diminution de la longueur de contact correspond, pour les trois angles testés, aux données du modèle initial (décroissance qui peut également être interpolée par un polynôme de degré 3). De plus, concernant la largeur de contact, notre modèle reproduit globalement des résultats similaires provenant de l'intégration de la courbure de la section du doigt γ_s . En effet, celle-ci permet d'obtenir une quantité de matière réaliste pour chaque section en compression.

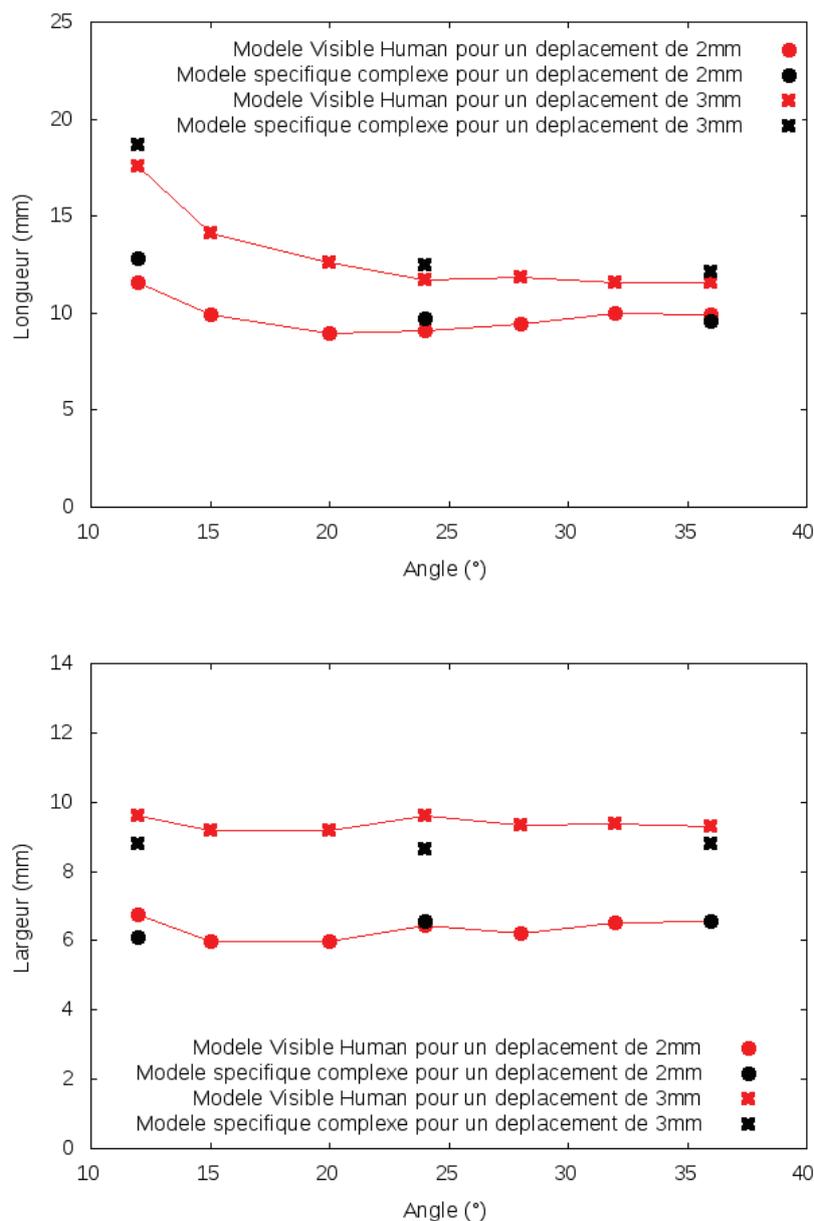


FIGURE 3.8 – Longueur de la zone de contact pour le modèle spécifique complexe comparé à Visible Human, pour différents angles de contact et deux niveaux de déplacements

