

Au cours de ce chapitre bibliographie nous étudierons les travaux précédemment réalisés ayant un lien direct avec le travail proposé dans ce manuscrit.

Tout d’abord nous étudierons la manipulation qui compose le contexte de ces travaux. Puis, nous étudierons l’anatomie du bout du doigt, et enfin, nous recenserons les principales campagnes expérimentales de caractérisation du bout du doigt, ainsi que les différents modèles du doigt existant et leurs applications.

La manipulation

La manipulation d’un objet peut se définir comme étant un mouvement multi-séquentiel effectué par le membre supérieur. Cette interaction se décompose en trois phases ; l’atteinte, la saisie et la manipulation de l’objet à proprement parler [69]. Dans le cadre de cette thèse nous nous intéressons uniquement à cette phase de manipulation à proprement parler, en effet il s’agit de la phase mettant en œuvre les différents chargements mécaniques sur les doigts.

Etude de la préhension

L’étude de la préhension en vue de la manipulation d’objets a fait l’objet de nombreux travaux depuis les années 50 [73, 99, 55]. L’ensemble des activités de préhension de la main peut être classifié en seulement deux catégories fondamentales d’interactions. Ces deux catégories ont été identifiées, décrites et analysées pour la première fois par l’anatomiste britannique John Napier en 1956 [73]. Il nomma ces deux catégories prise de force et prise de précision. D’un point de vue anatomique, lors d’une prise de force, l’objet est pincé entre la paume et les doigts en flexion (Figure 1.1 en haut). Lors d’une prise de précision, l’objet est pincé entre les faces palmaires des doigts et du pouce en opposition [73] (Figure 1.1 en bas).

Ainsi, contrairement aux prises de force, la paume de la main n’est pas mise en œuvre lors d’une prise de précision, la seconde différence anatomique est l’utilisation systématique du pouce opposable.

Le terme ”prise de précision” est parfois utilisé à la place de ”prise de précision du bout des doigts” (fingertip precision grip), c’est-à-dire mettant uniquement en œuvre la face palmaire des phalanges distales des doigts [31].

Ainsi, les prises de précision ne mettent pas en œuvre nécessairement uniquement le bout des doigts, des objets de grandes dimensions seront saisis par une prise de précision mettant en œuvre l’ensemble des doigts et du pouce. Certains types d’actions particuliers mettront également en œuvre le côté du doigt, on peut ici citer l’exemple typique de la prise d’une clef.

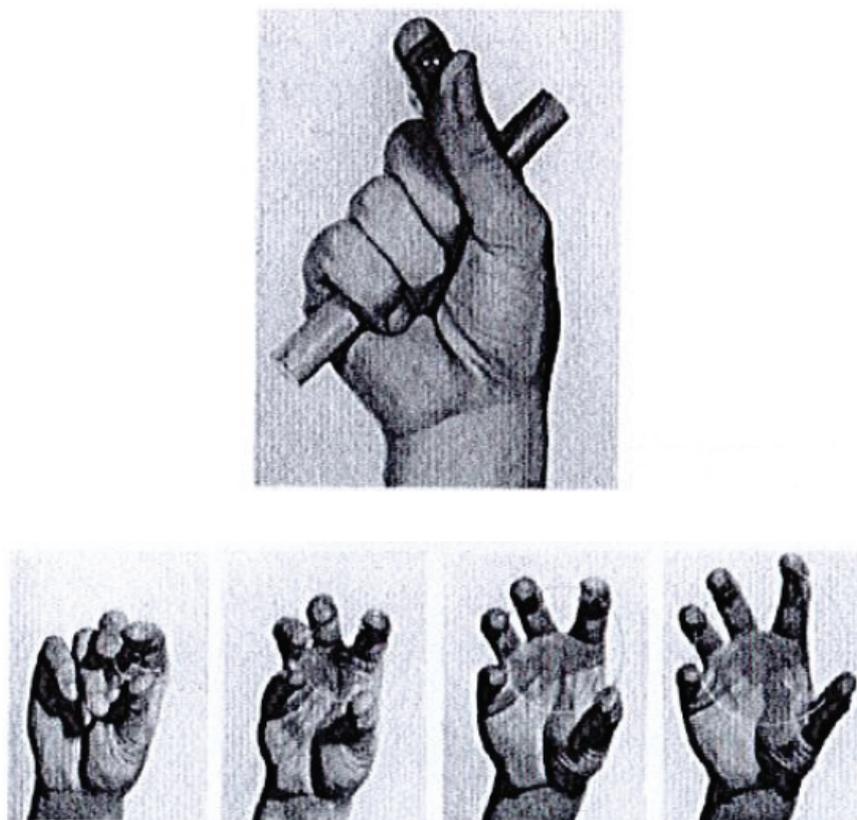


FIGURE 1.1 – En haut : prise combinée (force et précision) en bas : différentes prises de manipulation fine, issus de Napier 1956 [73]

D'un point de vue fonctionnel, ces deux types de prises, de précision et de force, sont différents. Au cours d'une prise de précision, les caractéristiques dominantes seront la mobilité et la précision. Au contraire, la caractéristique dominante des prises de force est l'application d'une force au détriment de la mobilité [70]. Cependant, bien que le meilleur choix de prise pour la manipulation semble être la prise de précision, ce choix sera fonction de l'objet. Pour un objet lourd par exemple l'opérateur mettra en œuvre une prise de force.

1.1.2 Prises de précision

C'est donc la catégorie des prises de précision, et plus particulièrement les prises de précision du bout des doigts qui constitue ici notre domaine d'étude. Nous allons maintenant étudier ce type de prises plus en détails, en termes de classification, de forces générées, ainsi que de chargements mécaniques.

De nombreuses études ont été réalisées visant à caractériser les forces mises en œuvre lors de prises de précision, ces prises mettent en œuvre de la part des doigts un ensemble de forces générant un équilibre mécanique [49]. En terme d'ordre de grandeur, on peut considérer comme pic de force le plus élevé 40N pour la paume et 10N pour le bout du doigt qui permettent de réaliser plus de 90% des activités de manipulation, des forces plus importantes ne peuvent être appliquées pendant une longue période [39, 54].

La classification de la manipulation fait l'objet de très nombreuses publications sous la forme

de différentes taxonomies proposées [99, 89, 108, 20, 55, 92, 59, 65, 62, 22, 21, 56, 61, 29, 57, 30]

Precision				
Pad				Side
2	2-3	2-4	2-5	3
9: Palmar Pinch 	8: Prismatic 2 Finger 	7: Prismatic 3 Finger 	6: Prismatic 4 Finger 	20: Writing Tripod 
24: Tip Pinch 	14: Tripod 	27: Quadpod 	12: Precision Disk 	
33: Inferior Pincer 			13: Precision Sphere 	
			22: Parallel Extension 	
				

FIGURE 1.2 – Taxonomie des prises de manipulation fines issue de Feix et al 2016 [30]

Sur la figure 1.2 on peut observer la taxonomie des prises de manipulation fine proposée par Feix et al 2016 [30]. Les critères régissant les taxonomies sont basés sur la stratégie de préhension mise en oeuvre par le sujet. Ainsi comme on peut l'observer en figure 1.2, la première colonne de ce tableau représente les prises effectuées par le pouce et l'index. Les autres colonnes de cette classification impliquent l'index (doigt n°2), et les autres doigts (majeur n°3, annulaire n°4, auriculaire n°5). On observe ici que l'index est impliqué dans la majorité des prises, ce qui est confirmé par l'étude de fréquence d'utilisation des zones anatomiques pour la manipulation, proposée par Gonzalez et al 2014 [39].

De ce fait, notre étude va se concentrer sur la pulpe de l'index.

1.1.3 Nouvelle proposition de classification

Nous proposons ici une réflexion sur la décomposition en sollicitations élémentaires (compression, cisaillement) des sollicitations complexes issues de la manipulation. L'idée de sollicitation

simple vise ici à différencier les différentes sollicitations générées par les différents objets, notamment par leur rayon de courbure, que l'opérateur sera amené à manipuler.

Influence du rayon de courbure Nous considérons ici un problème simple en 2 dimensions, si l'on considère des objets relativement basiques, définis par la primitive géométrique élémentaire d'une sphère, on peut se ramener ici à la variation d'un unique paramètre, le rayon de courbure. Cette idée est illustrée sur le schéma en figure 1.3, avec une vue en coupe d'un

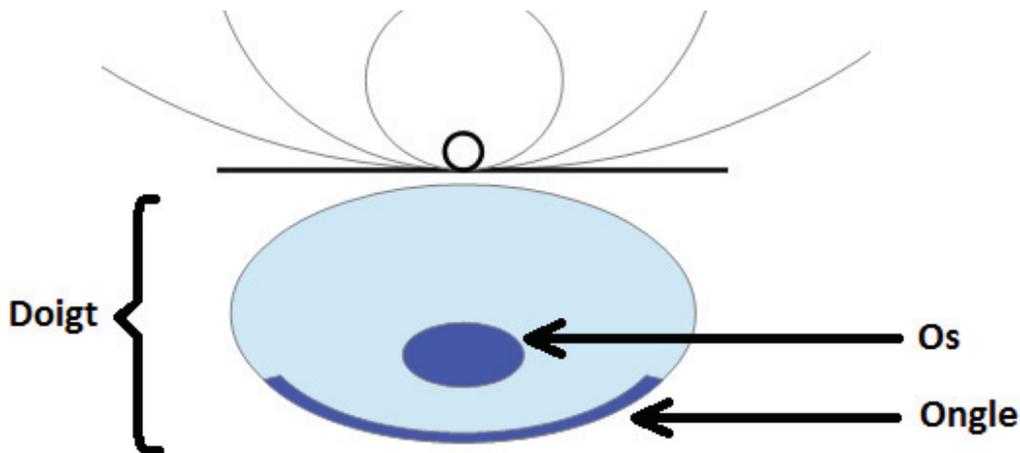


FIGURE 1.3 – Représentation schématique en 2D de contact avec des objets de différents rayons de courbures sur un doigt

doigt, et différentes allures d'objets qui viendront en contact sur ce doigt.

Ce schéma est à titre illustratif, et représente un objet dont la face en contact avec le doigt est plane (s'assimilant ici à un rayon de courbure infini), et un objet dont le rayon de courbure serait très faible (au regard de l'anthropométrie du sujet). On peut ici considérer sans plus de démonstrations que la nature même de la sollicitation mécanique appliquée sur le doigt variera d'un contact plan à une indentation ponctuelle. Si l'on transpose ces observations en 3 dimensions, le cas formulé en 2 dimensions de l'indentation se divise selon que l'objet ait une dimension prépondérante ou non. Dans ce cas l'objet s'apparentera à un corps unidimensionnel générant une sollicitation de compression sous ligne de chargement (tableau 1.1). Nous parlons ici de rayons de courbure par volonté d'établir une réflexion très généraliste, un objet ayant une arête saillante est assimilé à un rayon de courbure très faible, et générera une sollicitation de compression sous ligne de compression.

Variation de l'angle de contact L'évaluation d'une gamme de sollicitations mécaniques ne se limite pas uniquement à la courbure des faces des objets. En effet, si l'on considère deux objets sensiblement différents ayant cependant des faces planes, la stratégie de saisie mise en œuvre par le sujet influera également sur le contact mécanique. On peut observer en Figure 1.4 deux représentations de prises de manipulation fine issues de Feix et al 2016 [30] (l'exemple proposé est ici dépendant de la représentation proposée par l'auteur pour ces deux types de prises, il n'est proposé ici qu'à titre purement illustratif). En poursuivant un raisonnement similaire au paragraphe précédent, on peut considérer le schéma en figure 1.4 représentant ainsi un contact plan pour différents angles de contacts.

Ce raisonnement peut également être transposé en 3 dimensions et intégrer une variation de l'angle de contact autour de l'axe longitudinal du doigt, venant solliciter les côtés du doigt.

Rayon de courbure	Dimensions prépondérantes de l'objet dans le plan	Sollicitation mécanique équivalente
$r \rightarrow \infty$	2	Compression plan
$r \rightarrow 0$	2	Indentation
	1	Compression sous ligne de chargement

TABLE 1.1 – Décomposition en sollicitations mécaniques équivalentes, en fonction du rayon de courbure de l'objet, pour un cas simple 2D

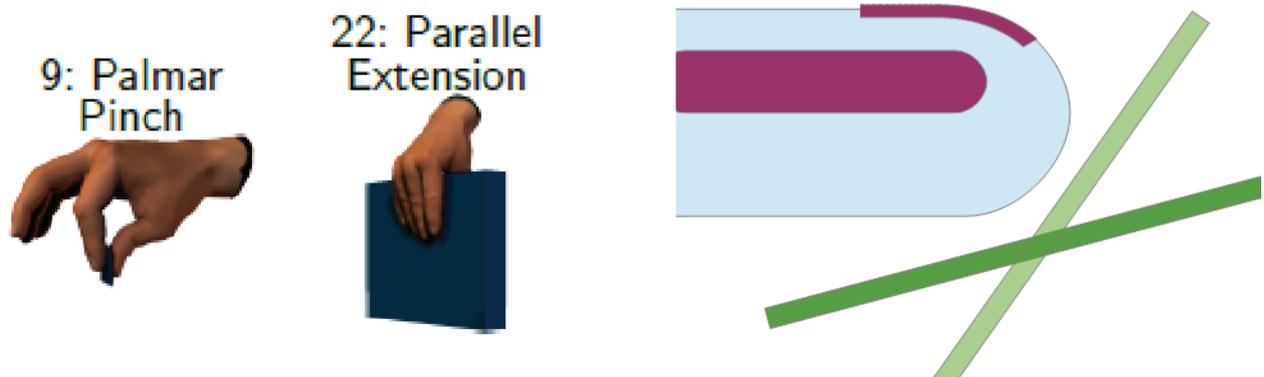


FIGURE 1.4 – A gauche : Deux prises de précisions issues de Feix et al 2016 [30] ; A droite : Représentation schématique en 2D de contact plan pour différents angles de contact sur un doigt

Applications de ces observations à une classification existante La classification des prises, notamment des prises de manipulation fine a jusqu'ici été réalisée en termes de stratégie de préhension et de zones anatomiques en contact avec l'objet. Ce critère de classification s'avère pertinent pour les approches de modélisation axées sur la commande et la stratégie de préhension. Cependant, cette classification trouve ici ses limites au vu de notre approche. Nous avons défini précédemment deux paramètres qui nous semblent mieux adaptés à une approche de classification en vue d'une étude purement mécanique. La représentation proposée dans cette figure est uniquement à titre illustratif, les 6 prises issues de Feix et al 2016 [30] que nous avons choisi de représenter ici sont positionnées de manière relative les unes par rapport aux autres, aucune quantification n'est proposée ici.

La prise numérotée n°22 sur la figure 1.5 met en œuvre l'adduction du pouce lors de la prise associée à un objet aux faces planes, cette prise va générer ici un contact plan avec un faible angle de contact. La prise n°9 palmar pinch, représentant un objet de taille plus modeste ayant également des faces planes (et donc au même niveau que la précédente en terme de courbure), va mettre en œuvre un angle de contact plus important. On peut également observer la prise tip pinch n°24 qui va générer un angle de contact maximal (au vu des représentations utilisées ici) avec un objet de très faible rayon de diamètre générant une sollicitation sous ligne de

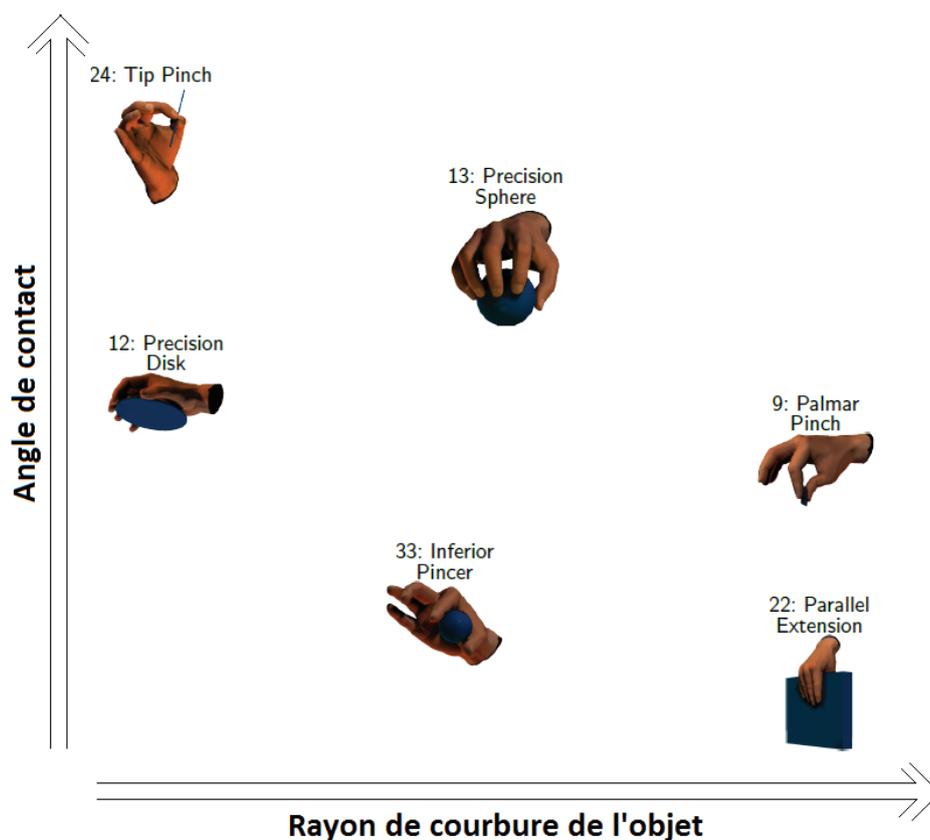


FIGURE 1.5 – Représentation de sollicitations de compression, en fonction de la courbure de l’objet ainsi que de l’angle de contact, de différentes prises issues de Feix et al 2016 [30]

chargement. On retrouve ce même type de sollicitations pour la prise de précision d’un disque (n°12) avec un angle de contact moins important. On retrouve enfin à un niveau moyen sur l’axe des rayons de courbure, deux prises de sphères mettant en oeuvre des angles de contact très différents.

La réflexion présentée ici n’a pas vocation à constituer à ce stade une nouvelle taxonomie des prises de manipulations, elle est de plus très dépendante des représentations proposées par les auteurs dont les travaux sont utilisés ici. Une même prise représentée par un autre auteur mettra un objet sensiblement différent en oeuvre par exemple, générant selon nos critères une prise totalement différente. La figure 1.5 est donc présentée ici uniquement dans l’objectif d’illustrer nos propos. Mais, cette analyse nous permet d’exprimer notre problème en termes mécaniques, et de déterminer notre cadre de travail.

1.2 Anatomie

Le doigt humain est une structure biologique construite autour de chacune des phalanges osseuses et composée d’une couche de peau englobant le tissu sous-cutané, cette structure est vascularisée via des artères et veines qui la longent sur les côtés puis se ramifient, notamment au niveau du bout du doigt [40, 67, 68, 109, 32, 122, 91]. D’un point de vue macroscopique,

cette structure est définie par une anthropométrie très variable en fonction des individus.

1.2.1 Phalange distale

Les phalanges distales se situent à l'extrémité du squelette de la main (figure 1.6). La main est composée des os du carpe, et des os des doigts, incluant ici les métacarpes et les phalanges [99].

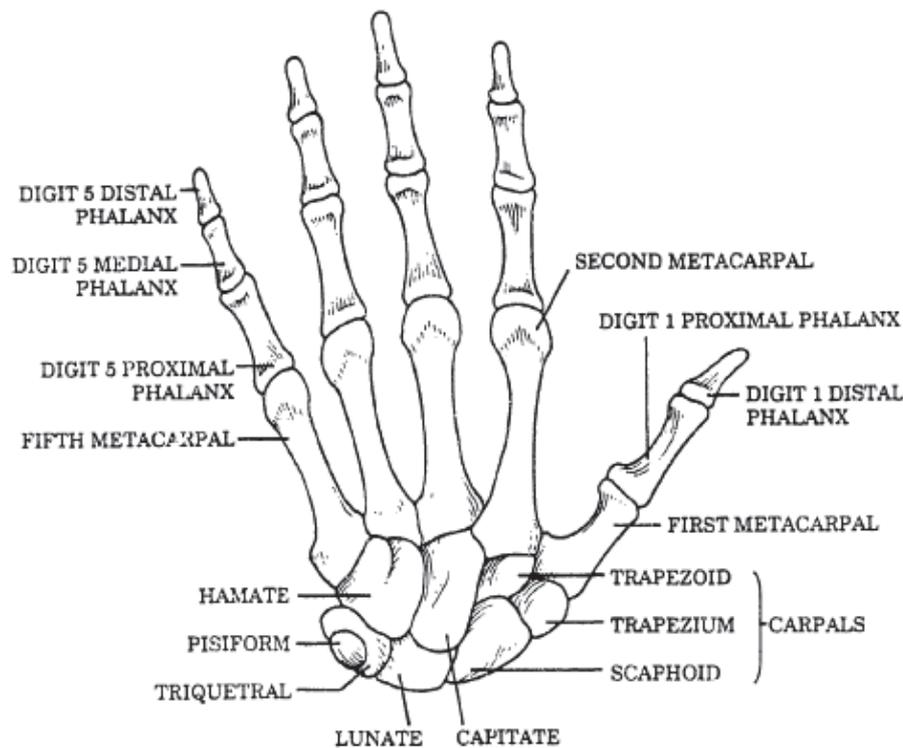


FIGURE 1.6 – Schéma du squelette de la main (issu de [41])

L'os humain est constitué de deux domaines distincts, la partie centrale appelé trabéculaire ou os spongieux (porosité $> 90\%$), et la partie périphérique, l'os cortical (porosité de 3 à 5%) [74]. Ses propriétés mécaniques dépendent du type d'os et également de l'âge (au travers de la densité osseuse) [74]. Ainsi, l'os est donc hétérogène et présente un comportement anisotrope [74] dû à sa structure (macro, micro et nano) [123]. Cette structure fait l'objet de nombreux axes de recherches à l'heure actuelle [83]. Dans le cadre qui nous intéresse de modélisation de la préhension, son module d'élasticité étant de plusieurs ordres de grandeurs supérieurs aux tissus mous, nous n'aurons pas besoin d'intégrer cette complexité en terme de comportement du matériau.

1.2.2 Ongle

L'ongle recouvre les doigts humains et a une fonction de protection du bout du doigt et des tissus mous environnants. Il se forme au niveau de la matrice unguéale, et pousse en suivant le lit unguéal. Ce domaine biologique est principalement composé de kératine [101]. L'ongle est relié à la phalange distale par deux ligaments, et par son lit de type mésenchyme [68] (voir

Figure 1.7). Le mésenchyme est un tissu ayant un rôle mécanique de soutien. Selon une étude

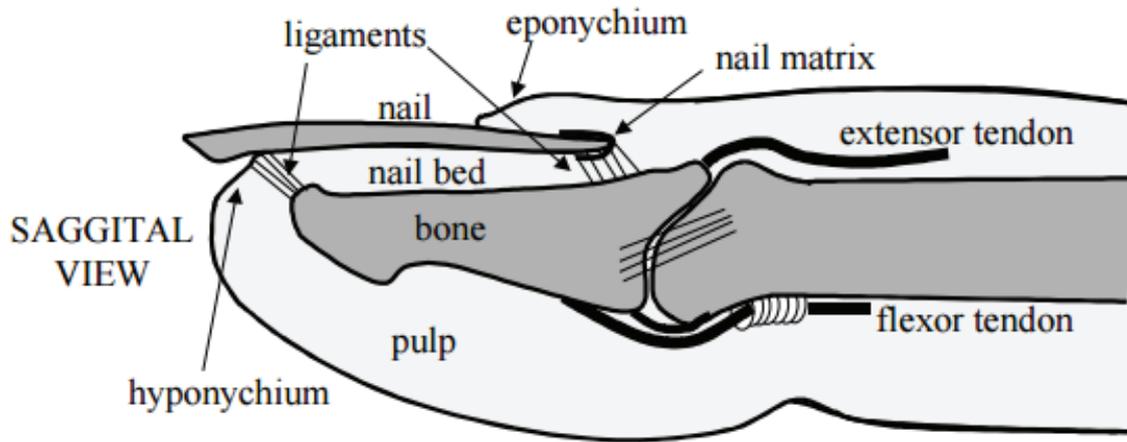


FIGURE 1.7 – Coupe sagittale du doigt (issu de Mascaro et al 2002 [68])

de Mascaro et al 2002 [68], cet ancrage de l'ongle sert à maintenir fixes les positions relatives entre l'ongle et la phalange .

1.2.3 Peau

La peau recouvre la quasi-totalité du corps humain (≈ 1.5 à 2m^2 chez l'adulte) et assure la protection des organes contre les différentes agressions de l'extérieur. L'épaisseur de la peau est variable en fonction des zones du corps [51], et elle est composée de plusieurs couches (Figure 1.8). L'épiderme qui est la couche extérieure représente l'interface de contact avec les objets manipulés, cette couche a une épaisseur comprise entre quelques dizaines et centaine de micromètres [117]. L'épiderme est un tissu épithélial, non vascularisé composé principalement de kératinocytes [101].

On trouve ensuite la couche de derme, d'une épaisseur variable à partir de 5mm jusqu'à moins d'un millimètre en fonction des zones du corps [101] et de l'ordre du millimètres dans le cas du bout du doigt [117].

Le derme réalise la jonction entre l'épiderme externe et les tissus sous-cutanés internes. Cette couche possède une structure complexe semblable à celle d'un matériau composite [51], avec des fibres d'élastine et de collagène au sein de la matrice [101], cette densité de fibres est également variable en fonction de la zone du corps considérée [101]. Le derme, en tant que tissu conjonctif avec une structure complexe apporte à la peau son élasticité. L'organisation de ses réseaux de fibres régit ses propriétés mécaniques en traction, ainsi il est le constituant mécanique majeur de la peau [51]. Cette structuration amène également un comportement fortement anisotrope [101]. L'interface entre l'épiderme et le derme se présente sous forme de micro-vagues ou papilles [25]. Cette zone abrite plusieurs types de mécanorécepteurs. La sensibilité mécanique cutanée, encore appelée sensibilité au toucher, correspond à trois qualités principales : la sensibilité à la pression, le toucher *stricto sensu* ou tact, et la sensibilité à la vibration [25]. Ce ressenti du toucher se fait au travers des mécanorécepteurs dans le corps. Ces capteurs sont situés dans différentes zones de la peau et du doigt, et sont sensibles à des sollicitations mécaniques distinctes.