3.4 Discussion

Au cours de ce chapitre nous avons pu évaluer une première représentation géométrique basée sur un ellipsoïde identifié. Cette première représentation permet de reproduire le comportement observé pour un angle de contact fixé, mais ne permet pas de décrire la variation des réponses en fonction de l'angle. En effet, le phénomène mécanique lui-même, décrit dans la littérature et généré par le modèle de référence, augmentation de la rigidité lorsque l'angle de contact

augmente, n'est pas retranscrit au travers de ce modèle. Les résultats que nous avons pu observer ici mettent également en défaut les modèles de contact mentionnés dans le chapitre de bibliographie. Ce type de modèle ne fournissant pas de réponse variable en fonction de l'angle de contact.

Au cours de simulations préalables, nous avons pu observer l'influence de l'épaisseur de tissus mous en compression, au travers de l'optimisation de l'ellipsoïde, ainsi que l'influence de la géométrie de la zone avant du bout du doigt. Ces premiers résultats et observations nous ont conduit à adopter une méthode d'enrichissement de la représentation géométrique, notamment au niveau de la représentation de l'avant de l'enveloppe externe, ainsi que du positionnement relatif de la phalange rigide par rapport à l'enveloppe externe.

Nous proposons donc une approche de représentation de la géométrie du doigt. Au niveau des précédentes approches issues de la littérature, on peut citer Wu et al 2006 [117] qui propose une approche reposant sur une fonction de lissage surfacique de l'enveloppe externe, ainsi que l'approche proposée par Gerling et al 2008/2010 [102, 119] reposant sur une représentation de l'enveloppe extérieure par 21 mesures (1 mesure de longueur, ainsi que 10 mesures de hauteur et largeur). Ces méthodes nécessitent soit d'avoir un scanner de la surface, soit de nombreuses mesures. Notre approche nécessitera également ce type de mesures pour être mise en œuvre.

Le sujet n'est pas nécessairement représentatif en termes géométriques. Le peu de documents que nous avons pu trouver sur le sujet (fiche de police au moment de son incarcération) nous permettent de conclure à un $IMC = 28.7$, ce qui traduit un fort surpoids, en limite de faible obésité. De plus, le protocole expérimental mis en œuvre au cours du projet Visible Human incluait des traitements de conservation (chimiques et congélations) et des découpes qui ont pu altérer sa géométrie.

Cette méthode devra être appliquée à de nombreux sujets afin d'évaluer sa validité. De plus, les chargements étudiés ici sont des contacts plan pour des angles de $12, 24, 36^\circ$, il sera intéressant de modéliser également des angles de contact plus importants pour s'assurer de la validité de l'approche proposée dans des conditions de sollicitations différentes.

Ces résultats démontrent en effet que le niveau de complexité dans la représentation géométrique du doigt ne peut être trivial au vu des phénomènes mécaniques à retranscrire. La méthode de représentation géométrique ainsi que les résultats obtenus dans ce chapitre démontrent la suffisance des marqueurs prépondérants proposés sur un sujet.

L'emploi de coniques laisse de larges possibilités d'adaptation aux différences inter-sujets, et nous pensons ce cadre d'étude suffisamment large pour s'adapter à d'autres sujets. A ce stade d'étude la potentielle adaptabilité de cette approche, par les nombreux degrés de liberté offerts dans le cadre de la définition des coniques, nous semble nécessaire. Cependant, lorsque cette approche sera validée sur un nombre conséquent de sujets il apparaîtra nécessaire de réduire ces degrés de liberté de la méthode, en pré-définissant les grandeurs internes qui ne peuvent être mesurées directement ou en les corrélant à des grandeurs anthropométriques externes.

3.5 Conclusion

Nous proposons donc ici la première étape vers un modèle paramétrique, avec une proposition de marqueurs géométriques prépondérants, générant un degré de complexité suffisant, pour obtenir les réponses mécaniques souhaitées.