On distingue quatre types de mécanorécepteurs situés dans le bout du doigt. Les corpuscules de Paccini sont une structure relativement volumineuse de 1 à 2mm situés dans l'hypoderme de la peau (Figure 1.8). Ce corpuscule est particulièrement apte à déceler les vibrations, il s'agit d'un

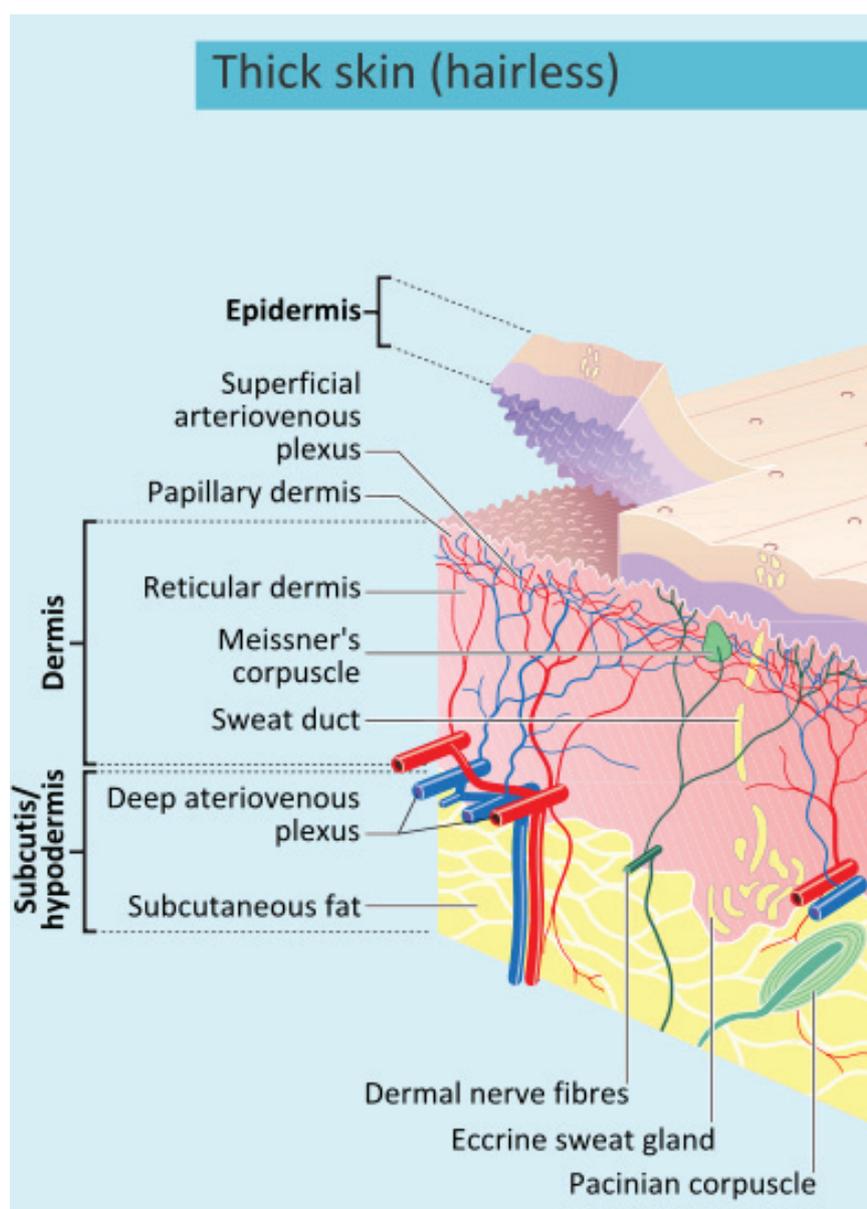


FIGURE 1.8 – Représentation schématique de la peau glabre

récepteur à adaption très rapide [37]. Les corpuscules de Meissner (également appelés R-A) se situent dans les papilles du derme (voir Figure 1.8), on les trouve en grande quantité au niveau de la pulpe des doigts. Ils ont une adaptation rapide et sont sensibles aux faibles sollicitations mécaniques. Ils permettent la perception du toucher léger[25]. Les cellules de Merkel sont des mécanorécepteurs à adaptation lente (également appelés $SA - 1$), ils sont disséminés dans les papilles de l'épiderme. Ils sont sensibles à des sollicitations de types statiques ou quasi-statiques (pression et étirement), avec une réponse lente. Enfin, le Corpuscule de Ruffini est également à adaption lente (également appelé $SA - 2$). Ces récepteurs sont situés dans le derme de la peau. Ils sont sensibles notamment à l'étirement [37, 25].

1.2.4 Tissus adipeux de la pulpe du doigt

Il existe deux types de tissus adipeux chez les mammifères, les tissus adipeux blancs et marrons. Le tissu adipeux marron est particulièrement présent chez les nouveau-nés et les mammifères hibernants. Nous n'abordons ici que le tissu adipeux dit "blanc" qui constitue la majorité des tissus adipeux chez l'homme adulte. Les tissus adipeux présents sur la face palmaire des doigts [8] sont moins rigides que la peau [117]. D'un point de vue macroscopique, à la température du corps humain, on peut considérer les tissus comme ayant un comportement proche d'un liquide [96, 42].

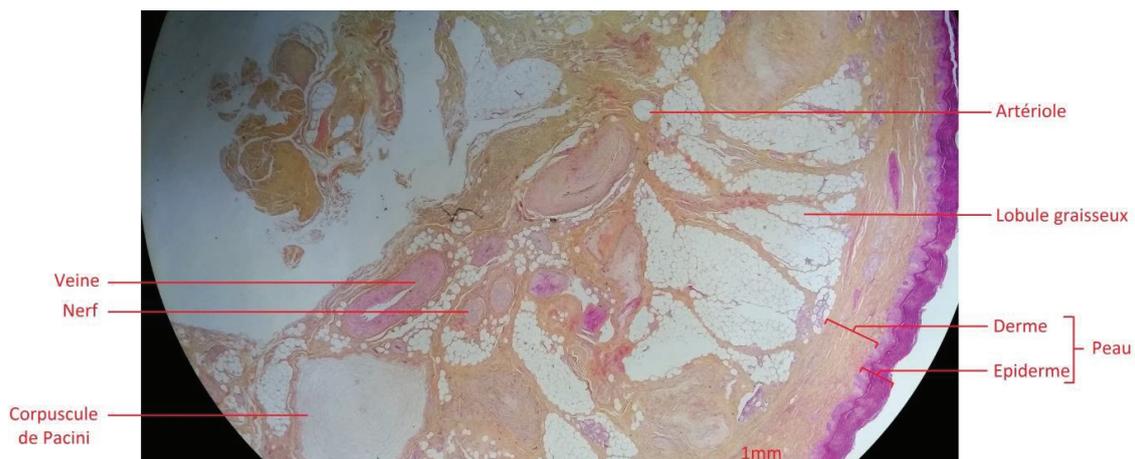


FIGURE 1.9 – Coupe histologique axiale de la pulpe de l'index (x25)

Le tissu adipeux est un tissu conjonctif mou positionné sous la couche du derme, il est principalement composé de cellules lipidiques appelées adipocytes [8, 93, 19]. Les adipocytes ont généralement un diamètre qui varie entre 10 et 150 μm [8]. On peut observer ces adipocytes sur une coupe histologique en Figure 1.9.

Ces cellules sont enveloppées par petits groupes dans de fines cloisons composées de fibres de collagène [19] pour former des lobules graisseux visibles à l'œil nu [8], que l'on peut observer en Figure 1.9. Le tissu conjonctif permet de créer la cohésion du tissu adipeux, il contient des fibroblastes qui créent le collagène de la matrice extra-cellulaire. Ce tissu permet également le passage des artérioles et des veinules (Figure 1.9). Le lecteur peut également consulter l'annexe B, pour observer le tissu adipeux de la pulpe des doigts ainsi que les lobules graisseux.

De plus, ces lobules graisseux sont structurés, on peut citer la structuration sous forme de septa (Voir Figure 1.9), notamment au niveau des pieds [52], ou au niveau des tissus adipeux abdominaux [93]. Plus spécifiquement, concernant les tissus adipeux du bout du doigt, la structuration des tissus adipeux du bout du doigt n'est toujours pas à ce jour clairement définie. Plusieurs études [90, 17] évoquent un tissu adipeux qui est composé de lobules graisseux et qui serait organisé sous forme de septa comme nous venons de le voir, la dénomination adoptée par l'auteur est *Fibrous septae* (voir Figure 1.10 en bas). Cependant en 2004 Hauck et al [44] montre grâce à une étude histologie qu'il s'agirait plutôt de cordes de collagène (Figure 1.10 en haut) bien organisées qui reliraient la membrane basale de l'épiderme au périoste de la phalange distale et non de septa. L'auteur fait une analogie avec les cordes d'un parachute [44]. Selon ce dernier article, il n'y aurait donc qu'un seul compartiment contenant les lobules graisseux et des colonnes de collagène.

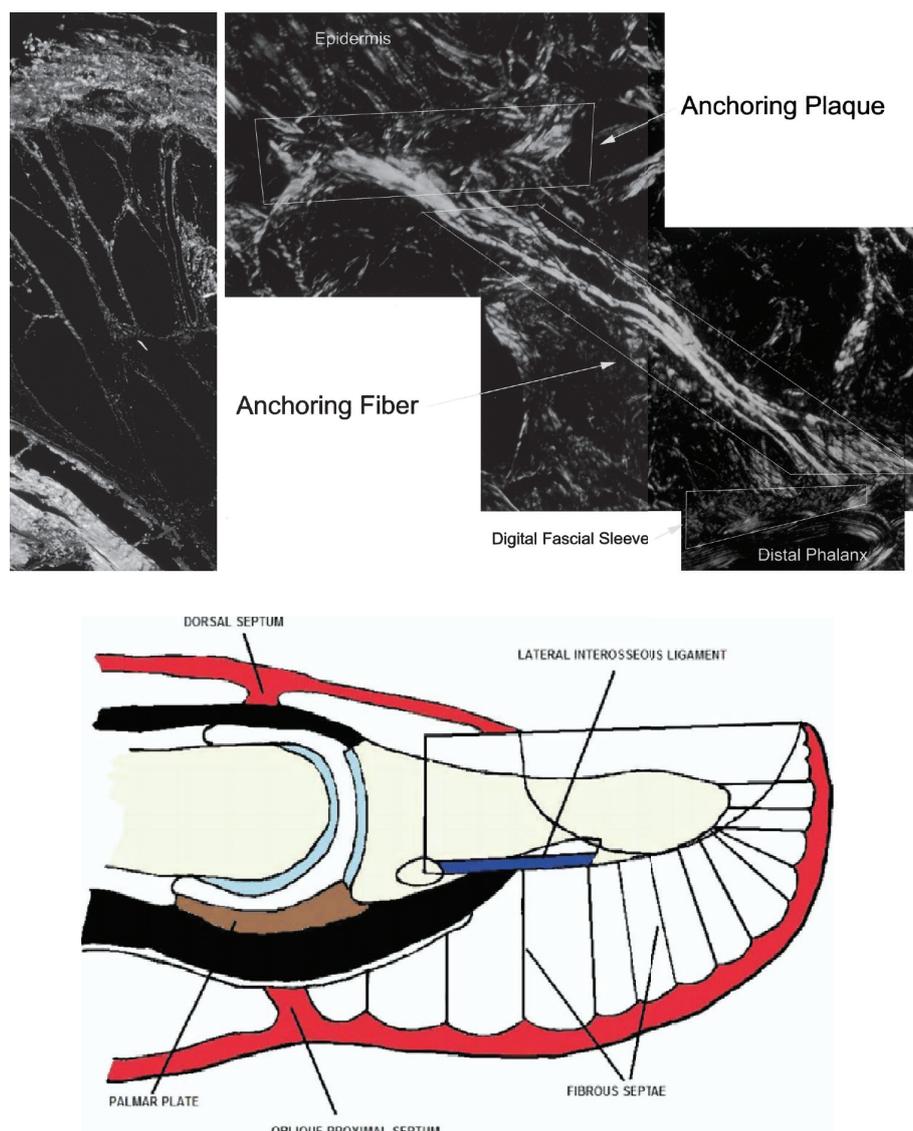


FIGURE 1.10 – En haut : Bande de fibres de collagène reliant la peau de la pulpe du doigt à la phalange distale (représenté sans échelle dans l'article [44]). En bas : Schéma de coupe longitudinal du doigt représentant notamment la structuration en septa des tissus adipeux de la pulpe du doigt mais également l'emplacement du septa dorsal du doigt (issus de [90])

1.3 Caractérisation expérimentale

Divers essais mécaniques ont été réalisés afin de caractériser le comportement du bout du doigt. Nous proposons un récapitulatif Table 4.2.3 des principales expériences ainsi que des grandeurs physiques associées (d'entrée, de sortie...), ce tableau met en avant notamment l'interface de contact (plan, indenteur...), le type de chargement (dynamique, quasi-statique...), la valeur en terme de force du chargement, le doigt testé et l'angle de contact utilisé.

Article	Interface de chargement	Définition considérée de l'angle de contact	Valeur de l'angle par rapport au plan de contact	Doigt testé	Type d'essai (mm/s)	Chargements (N)	Nombre de sujets, sexe, âge moyen	Grandeurs physiques extraites
Srinivasan et al 1989 [96]	Indenteur linéique	/	/	Majeur	Statique	Déplacement : 2mm	3 sujets, de 25 à 30 ans	Déflexion de la surface du doigt / Déplacement
Serina et al 1997 [85]	Contact plan	Segment de la face dorsale du doigt/ongle	0, 45°, 90° ($\pm 4^\circ$)	Index	Faible vitesse ; Fréquence $\in [0.25; 3]$ Hz	Normal : 1 et 4N	12H et 8F, de 22 à 58 ans	Force / Déplacement
Wu et al 2003 [114]	Contact plan	Face dorsale du doigt	20°	Index	Compression dynamique, puis relaxation	déplacement 2mm, Vitesse : $\in [0.1; 5.7]$ mm/s	2H et 2F, d'un âge moyen de 24 ans	Force / déplacement ; Force / temps
Nakazawa et al 2000 [72]	Contact Plan	Face dorsale du doigt	15°	Pouce, Majeur, Auriculaire	Chargement transverse dynamique (avec chargement normal constant)	Normal : 0.8N à 4.1N, Transverse : 0 à 2N	3H, de 21 à 27 ans	Déplacement / temps ; Aire de contact / Force
Cabibihan et al 2009 [11]	Indenteur plan (20x10mm)	/	main tendue, et main plîée	14 points sur les phalanges distales, intermédiaires et proximales des 5 doigts	Compression dynamique faible vitesse	Vitesse : 0.5mm/s, Normal : jusqu'à 4N	30H, d'un âge moyen de 26.35 ans	Force / déplacement
Pataky et al 2005 [76]	Contact plan	face palmaire du doigt	0°	Index, Majeur, Annulaire, Auriculaire	Compression, puis chargement transverse en relaxation	Normal : 1 ; 3 ; 5N, Transverse : jusqu'à 5N	6H et 3F, d'un âge moyen de 26ans	Force / Déplacements
Pawluk et al 1999 [78]	Contact plan	Face dorsale du doigt	Entre 20 et 40°	Index	Dynamique	Vitesse : 0.2 à 80mm/s	5H et 1F, de 24 à 36ans	Force / déplacement (pour différentes vitesses testées)
Perez-Gonzalez et al 2013 [79]	Indenteur	face dorsale de la phalange posée à plat	/	39 points répartis sur la main, dont les 5 phalange distale	Indentation statique	Normal : de 1N à 6N	10H et 10F, d'un âge moyen de 27.2ans	Force / Déplacement
Shimawaki et al 2006 [82]	Contact plan	Axe du doigt	15°, 30°, 45°, 60°	Index	quasi-statique	Normal : jusqu'à 4.5N	17H, d'un âge moyen de 21.7	Force / Longueur et Largeur de l'aire de contact

TABLE 1.2 – Tableau récapitulatif des principales expériences de caractérisation

1.3.1 Variabilités inter et intra sujets

Sujets

On observe globalement pour l'ensemble des expériences que l'effectif est relativement restreint $N \in [3; 20]$ avec une seule campagne incluant plus de 20 sujets (Cabibihan et al 2009 [11] propose une campagne basée sur 30 sujets). En terme d'échantillonnage de population, on observe que la moitié de ces expériences ne comporte que des sujets masculins (la seconde moitié comportant un effectif mixte). En terme d'âge des sujets, une majorité de campagnes est menée sur des sujets relativement jeunes [96, 113, 72, 78, 87]. Ces résultats permettent toutefois d'observer des tendances et fournissent des ordres de grandeurs. De plus, les résultats expérimentaux obtenus par Serina et al 1997 [85] ont permis de démontrer un faible impact de l'âge et du genre sur la réponse mécanique globale du bout du doigt.

Anthropométrie Les doigts humains ont des dimensions variables entre individus, ces variabilités s'observent également en fonction du groupe ethnique et de la catégorie professionnelle. Nous proposons ici d'observer des mesures anthropométriques ici de différentes populations comparées à deux groupes de sujets issus de campagnes expérimentales de caractérisation du bout du doigt dans le tableau 1.3. Les grandeurs choisies ici sont la largeur des doigts. Nous optons pour une mesure donnant une grandeur générale du bout du doigt, mais également une mesure relativement répandue dans les études anthropométriques, nous permettant ici une comparaison. Les résultats exprimés le sont sous forme de moyenne de largeur pour chaque échantillon de sujets testés (Hommes et Femmes).

	Genre Effectif	Age moyen	Pouce	Index	Majeur	Annulaire	Auriculaire
Greiner et al 1991 [41]	1003 H	27.3	24.0	20.1	19.8	18.5	17.4
	1304 F	26.1	20.6	17.3	17.1	15.8	14.7
Mandahawi et al 2008 [66]	115 H	27.	/	/	17.65	/	15.4
	120 F	28	/	/	15.4	/	13.54
Cakit et al 2014 [12]	92 H	18-30	19.7	16.2	16.5	15.3	14
	73 F	18-30	17.2	14.3	14.3	13.4	12
Imrhan et al 2006 [50]	51 H	41.3	/	/	17.29	/	13.86
	50 F	41.3	/	/	15.57	/	12.77
Serina et al 1997 [85]	12 H	35±12	/	18	/	/	/
	8 F	35±12	/	16	/	/	/
Wu et al 2003 [114]	4 H/F	24	/	16.5	/	/	/

TABLE 1.3 – Largeurs moyennes des doigts issues de différentes publication anthropométriques

La première étude est réalisée sur les soldats de l'armée des Etats-unis [41], mettant en oeuvre

1003 hommes et 1304 femmes, avec un âge moyen de 27 ans. La seconde étude [66] est réalisée sur 120 femmes (28.03 ans) et 115 hommes (27.13 ans) jordaniens ayant des profils professionnels variés (travailleurs manuels ainsi que non-manuels). Cakit et al 2014 [12] propose quant à lui une étude réalisée sur des étudiants turcs en filière dentiste, 73 femmes et 92 hommes (18-30 ans). Enfin, la dernière étude Imrhan et al 2006 [50] est réalisée sur 51 hommes, et 50 femmes Bangladeshi vivant aux USA, dont la plupart sont des travailleurs manuels (âge moyen de 41.3 ans). Les deux dernières études concernent des sujets issus de campagne expérimentale de caractérisation des doigts. On retrouve ainsi Serina et al 1997 [85] 20 sujets [20; 58]ans, et l'étude de Wu et al 2003 [114] avec 4 sujets dont la moyenne d'âge est de 24ans. Cependant les deux auteurs ne fournissent pas de renseignements concernant la catégorie professionnelle de leurs sujets.

Ces différentes études nous permettent d'observer des populations manuelles issues de différentes ethnies ([41] et [50]), ainsi que des populations mixtes [66] et non manuelles [12]. Tout d'abord on peut observer des variations de 10 à 16% entre les dimensions issues des hommes et celles issues des femmes, pour chacune des études. Cependant globalement les plus fortes variations apparaissent entre ces études, en effet on peut observer des variations de 17 à 20% entre la population d'étudiants turcs et celle des militaires américains.

Globalement au niveau des sujets issus des campagnes expérimentales on peut observer une valeur moyenne de $\approx 17mm$ de la largeur de l'index. Au vu des données anthropométriques des deux catégories de population dont nous disposons ici, il semble que cette valeur de $17mm$ soit également une valeur relativement moyenne (Une telle conclusion ne pourrait être définitive qu'avec des comparatifs bien plus larges sur de nombreuses catégories de population).

Différents doigts testés

Enfin, on peut également observer des variations entre chacun des doigts observés dans le Tableau 1.3. En effet on observe que l'index et le majeur (pour les hommes et les femmes) ont des dimensions similaires, l'annulaire est inférieur à l'index.

Sur l'ensemble de ces expériences, on peut constater une variation des doigts testés [72, 79, 96], mais très peu de comparaisons qualitatives entre ces différents doigts. On peut toutefois citer Perez-Gonzalez et al 2013 [79] qui identifie différents comportements mécaniques sur 39 zones de la main testées, en termes de relations force/déplacement. Sur la Figure 1.11 on observe des allures de courbes similaires pour les cinq phalanges distales. Ces résultats traduisent globalement une variation de la rigidité en fonction de chaque doigt, cette variation de rigidité peut se traduire par une variation de la géométrie entre les deux structures et/ou une variation des propriétés matériaux des différents domaines la composant. Ces observations de variations de rigidité sont à corrélérer avec les observations anthropométriques que nous avons vues dans le paragraphe précédent.

Géométrie interne Concernant la caractérisation de la géométrie interne, il n'existe à notre connaissance que très peu d'études portant sur le sujet. Ainsi, on peut citer Serina et al 1997 [85], qui fournit une observation réalisée sur un seul sujet par Rayon-X de la variation d'épaisseur des tissus mous en fonction de l'angle de contact [85]. L'auteur fournit des valeurs de l'épaisseur globale (peau + tissus adipeux) pour trois angles de contact différents (0, 45, 90°). La variation observée par l'auteur est de l'ordre de 40%. D'autres auteurs ont utilisé de l'imagerie médicale mais ne proposent pas de quantification d'une structure interne [87, 43]. On peut également citer Murai et al 1997 [71], qui propose une étude cadavérique réalisée sur les doigts issus de 35 sujets. Cette étude vise à fournir des ordres de grandeur en terme de volume pour les différents doigts. L'auteur propose ainsi des valeurs pour le domaine adipeux, la phalange distale ainsi que pour le doigt complet.

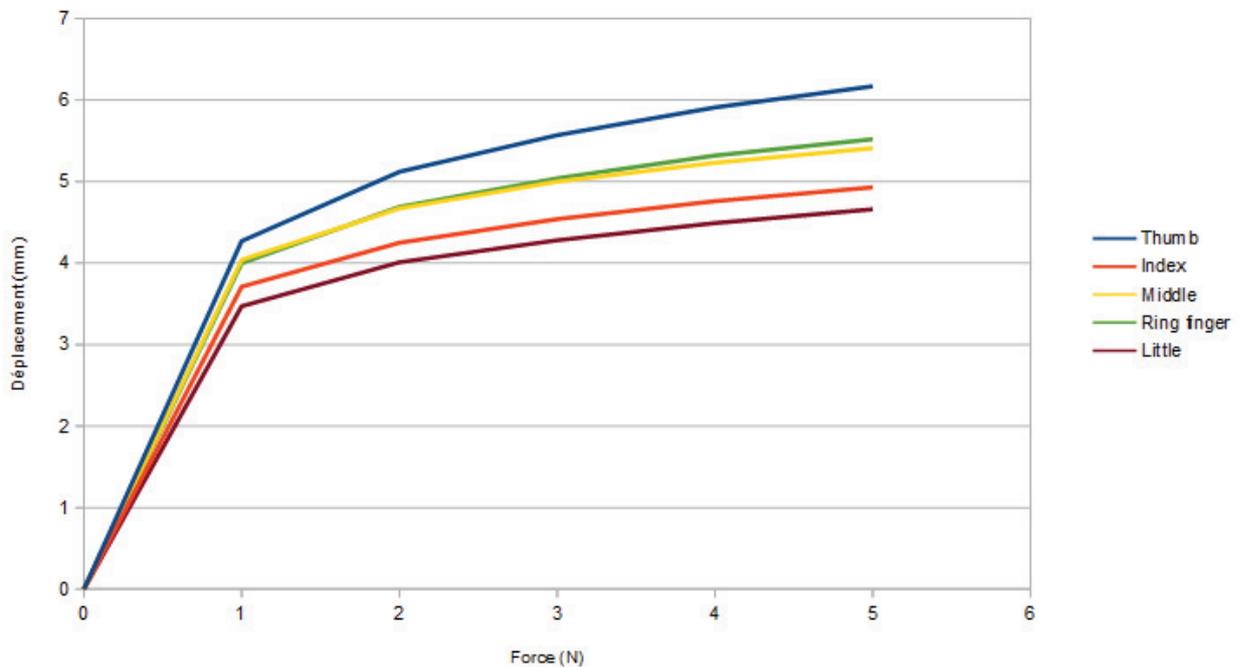


FIGURE 1.11 – Résultats expérimentaux issus de Perez-Gonzalez et al 2013 [79], comparant les réponses en terme de déplacement pour les différents doigts pour une sollicitation appliquée par incréments de $1N$

Les autres auteurs ayant eu recours à l'utilisation d'images IRM ne fournissent pas de quantification de la géométrie interne [87, 106, 120].

1.3.2 Paramètres expérimentaux

Configuration expérimentale

Ces expériences réalisées *in-vivo* visent à caractériser le doigt complet en tant que structure. En terme de moyens expérimentaux mis en œuvre, on trouve une majorité d'essais réalisés avec des dispositifs de compression usuels en mécanique [114, 11, 78, 79], certains bancs expérimentaux couplent également un capteur de force à une acquisition par caméra [85, 72, 53, 82], ou simplement une caméra [96].

Ces essais peuvent être classés en différentes catégories, en fonction notamment du type de sollicitations mécaniques que l'expérimentateur applique au doigt des sujets. Ainsi, ces différentes catégories sont en correspondance avec nos observations concernant la classification des prises de manipulations en fonction de la sollicitation mécanique appliquée, et visent pour chacune d'elles à caractériser le doigt pour une sollicitation simple (ou couplée) liée à la manipulation fine. On trouve tout d'abord différentes expériences de caractérisation des doigts *in-vivo* basées sur la compression. On peut ainsi considérer la compression locale par un indenteur ponctuel [94, 79] ou linéique [96] et de façon plus répandue la compression contre un plan. Cette compression plan est régie ici par l'angle de contact formé entre le doigt et le plan rigide. Nous reviendrons

plus spécifiquement sur ce paramètre dans le paragraphe suivant de cette section. On retrouve dans le Tableau 4.2.3 les principales expériences de caractérisation notamment par compression. A l'exception de Srinivasan et al 1989 [96] qui a réalisé une expérience d'indentation linéique, et Perez-Gonzalez et al 2013 [79] qui a réalisé une indentation ponctuelle de différentes zones de la main, l'ensemble de ces expériences consiste en une compression plan. Nous pouvons définir une seconde catégorie de sollicitations concernant les sollicitations de cisaillement. Cependant, au vu de la nature de la structure que nous étudions, les chargements qualifiés de cisaillement sont en réalité des sollicitations couplées compression/chargement transverse. On trouve dans la littérature peu de campagnes expérimentales (au regard des expériences de compression) s'intéressant à la réponse en chargement transverse. La première expérience de chargement transverse est proposée par Nakazawa et al 2000 [72], l'auteur a appliqué un chargement transverse *in-vivo* sur un doigt bloqué en rotation et déplacement. Ce protocole est repris par la suite par Pataky et al 2005 [76] qui étudie plus particulièrement la réponse en relaxation du doigt lors de l'application *in-vivo* d'efforts transverses.

Chargements

Les expérimentateurs proposent généralement des essais pilotés en vitesse de déplacement allant de sollicitations quasi-statiques [96, 87, 114, 78], jusqu'à $V = 80\text{mm/s}$ [78]. Comme on peut le voir dans le tableau en Figure 4.2.3, les paramètres sont très variables entre chaque expérience. Concernant le chargement mécanique normal on peut distinguer les dispositifs appliquant un déplacement connu ou imposant une force connue. Globalement, ces expériences [113, 78, 11] génèrent des forces inférieures à 3N. On peut également citer Shimawaki et al 2006 [87, 82] qui fournit des valeurs allant jusqu'à $\approx 4.5\text{N}$ et Serina et al 1997 [85] qui fournit des résultats pour 1N et 4N.

En terme d'indentation, les chargements appliqués varient en fonction de l'objectif de l'étude. On peut citer Perez-Gonzalez et al [79] qui applique des chargements allant jusqu'à 6N, et Kumar et al 2015 [58] qui applique des chargements de l'ordre de $\approx 100\text{mN}$. Concernant les chargements transverses, Nakazawa et al 2000 [72] applique des forces allant jusqu'à 2N (pour un chargement normal inférieur à 2N). Globalement l'ensemble des expériences réalisées se situe dans la plage des forces exercées lors de prises de précision en chargement normal de 0 à 10N, et de 0 à 2N en chargement transverse.

Angle de contact

Ainsi comme nous avons pu l'observer dans le tableau 4.2.3 ci-dessus, l'angle de contact est un paramètre expérimental définissant le contact appliqué; cependant sa définition n'est pas clairement définie au sein de la communauté expérimentale. On observe sur la Figure 1.12 différents dispositifs expérimentaux de compression plan représentant l'angle de contact tels que définis par leurs auteurs respectifs. En haut de cette figure, le premier réalisé par Wu et al 2003 [114] bloque au niveau de la face dorsale de la phalange distale, le second dispositif expérimental réalisé par Pataky et al [76] produit une immobilisation au niveau de la face palmaire des phalanges proximales et intermédiaires du doigt. On observe en bas à gauche de cette figure le banc expérimental de Shimawaki et al 2006 [82] avec dispositif libre sans blocage et une définition de l'angle comme étant mesuré par rapport à l'axe du doigt. Enfin, au niveau du dernier dispositif expérimental (en bas à droite de la figure), Serina et al 1997 [85] définit l'angle comme étant la mesure entre le segment reliant l'ongle à la face dorsale du doigt et le plan de contact. Ces différentes définitions amènent les auteurs à mesurer une grandeur différente qui conduit à des difficultés, pour confronter les résultats expérimentaux et numériques, ainsi que pour définir les conditions limites.

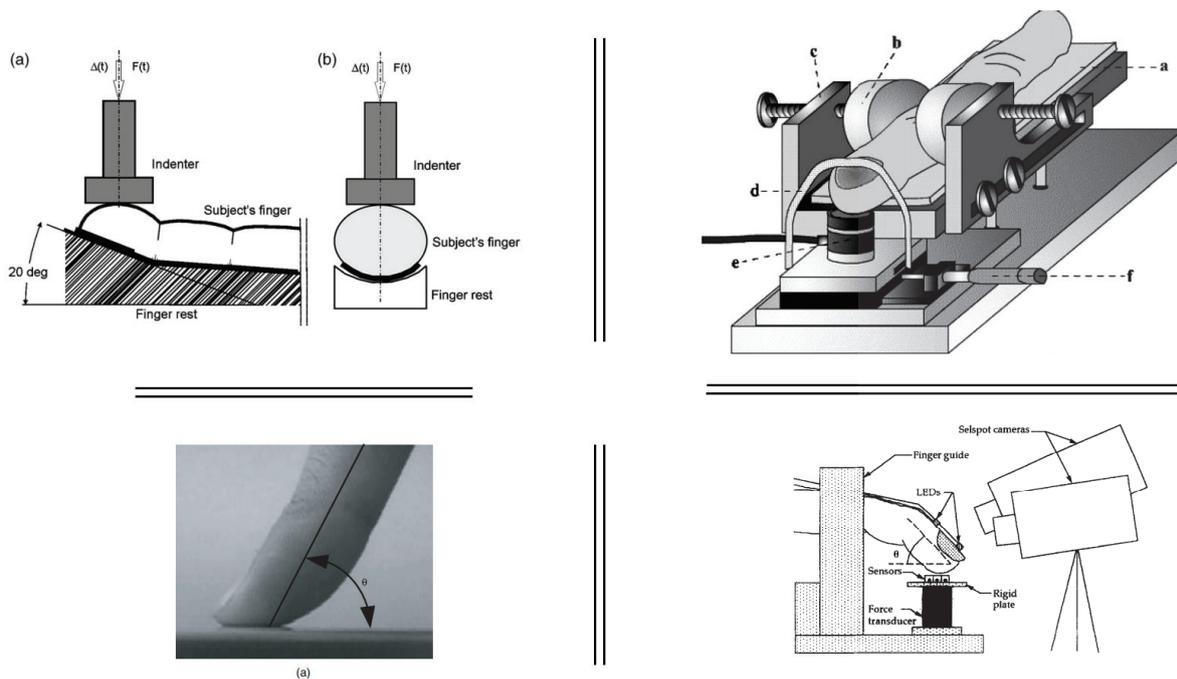


FIGURE 1.12 – Différents dispositifs expérimentaux de compression plan représentant l'angle de contact considéré par leurs auteurs. En haut à gauche Wu et al 2003[114], en haut à droite Pataky et al 2005 [76], en bas à gauche Shimawaki et al 2006 [82], en bas à droite Serina et al 1997 [85] .

Ces problèmes liés aux simulations seront abordés plus tard dans ce chapitre dans la partie consacrée aux modèles numériques et plus particulièrement les différentes définitions de l'angle de contact dans la communauté numérique. Ces multiples définitions peuvent s'expliquer par le fait que dans la majorité des cas, l'expérimentateur semble faire l'amalgame entre l'angle de contact du dispositif (par rapport au plan de contact) qui va maintenir le doigt testé et l'angle de contact du doigt, et ces deux angles sont considérés comme équivalents. L'impact de l'angle de contact sur la réponse mécanique du doigt a pour l'instant été peu étudié. On trouve dans la littérature une expérience réalisée par Serina et al 1997 [85] mettant en avant l'augmentation de rigidité avec l'augmentation de l'angle de contact, cet aspect a également été observé de façon anecdotique par Pawluk et al 1999 [77]. Ces campagnes expérimentales ne concernent que la réponse en terme de force/déplacement de la structure. Concernant l'interface de contact et sa géométrie on ne trouve qu'une seule étude comparative réalisée par Shimawaki et al 2007 [82], qui fournit un comparatif des largeurs et longueurs de l'interface de contact pour différents angles.

1.3.3 Grandeurs physiques extraites

Les expériences citées proposent des résultats en terme de déformation géométrique de l'enveloppe externe (exemple Figure 1.13 [96, 82] ou en terme de réaction normale au cours du temps [72, 113, 76, 77]. En terme de résultats expérimentaux, Nakazawa et al 2000 [72] observe un comportement linéaire concernant la réponse force/déplacement de la structure au chargement transverse (Figure 1.14). Ces expériences sont également réalisées avec des angles de contact

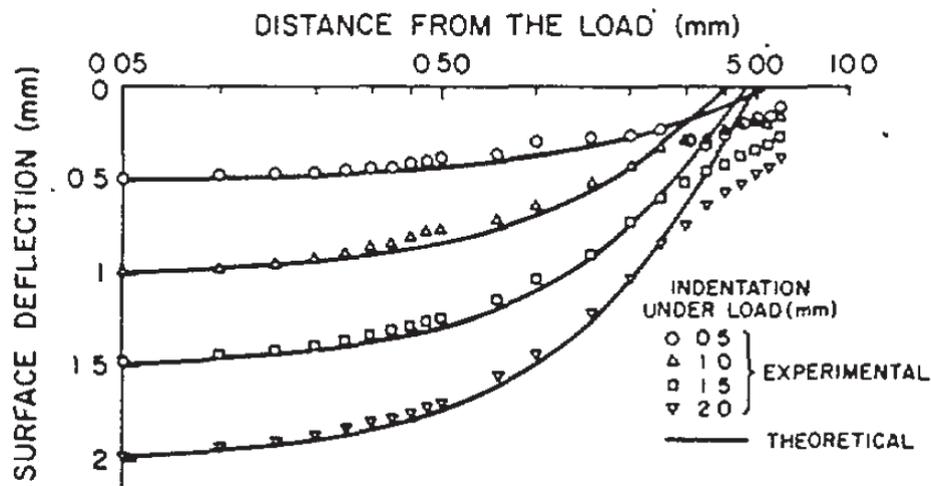


FIGURE 1.13 – Résultats du profil de déflexion du doigt sous une ligne de chargement ; exemple d'un sujet issu de l'étude réalisée par Srinivasan et al 1989 [96]

différents de 0° [76] et 15° [72]. Cette variation dans le dispositif va influencer directement sur l'aire

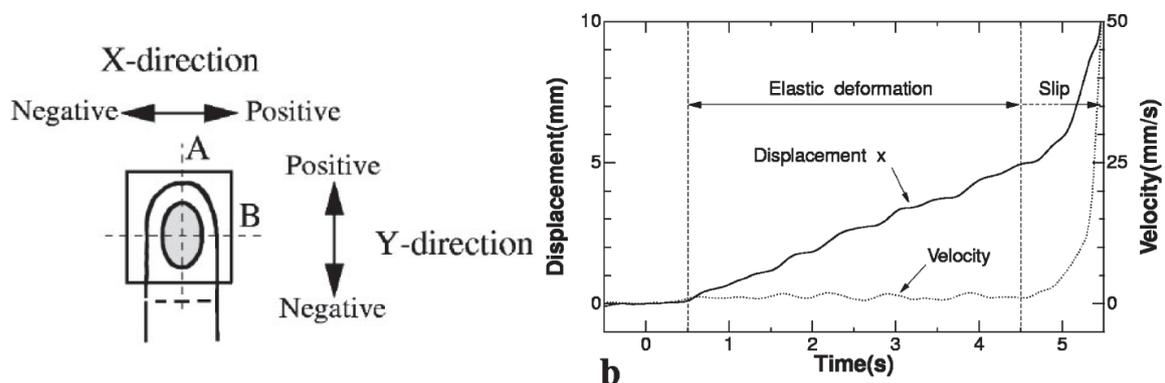


FIGURE 1.14 – A gauche, les deux directions d'application du chargement transverse définies par Nakazawa et al 2000 [72], à droite, le déplacement généré par un chargement transverse piloté en force dans la direction X (ainsi que la vitesse de chargement) avec une force normale constante (1.3N), schéma et graphique issu de Nakazawa et al 2000 [72]

de contact [82]. Actuellement il n'y a eu aucune observation d'un changement de raideur dans le sens transverse de la structure en fonction de l'angle de contact. Les auteurs ont également testé les différents doigts : le pouce [72], l'index [76, 104], le majeur [72, 76], l'auriculaire [76] et l'annulaire [72]. Les résultats des auteurs montrent une variation dans la réponse en fonction des différents doigts [72, 76]. Le doigt présentant la rigidité la plus importante est le pouce selon Nakazawa [72]. Cependant selon Nakazawa, ces résultats sont également fonction de la direction de sollicitations [72]. Le chargement transverse dans le sens longitudinal du doigt (direction Y

Figure 1.14 à gauche) montre une rigidité du doigt plus importante dans cette direction que dans la direction X (direction X Figure 1.14 à gauche).

Globalement, ces résultats montrent une réponse fortement non-linéaire avec une raideur variable qui évolue avec le chargement (tendant vers l'infini). Les aspects concernant les déformations en fonction du temps sont relativement bien caractérisées expérimentalement. On retrouve une majorité d'essais en dynamique mettant notamment en avant la caractérisation de la composante de viscosité [53, 113].

1.4 Modélisation

1.4.1 Applications

La modélisation mécanique du bout du doigt a déjà fait l'objet de nombreuses publications. Cependant, les différents objectifs poursuivis par les auteurs de la littérature sont variés.

Compréhension du sens du toucher Historiquement la première motivation amenant à la modélisation du bout du doigt a été le désir de comprendre le sens du toucher grâce à la mécanique [96]. La perception du toucher par l'être humain est possible au travers des mécanorécepteurs situés dans l'épaisseur de la peau. Ces récepteurs sont sensibles aux sollicitations mécaniques affectant la peau et transforment cette sollicitation en signaux neuronaux transmis au cerveau. Ces modèles nécessitent d'avoir accès à des déformations internes bio-fidèles et donc amènent à des représentations de la structure interne très fines (représentations des différentes couches de la peau par exemple).

Aide à la conception Un autre objectif est d'obtenir un outil d'aide à la conception pour les objets portatifs. L'aspect conception d'objets regroupe une large gamme d'applications, le dimensionnement, et l'ergonomie de produits notamment. De plus, concernant le design de pro-



FIGURE 1.15 – Exemple de manipulation d'objet, image issue de Endo et al 2008 [28]

duits d'un point de vue industriel, les entreprises passent souvent par une étape de réalisation de maquettes en résine (design d'appareil photo, exemple en Figure 1.15). On peut ici se demander s'il ne serait pas intéressant de faire directement des simulations numériques avec un modèle présentant une interface de contact bioréaliste qui permettraient de tester des configurations plus réalistes en terme d'utilisation de l'objet sans réalisation de maquettes, et qui intégreraient

des critères ergonomiques de confort (pression maximale par exemple). On peut citer comme exemple de conception ergonomique le design de claviers qui peut être une source de troubles musculo-squelettiques et nécessite une approche ergonomique [98, 85], ou le développement actuel d'interfaces haptiques qui nécessitent l'utilisation de modèles de doigts. On peut également citer les dispositifs de type "plaque vibrante" qui réalisent un retour haptique au moyen d'une vibration ressentie par l'utilisateur. Ce type de dispositif nécessiterait pour sa conception un modèle prenant en compte les déformations au cours du temps. Enfin, au niveau de la commande de dispositifs haptiques pour une interaction avec un objet, il est généralement nécessaire d'avoir accès à la force et aux déformations.

Lors de la conception de ces dispositifs un modèle bioréaliste de doigt est nécessaire, on peut citer Ambrosi et al 1999 [4] qui propose un dispositif haptique s'appuyant sur une variation de la surface en contact avec le doigt en fonction de la force globale de réaction. La conception de ce dispositif se base sur un modèle de contact compliant de Hertz.

Transmission d'efforts Un troisième objectif est de pouvoir évaluer les efforts transmis. La main, et plus particulièrement les doigts, constituent notre interface avec le monde extérieur. Les propriétés biomécaniques de l'ensemble des tissus mous du doigt influencent la transmission des sollicitations mécaniques [26]. Ainsi les doigts constituent l'interface privilégiée de transmission des efforts externes au reste du corps notamment au membre supérieur. De plus, selon Serina et al 1997 [85] les chargements répétés sur les doigts contribuent à engendrer des problèmes au niveau des nerfs et des tendons du poignet pour des activités répétitives. Ainsi dans le cadre des troubles musculo-squelettiques (TMS), on peut se demander quels seront les efforts transmis aux tendons lors de la manipulation d'objets. Ce type de résultats nécessite une contribution réaliste des doigts en terme d'amortissement des forces dynamiques transmises par les sollicitations extérieures. On peut citer l'exemple des mouvements répétitifs dynamiques tels que l'utilisation d'un clavier au bureau [84]. On retrouve également cette approche pour l'étude des systèmes bras-mains-doigts, avec des outils vibrants [111, 26] et le comportement du doigt sous ce type de sollicitations hautes fréquences. Ce type d'approche, semblable à la conception ergonomique, a des critères de validation plus larges englobant l'ensemble du membre supérieur, et le bon fonctionnement de cette structure (notamment par des critères limites en terme de chargement) [27, 26]. Cet objectif va déboucher sur des applications de conception notamment pour des gants anti-vibratoires, mais également des avancées au niveau des normes de la médecine du travail, notamment les vibrations admissibles pour des machines-outils. En effet les résultats de ces dernières années tendent à prouver, d'un point de vue purement biomécanique, que les pondérations de fréquence spécifiées dans la norme ISO 5349-1 de 2001 [1] surestiment les effets dus aux faibles fréquences, et sous-estiment les effets des sollicitations de hautes fréquences sur les doigts et la main [26].

Dans ce cadre, l'approche doit être axée sur la composante de viscosité du modèle, soit par une approche globale visant à retranscrire la réponse en termes de force et de dissipation [85, 113], soit par une approche éléments finis visant à intégrer une composante de viscosité au sein des lois de comportement des tissus mous [111].

Simulation de manipulation et réalité virtuelle Enfin, un grand axe de développement des modèles de préhension est leur utilisation en réalité virtuelle. On trouve actuellement divers types de simulateurs, dont beaucoup orientés vers le domaine de la formation. Les principales applications de ces simulateurs sont, d'un point de vue industriel, la formation à un poste de travail. On peut citer par exemple, un simulateur de montage de batteries, un établi avec une trentaine d'objets à manipuler de type vis ou écrou, la manipulation d'agrafes à insérer dans une agrafeuse pour solidariser deux plaques d'acier, ou des applications de chimie avec la manipulation fine d'objets sous hottes aspirantes en environnement stérile. On peut également citer ici le

domaine médical avec des simulateurs chirurgicaux, mettant en oeuvre de la manipulation fine et précise de petits instruments chirurgicaux. Bien que le critère dimensionnant la réalisation de ce type de simulation ne soit pas nécessairement le bioréalisme mais plutôt la réalisation effective d'une saisie, on observe un besoin de modèles déformants. L'expérience en terme de simulateurs à visées industrielles au sein du LSI démontre que pour saisir certains types d'objets, un nouvel utilisateur va mettre parfois jusqu'à plusieurs dizaines de minutes avant de réussir.

Les modèles actuels généralement utilisés dans ce domaine sont : point de contact, point de contact avec friction et soft finger. Ces modèles sont limités dans la transmission des efforts, dans la stabilisation de la prise, ainsi que par l'incapacité à gérer l'indentation et le cisaillement. Il apparaît également un manque de déformations macroscopiques externes des modèles qui devraient pouvoir s'adapter au contour extérieur de l'objet à saisir, typiquement se saisir d'un objet de faible rayon de courbure. Nous reviendrons sur ces problématiques dans ce manuscrit lors du chapitre concernant l'analyse du besoin actuel.

Il faut cependant noter que ce type d'application nécessite également l'utilisation d'un modèle solvable en temps réel.

1.4.2 Différentes approches

La première approche de modélisation du doigt date de 1981 par Phillips et Johnson [80]. Les auteurs considèrent le doigt équivalent à un demi-espace en déformation plane, incompressible, homogène, isotrope et linéaire. Le premier modèle spécifique dédié sera développé en 1989 par Srinivasan et al 1989 [96], qui modélise un fluide incompressible encapsulé dans une membrane linéairement élastique. Par la suite, l'avènement des éléments finis conjugué à l'augmentation de la puissance des machines a permis la réalisation de nombreux modèles intégrant les différentes sources de complexité du bout du doigt.

Conceptuellement on peut distinguer différents types d'approches dans les modèles existants. Tout d'abord les modèles de main complète généralement utilisés en robotique, et qui ont pour objectif de constituer un modèle de contact transmettant principalement des forces normales au reste du système. Ensuite, les modèles rhéologiques qui ont pour objectifs de représenter un comportement global du doigt avec une réponse en force générée par différentes associations d'éléments rhéologiques. Et enfin, les modèles structurels qui tendent à reproduire avec différents degrés de précision les différents domaines anatomiques du doigt, on retrouvera dans cette catégorie les modèles analytiques, et les modèles éléments finis.

Modèles de contact Ce type de modèle est généralement utilisé dans les modèles de main dans le domaine de la robotique, il s'agit de modèles incluant directement dans la formulation du contact la compliance du matériau. Cette approche se distingue notamment des approches usuelles qui découplent les problèmes de contact et de compliance du/des matériaux. On distingue ici différents types de contact. Les modèles rigides avec point de contact sans friction. Le modèle ne se déforme pas, et seule une force normale sera transmise au point de contact. Ce modèle peut être complété par l'ajout de la friction qui va permettre de générer des forces tangentielles dans le plan de contact. Enfin dans cette catégorie on trouve le modèle "soft finger" qui est un modèle compliant. Ce modèle est une extension du modèle de contact de Hertz formulé par le physicien allemand à la fin du 19^{ème} siècle.

Ce type de modèle présente principalement l'avantage d'être utilisable en temps réel, et il est donc largement répandu et utilisé dans les différents simulateurs intégrant une composante de manipulation. Les principaux inconvénients de ce type de modèle résident dans le peu de biofidélité représentée, de par sa formulation ce type de modèle propose des simplifications importantes en terme de comportement de matériaux, et de géométrie.

Modèles rhéologiques Ce type de modèles a pour objectif de reproduire un comportement global du doigt en s'affranchissant du réalisme biologique. L'approche utilisée est rhéologique avec l'association de différents éléments linéaires et non-linéaires dépendant du temps [78, 77, 114].

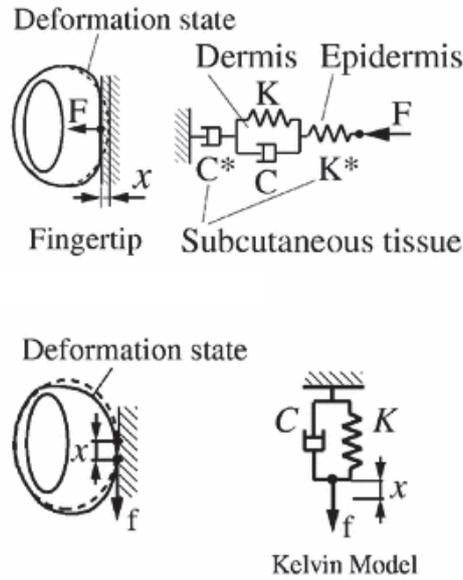


FIGURE 1.16 – Modélisation par éléments rhéologiques proposée par Nakazawa en 2000 [72] (compression en haut, chargement transverse en bas)

On peut citer Wu et al 2003 [114], qui propose un modèle à partir du développement d'un modèle global viscoélastique avec l'intégration d'une série de Prony :

$$\sigma(t) = \sigma^D(t) + \int_{-\infty}^t \sigma^D(t - \tau) \frac{\dot{G}(\tau)}{G_0} d\tau \quad (1.1)$$

Cette expression est reformulée en considérant l'expression du déplacement (Δ) et de la force ($F(\Delta)$), l'auteur considère également que l'histoire du chargement pour $t < 0$ est négligeable. Ainsi, on obtient l'expression :

$$F(t) = F_0[\Delta(t)] + \int_0^t F_0[\Delta(t - \tau)] \frac{\dot{G}(\tau)}{G_0} d\tau \quad (1.2)$$

On retrouve également ce type d'approche utilisé par Nakazawa et al en 2000 [72] qui propose un modèle de Kelvin-Voigt pour représenter la réponse en force du doigt dans le sens transverse Figure 1.16. L'auteur modélise ici le tissu sous-cutané par un modèle de Maxwell, et le derme est modélisé par un modèle de Kelvin-Voigt.

Ce type de modèle présente une complexité supplémentaire par rapport aux modèles précédents, et permet d'intégrer la composante de viscosité qui peut être nécessaire pour certains types d'applications (utilisation d'outils vibrants par exemple). Cependant ce type de modèle par sa formulation unidimensionnelle ne permet pas de retranscrire les effets de structures ainsi que de générer une interface de contact.

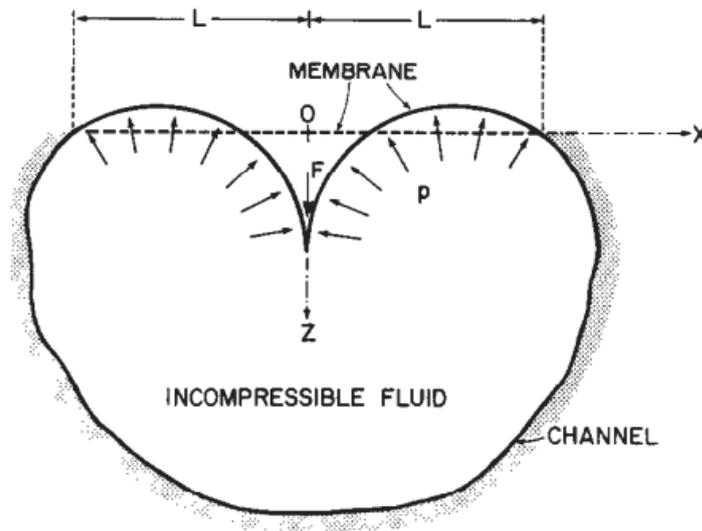


FIGURE 1.17 – Modèle Waterbed proposé par Srinivasan et al 1989 [96]

Modèles Structurels Premier modèle de doigt spécifique, Srinivasan et al 1989 [96] propose le modèle "waterbed" (Figure 1.17). Ce modèle représente les tissus sous-cutanés par un fluide incompressible encapsulé dans une membrane élastique d'épaisseur négligeable. Le modèle est développé avec l'hypothèse de déformations planes, le chargement est donc ponctuel dans le modèle. Le chargement appliqué est statique ainsi que les données expérimentales utilisées pour la validation. Ce modèle prédit de façon correcte la déformation locale de la pulpe au niveau de l'indenteur. Cependant, lorsque l'on s'écarte du contact avec l'indenteur, le profil de déformations de la pulpe n'est pas conforme aux observations expérimentales, le modèle génère également un renflement qui n'est pas observé lors des expériences.

Le modèle analytique développé en deux temps est repris par Serina et al 1998 [84], avec une modélisation de la membrane par un matériau non-linéaire et une pression initiale appliquée sur sa face interne afin de modéliser la pré-tension présente à l'état initial dans la peau. Ce modèle est axisymétrique autour de l'axe de chargement, il est développé en grandes déformations avec des chargements statiques. Cette seconde version du modèle est validée par des simulations de contact avec une plaque et un contact frottant à l'interface, la validation se fait par la prédiction de l'aire de contact avec des résultats obtenus précédemment par l'auteur [85].

1.4.3 Modèles éléments finis

Calcul par éléments finis La méthode des éléments finis consiste à résoudre le système général suivant :

$$M.\ddot{u}(t) + C.\dot{u}(t) + K.u(t) = R(t) \quad (1.3)$$

Ainsi on retrouve dans cette équation M , C , K , matrice de masse, d'amortissement et de raideur du système, et \ddot{u} , \dot{u} et u respectivement l'accélération, la vitesse ainsi que le déplacement, et $R(t)$ les efforts externes. [7]

Ici nous nous intéressons à l'élasticité non-linéaire, et plus particulièrement au cas de matériaux hyperélastiques, pour lesquels un potentiel d'énergie de déformation existe [7]. L'expression du

tenseur des contraintes de Cauchy est ici donné par :

$$\sigma = \frac{2}{J} F \cdot \frac{\partial W}{\partial C} \cdot F^T \quad (1.4)$$

Soit, F le gradient des déformations défini par $F = \frac{\partial x}{\partial X}$, et $C = F^T \cdot F$ le tenseur Lagrangien droit des contraintes de Cauchy, et $B = F \cdot F^T$ le tenseur Eulérien gauche des contraintes de Cauchy. Ici les contraintes de Cauchy sont exprimées en fonction de W le potentiel d'énergie de déformation.

Et la matrice tangente exprimée en fonction de ce même potentiel hyperélastique W aura pour expression :

$$\mathcal{C} = 4 \frac{\partial^2 W}{\partial C \partial C} \quad (1.5)$$

Pour plus de détails concernant l'expression des contraintes de Cauchy pour un potentiel hyperélastique, ainsi que pour la formulation concernant les matériaux quasi-incompressible, le lecteur pourra se référer à l'Annexe A.

Modélisation des tissus biologiques par une approche hyperélastique Concernant la formulation du potentiel hyperélastique en tant que tel on trouve différentes approches. Tout d'abord la formulation en loi de puissance, proposée par Rivlin en 1948 [81, 10] sous la forme incompressible :

$$W = \sum_{p,q=0}^N C_{pq} (I_1 - 3)^p (I_2 - 3)^q \quad (1.6)$$

Avec C_{pq} les constantes matériaux, dans le cas d'un matériau compressible, cette formulation devient avec changement de variables :

$$W = \sum_{p,q=0}^n C_{pq} (\bar{I}_1 - 3)^p (\bar{I}_2 - 3)^q + \sum_{m=1}^M \frac{1}{D_m} (J - 1)^{2m} \quad (1.7)$$

Une autre formulation en fonction des élongations principales est proposée par Ogden en 1972 [10]

$$\rho_0 U = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} [\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3 + \frac{1}{\beta} ((J)^{-\alpha_i \beta} - 1)] \quad (1.8)$$

Cette formulation est utilisée dans plusieurs modèles de doigts mettant en œuvre des tissus mous hyperélastiques [111, 43]

Les constantes régissant ces différentes formulations sont ainsi difficilement comparables, la forme du potentiel d'énergie étant différente. Dans ce manuscrit nous utiliserons uniquement la formulation proposée par Rivlin, qui permet notamment de réduire le nombre de paramètres du matériau.

1.4.4 Analyse des modèles éléments finis

Comme nous avons pu le voir précédemment, le modèle dépend de nombreux paramètres, dont la représentation géométrique, le comportement des tissus biologiques et également la démarche en terme d'identification et de validation des paramètres régissant ce modèle. Ainsi, nous allons détailler dans cette section les aspects relatifs à la géométrie (interne et externe) des modèles, les lois de comportement et les constantes associées pour les différents domaines biologiques

représentés, et la méthodologie utilisée en terme d'identification et de validation de ces différents modèles. Nous proposons dans le tableau 1.4.4, les principales modélisations du bout du doigt par éléments finis. Dans un souci de lisibilité, les constantes matériaux provenant de potentiels hyperélastiques formulés en élongations ne sont pas détaillées, seul le nombre de ces constantes figure dans le tableau.

Aspects géométriques du modèle La représentation géométrique du doigt comporte deux aspects distincts que nous regroupons ici au sein d'une même partie, l'allure de la surface définissant la frontière extérieure de la structure, et la géométrie interne du modèle comprenant les différents domaines représentés ainsi que la géométrie de ces différents domaines.

Modélisation géométrique de la surface extérieure L'enveloppe extérieure du doigt humain est une surface fortement non-linéaire, amenant des difficultés pour sa représentation. Nous définissons ici deux approches distinctes dans la représentation de cette surface extérieure, l'approche réaliste par segmentation d'imagerie médicale issues de scanner ou d'IRM, et l'approche idéalisée mettant en œuvre des formes géométriques telles que des sphères ou des ellipsoïdes.

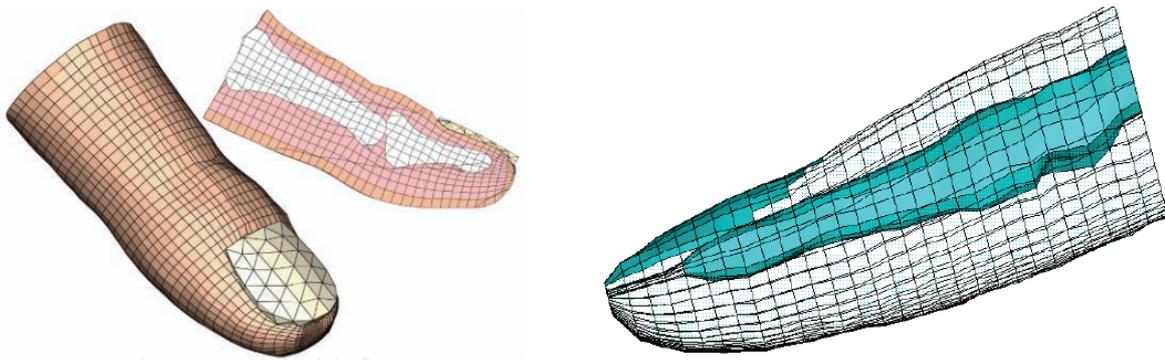


FIGURE 1.18 – Deux modèles éléments finis issus de segmentation d'imagerie médicale (à gauche Yoshida et al 2006 [120], à droite Shimawaki et al 2007 [87])

L'approche réaliste consiste à utiliser l'imagerie (le plus souvent médicale) afin de représenter la géométrie "exacte" du doigt du sujet (aux erreurs d'acquisition et de segmentation près). En terme d'imagerie, on peut citer l'utilisation du scanner [13, 87], des acquisitions IRM [106, 45, 120], ainsi que des acquisitions par caméra à différents angles autour du doigt [24]. Ces données sont ensuite segmentées en utilisant différents softwares basés sur la segmentation manuelle [120], la reconnaissance de contour [87], l'extraction des contours 2D d'une série d'acquisitions [24]. Cette segmentation permet ainsi de réaliser par la suite des modèles éléments finis géométriquement biofidèles (Figure 1.18). L'utilisation de cette approche est toutefois conditionnée par l'aspect spécifique au sujet.

Concernant l'approche idéalisée de la modélisation de la surface extérieure, nous distinguons tout d'abord les approches que nous qualifions de basiques, mettant en œuvre des sphères ou des ellipsoïdes afin de représenter la section du doigt [60, 63, 86, 95, 111, 113, 112, 118, 119, 43, 38, 64]. Afin de comparer ces différents modèles, nous définissons le ratio $\zeta = \frac{Height}{Width} = \frac{h_0}{w_0}$ comme étant le ratio directeur de cette ellipsoïde. Ainsi, nous récapitulons dans le tableau 1.5, les différentes valeurs du ratio ζ régissant l'allure de l'ellipsoïde, pour l'ensemble des modèles issus de la littérature. Globalement, nous pouvons observer ici que les valeurs de ζ utilisées

Article	Tissus représentés	Géométrie	Loi matériaux des tissus mous	Paramètres matériaux élastiques	Validation des propriétés matériaux	Validation du modèle
Maeno et al 1998 [64]	tissus mous différenciés (épiderme, derme, tissus adipeux)	Ellipse 2D	Elasticité linéaire	$E_{epiderme} = 136kPa$, $E_{derme} = 80kPa$ $E_{adipeux} = 34kPa$	Caractérisation <i>in-vitro</i> en faibles déplacements (0.2mm) fixant des ratios entre chacune des structures anatomiques, les valeurs finales sont fixées en reproduisant un essai de compression plan	/
Wu et al 2002 [111]	tissus mous homogène (peau et tissus adipeux)	Ellipse 2D	Potentiel hyperélastique formulé en elongations	6 constantes	Reproduction d'un essai uniaxial sur la peau [75]	/
Wu et al 2003 [113]	tissus mous différenciés (peau, tissus adipeux)	Ellipse 2D	Potentiel hyperélastique formulé en elongations	12 constantes	Reproduction d'essais sur la peau (traction bi-axiale, indentation ultra-sons) [103, 121]	/
Wu et al 2006 [117]	tissus mous différenciés (peau, tissus adipeux)	Idealisation géométrique complexe 3D	Potentiel hyperélastique formulé en puissance	5 constantes pour la peau, et 4 jeux de 5 constantes pour le domaine adipeux	Pour la peau reproduction d'essais <i>in-vitro</i> de peau de l'avant-bras [46], puis reproduction des essais expérimentaux de Serina et al 1997 [85] et Wu et al 2003 [114] pour le domaine adipeux	/
Shimawaki et al 2007 [87]	tissus mous homogène (peau et tissus adipeux)	Reconstruction IRM	Elasticité linéaire	$E=65kPa$	Reproduction des essais expérimentaux de compression plan à 15°, en termes de longueurs et largeurs du contact en fonction de la force	/
Gerling 2008 [102]	tissus mous différenciés (épiderme, derme, tissus adipeux)	Idealisation géométrique 3D	Elasticité linéaire	valeurs reprises de Maeno et al 1998 [64]	/	Prédiction des expériences de ligne de chargement de Srinivasan et al 1989 [96]
Shao et al 2010 [86]	tissus mous différenciés (épiderme, derme, tissus adipeux)	Ellipse 2D	Elasticité linéaire	$E_{epiderme} = 80kPa$, $E_{derme} = 50kPa$, $E_{adipeux} = 24kPa$	Reproduction des essais de sous ligne de chargement de Srinivasan et al 1989 [96]	Prédiction des données expérimentales de Maeno et al 1998 [64]
Wang et al 2012 [106]	tissus mous différenciés (peau, tissus adipeux)	Reconstruction IRM	Elasticité linéaire	$E_{peau} = 136kPa$, $E_{adipeux} = 34kPa$	valeurs reprises de Maeno et al 1998 [64]	Prédiction d'essais expérimentaux de compression plan
Harih et al 2014 [43]	tissus mous différenciés (peau, tissus adipeux)	Ellipse 2D	Potentiel hyperélastique formulé en elongations	Valeurs reprises de Wu et al 2003 [113]	/	/
Chamoret et al [13]	tissus mous homogène (peau et tissus adipeux)	Reconstruction scanner	Potentiel hyperélastique anisotrope	Valeurs reprises de Balzani et al 2000	Caractérisation <i>in-vitro</i> de la paroi artérielle	/

TABLE 1.4 – Tableau récapitulatif des principales modélisations par éléments finis

Auteurs	Largeur du doigt (mm) w_0	Hauteur du doigt (mm) h_0	Valeur de ζ
Maeno et al 1998 [64] / Gerling et al 2008 [38]	13.60	17.44	0.78
Shao et al 2010 [86]	20	14	0.70
Wu et al [111, 112, 113, 118] / Harih et al 2014 [43]	16	12	0.75
Yin et al 2010 [119]	/	/	1.00
Srinivasan et al 1996 [95]	8	8	1.00
Maeno et al 2004 [63]	10	5 (semi-cylindre)	1

TABLE 1.5 – Tableau récapitulatif des dimensions des deux axes définissant les ellipsoïdes équivalents issus de la littérature

dans la littérature sont de 0.70 à 1.00, générant au niveau de la section différentes allures d'ellipses jusqu'à une sphère. Il faut également noter ici que les articles cités dans ce tableau sont principalement des modélisations en 2 dimensions, on ne retrouve que Yin et al 2010 qui propose un modèle en 3 dimensions.

Puis, l'on observe également dans la littérature des modèles idéalisés, des géométries plus complexes [36, 117, 110, 102, 119]. Ces modèles intègrent des surfaces plus complexes, ces approches se veulent plus représentatives, ces géométries sont créées par CAO [102].

Le premier modèle à géométrie complexe idéalisée est proposé par Wu et al 2006 [117]. La modélisation de l'enveloppe externe est déterminée par une fonction de lissage surfacique permettant de reproduire l'enveloppe externe issue d'acquisition du doigt d'un sujet lors d'une pré-campagne expérimentale de l'auteur (non publiée par l'auteur), la surface externe générée est ensuite mise à l'échelle par homothétie non isotrope pour correspondre à des dimensions anthropométriques représentatives en termes de hauteur, de largeur et de longueur. L'allure de l'os est représentée par une ellipse.

Par la suite, Gerling et al 2008 [102] propose dans un premier article, puis repris dans un second article en 2010 [119], une première approche paramétrique de la géométrie externe. La phalange distale est idéalisée par un cylindre dont l'extrémité se termine par une demi-sphère [102]. L'enveloppe externe de la géométrie de ce modèle est réalisée à partir d'un moulage en plâtre de Paris réalisé sur l'index d'un homme ayant une anthropométrie correspondant au 50^{ème} percentile [119]. Sur ce moulage les auteurs relèvent le long de l'axe du doigt 10 mesures de largeurs ainsi que 10 mesures de longueur tous les $\approx 1.6mm$ ($\frac{1}{16}inch$). Cette enveloppe est donc déterminée en suivant une approche de discrétisation de la surface régie par 21 mesures.

Aucun de ces auteurs ne fournit d'informations concernant le positionnement relatif de la phalange par rapport à l'enveloppe extérieure des tissus mous.

Comme nous avons pu le voir dans le chapitre anatomie, le doigt est une structure complexe composée de différents tissus hétérogènes étant eux-mêmes structurés et parfois orientés (au sens

mécanique). Cependant l'approche de modélisation nécessite de faire des choix sur les structures représentées. Ainsi, on trouve dans la littérature, différents degrés de représentation de ces structures biologiques au sein du modèle de bout de doigt. Dans ce paragraphe nous verrons les différentes approches de modélisation en terme de représentation géométrique interne.

L'approche la plus simple consiste à représenter les tissus considérés comme mous au sein d'un seul domaine homogène. Ce domaine contient donc l'ensemble des structures anatomiques de la phalange jusqu'à la surface externe du doigt, l'ensemble de la structure adipeuse ainsi que l'épiderme et le derme. Cet ensemble ne représente pas à proprement parler un tissu biologique en tant que tel, mais un domaine biologique ayant des propriétés mécaniques équivalentes [87, 111]. Cette approche, bien que sacrifiant une certaine fidélité biologique, apporte de nombreuses simplifications, notamment dans la création du modèle où le nombre de paramètres matériaux à identifier sera grandement réduit. Puis l'on observe les modèles avec un domaine de peau et de tissu adipeux différenciés [119, 117]. Cependant comme nous l'avons vu dans la section anatomie, la peau est composée anatomiquement par différentes couches, on retrouve dans plusieurs modèles cette décomposition avec épiderme et derme séparés [102, 24, 106, 86]. On observe ainsi différents degrés de représentation de la structure interne.

Propriétés matériaux élastiques Le doigt humain est composé de différents corps ayant des propriétés mécaniques différentes. Il s'agit d'une structure biologique construite autour de la phalange et composée d'une couche de peau englobant le tissu sous-cutané composé de cellules adipeuses. Dans cette partie nous allons voir les ordres de grandeurs en termes de propriétés mécaniques de ces différents domaines, et les principales modélisations adoptées dans la littérature biomécanique notamment dans les modèles de doigt, ces dernières sont soit issues directement de la littérature, soit déterminées par méthode inverse ou essais de caractérisation.

Os Comme nous avons pu le voir dans la partie anatomie, l'os est hétérogène et présente un comportement anisotrope [74] dû à sa structure (macro, micro et nano) [123]. Dans le cadre des sollicitations mécaniques qui nous intéressent liées à la modélisation de la préhension, son module d'élasticité étant de plusieurs ordres de grandeurs supérieur aux tissus mous, nous n'avons pas besoin d'intégrer cette complexité en terme de comportement du matériau. On peut considérer l'os comme un corps rigide. En effet on trouve une majorité de modèles utilisant une loi élastique linéaire avec des coefficients de $E = 17Gpa$ et $\nu = 0.30$ [111]. De plus, au vu des ordres de grandeurs des sollicitations physiques appliquées par la manipulation, nous pouvons considérer la contribution de la déformation de l'os comme négligeable [119], et l'on trouve également des approches considérant l'os rigide [95, 105].

Ongle D'un point de vue loi de comportement, l'ongle est généralement caractérisé par une loi élastique linéaire. En terme de rigidité l'ongle est plus souple que la phalange, ses constantes largement utilisées dans la littérature des modèles (éléments finis) de bout de doigt sont : $E = 170Mpa$, $\nu = 0.30$ [111, 112, 87, 86]. Ce domaine étant également bien plus rigide que les tissus mous, certains auteurs utilisent également une approche rigide [102, 105].

Peau On trouve diverses modélisations, par approche linéaire [24, 86, 36] et également par potentiels hyperélastiques [34, 46, 100]. Ainsi, Tran et al 2005 [100] utilise un potentiel Néo-Hookéen, et fournit des plages de valeurs pour les constantes de l'épiderme C_{10} de 0.5 à 20Mpa, et du derme C_{10} de 0.05 à 2Mpa. Ces valeurs sont identifiées par méthode inverse suite à des expériences d'indentation sur l'avant-bras d'un homme de 24 ans. Certaines approches intègrent également l'anisotropie du matériau due aux fibres [5].

Plus spécifiquement, au niveau de la peau du bout du doigt et des modèles dédiés, certains auteurs utilisent une approche par élasticité linéaire [86, 119, 16, 24], mais on trouve également des approches par potentiels hyperélastiques [117, 113, 43].

On trouve au niveau de la peau différents jeu de paramètres correspondant à de l'élasticité linéaire. Tout d'abord Maeno et al 1998 [64], qui propose $E_{epiderme}=136\text{kPa}$ $E_{derme}=80\text{kPa}$, ce jeu de constantes est largement repris par d'autres auteurs qui l'intégreront directement à leurs modèles (Gerling et al 2008/2014 [102, 36], Yin et al 2010 [119], Wang et al [106], et Ciesielska-Wrobel et al 2014 [16]). D'autres jeux de constantes sont également proposés par la suite par Dandekar et al 2003 [24] ($E_{epiderme}=180\text{kPa}$ $E_{derme}=18\text{kPa}$), et Shao et al 2010 [86] ($E_{epiderme}=80\text{kPa}$ $E_{derme}=50\text{kPa}$). On observe ainsi des valeurs $\in [80; 180]\text{kPa}$ pour l'épiderme et $\in [18; 80]\text{kPa}$ pour le derme. Ces valeurs globalement de l'ordre de grandeur d'une centaine de kPa sont inférieures aux valeurs généralement utilisées pour modéliser la peau dans d'autres régions du corps.

Certains auteurs proposent également des jeux de constantes par une approche hyperélastique formulée en élongations (régi par 6 constantes élastiques), dont Wu et al 2003 [113] (repris dans son article de 2004 [112]), ainsi que Harih et al 2014 [43]. Mais également par un potentiel hyperélastique en loi de puissance du second degré (le potentiel ayant un terme couplé, il est régi par 5 constantes élastiques), dans l'article de Wu et al 2006 [117] (et réutilisé dans ses modèles de 2007 et 2008 [118, 115, 116]).

Tissus adipeux On observe différentes approches de modélisation des tissus adipeux. Une des premières approches (Srinivasan 1989 [96]) a consisté à représenter ce tissu comme un fluide encapsulé [96, 84], depuis, la majorité des modèles utilisent une approche par solide déformable linéaire [64, 24] ou hyperélastique [113, 117]. Avec une approche en élasticité linéaire, on trouve dans la littérature des valeurs allant de 24 à 34kPa (respectivement issues de Shao et al 2010 [86] et Maeno et al 1998 [64]).

Nous avons pu voir dans la section que le tissu adipeux est structuré à différents niveaux. D'un point de vue macroscopique, une structuration des lobules adipeux autour de cordes de collagène ou en septa, n'est actuellement intégrée dans aucun modèle. Au niveau de la littérature plus large concernant les modélisations de tissus adipeux, on ne trouve actuellement qu'une seule modélisation intégrant cette structuration. Ainsi, Holzapfel et al 2013 [93] modélise les tissus adipeux de l'abdomen en intégrant une direction privilégiée pour le matériau (modèle hyperélastique HGO).

Il est également à noter que Wu et al 2004 [112] modélise le tissu adipeux par une approche biphasique par milieu poreux.

Tissu homogénéisé équivalent Comme nous avons pu le voir dans la partie précédente relative à la structure interne des différents modèles, certains auteurs représentent un tissu mou homogénéisant peau et tissus adipeux au sein d'un même domaine. Ce domaine se doit donc d'avoir des propriétés matériaux comprises entre celles de la peau et des tissus adipeux $E_{peau} < E_{homogène} < E_{adipeux}$. On peut ici citer Shimawaki et al 2007 [87] qui propose une approche linéaire avec $E = 64\text{kPa}$, et Wu et al 2002 [111] qui propose un potentiel hyperélastique en élongations (6 constantes).

Propriétés matériaux de compressibilité Le second aspect fort intervenant dans la loi de comportement est la compressibilité du tissu modélisé. Une simplification généralement faite dans le domaine de la biomécanique consiste à considérer les tissus mous comme étant incompressibles [93], ou quasi-incompressibles [107, 24]. On retrouve dans certains modèles de doigts issus de la littérature l'utilisation de cette hypothèse d'incompressibilité. Cette hypothèse

se retrouve au sein des modèles de types macroscopiques [96, 84], alors que les approches par matériau quasi-incompressible sont mis en œuvre en éléments finis [24, 86, 119]. Cependant ces hypothèses ne font pas l'unanimité, de plus comme nous l'avons vu précédemment elles n'ont été que peu explorées expérimentalement, on ne trouve qu'une seule contribution apportant des résultats limités concernant l'incompressibilité du doigt proposée par Srinivasan et al 1992 [94]. Ainsi, les propriétés de compressibilité ne sont pas encore réellement maîtrisées, cependant la

Auteur	Type de modèle	K	année
Srinivasan et al [96]	Waterbed	Fluide incompressible	1989
Srinivasan et al [95]	Eléments finis	Incompressible	1996
Serina et al [84]	Waterbed	Fluide incompressible	1998
Wu et al [111]	Elements finis	$\nu = 0.40$	2002
Wu et al [113]	Elements finis	$\nu = 0.40$	2003
Dandekar et al [24]	Elements finis	$\nu = 0.48$	2003
Wu et al [112]	Elements finis	$\nu = 0.40 \rightarrow$ $K=1\text{Mpa}$	2004
Wu et al [117]	Elements finis	$K_{skin}=150\text{kPa}$, $K_{adipose} \in [9.4;$ $75]\text{kPa}$	2006
Shimawaki et al [87]	Elements finis	$\nu \in [0.30 ; 0.35 ;$ $0.40 ; 0.45 ; 0.50[$	2007
Shao et al [86]	Elements finis	$\nu_{skin}=0.48$, $\nu_{skin}=0.40$	2010
Wang et al [105]	Elements finis	$K = 2C_{10}10^5$	2014

FIGURE 1.19 – Tableau récapitulatif des constantes utilisées dans les modèles issus de la littérature pour piloter la composante de compressibilité du modèle

littérature nous permet de penser que pour une approche globale, la valeur de ν est comprise entre 0.40 et 0.50, et pour une approche avec peau différenciée une valeur de ν_{peau} de 0.48 à 0.50. L'ensemble des propriétés utilisées dans les articles cités ici traduit la quasi-incompressibilité des matériaux.

1.5 Discussion générale

Nous avons pu aborder au cours de ce chapitre de bibliographie de nombreux thèmes relatifs à notre sujet d'étude.

Manipulation Notre approche se concentre sur la manipulation fine. Il s'avère que, pour ce type de tâches l'index est majoritairement recruté avec des efforts allant jusqu'à 10N en compression.

Caractérisation expérimentale L'ensemble des études expérimentales que nous avons pu observer caractérisent les différentes réponses mécaniques du doigt de façon globale. Il apparaît à ce stade intéressant d'observer le comportement interne de la structure sous sollicitations mécaniques, ce type d'observations pourrait amener également des simplifications réalistes de modèles. Bien que plusieurs auteurs aient utilisé des techniques d'imagerie pour avoir accès à la géométrie interne des sujets, très peu ont quantifié cette géométrie interne.

En terme d'interface de contact pour l'application du chargement, la majorité de ces expériences mettent en œuvre un contact plan généralement régi par des valeurs pour l'angle de contact relativement faible. Peu d'expériences proposent une campagne expérimentale mettant en œuvre des angles de contact importants, une interface de contact permettant d'appliquer un chargement ponctuel, ou du cisaillement.

Modèles La prise en compte du cadre de la manipulation, au travers des différentes configurations de sollicitations mécaniques qu'il génère, apparaît ici comme nécessaire. Il semble ainsi cohérent dans notre approche d'apporter différentes validations sur les différentes configurations de chargement et les différentes grandeurs d'intérêt.

Géométrie Nous avons pu observer de nombreux modèles idéalisés en 2 dimensions, mais concernant la plupart des modélisations en 3 dimensions, les auteurs ont généralement recours à de l'imagerie. Il semble nécessaire à ce niveau, dans un objectif d'applications industrielles, de proposer une approche plus simple à mettre en œuvre, permettant toutefois de conserver un degré correct de fidélité. Toutefois, la mise en œuvre d'un tel type de simplification dans la représentation géométrique nécessite de quantifier le degré de complexité nécessaire dans le cadre fixé.

On constate également qu'au sein de ces géométrie idéalisées, il n'y a eu à l'heure actuelle que peu d'intérêts accordés au domaine rigide de la phalange, ainsi qu'à son positionnement.

Propriétés matériaux Concernant les caractéristiques matériaux des différents domaines anatomiques représentés, on observe de larges variations dans les comportements mécaniques proposés par les différents auteurs. On observe ainsi des approches linéaires ainsi que des potentiels hyperélastiques complexes pilotés par de très nombreuses constantes. Ainsi, il semble également nécessaire d'évaluer l'influence de la complexité de ces lois de comportement.

Toute la difficulté de la modélisation réside dans le choix des hypothèses de modélisation et notamment de représentation des domaines, plus l'anatomie sera fidèle plus le modèle sera réaliste, cependant le nombre de constantes à identifier (par exemple régissant les différentes lois de comportement) augmentera, ceci étant problématique dans la mesure où les données expérimentales à notre disposition ne caractérisent que globalement le doigt et non chaque domaine de façon spécifique.

1.6 Conclusion

Ainsi, les objectifs numériques de ce manuscrit seront de déterminer le degré de complexité à mettre en œuvre en terme de modélisation pour répondre aux chargements liés à notre domaine de validité (compression plan de 1 à 10N, différents angles de contact, cisaillement, indentation) et fiable pour les grandeurs d'intérêt identifiées (réponse force/déflexion, dimensions de la

zone de contact). Nos premiers objectifs seront donc de déterminer le degré de complexité, des propriétés matériaux, et de la modélisation géométrique, et de proposer des recommandations nécessaires et suffisantes pour le développement de modèles éléments fini du bout du doigt. Puis, nos objectifs expérimentaux seront d'élargir la base de données expérimentales et d'explorer de nouveaux aspects expérimentaux, notamment en étudiant la géométrie interne. Ces données permettront également de valider les approches de modélisation proposées.