



**Vibrations transmises au système
main-bras : caractérisation et
modélisation biomécaniques
de la préhension**

NS 391

NOTE SCIENTIFIQUE ET TECHNIQUE

Vibrations transmises au système main-bras : caractérisation et modélisation biomécaniques de la préhension

Simon Vauthier

Département Ingénierie des équipements de travail,
Laboratoire Électromagnétisme, vibrations, optique

NS 391
juillet 2025

THÈSE DE DOCTORAT

DE L'ÉTABLISSEMENT UNIVERSITÉ MARIE ET LOUIS PASTEUR

École doctorale n°37

Sciences pour l'Ingénieur et Microtechniques

Doctorat de Mécanique appliquée

par

SIMON VAUTHIER

**Vibrations transmises au système main-bras : caractérisation et
modélisation biomécaniques de la préhension**

Thèse présentée et soutenue publiquement à Vandœuvre-lès-Nancy, le 15 juillet 2025

Composition du Jury :

PEYRET NICOLAS	Professeur des universités, ISAE-Supméca	Président
LAURENT CÉDRIC	Professeur des universités, Université de Lorraine	Rapporteur
NORDEZ ANTOINE	Professeur des universités, Université de Nantes	Rapporteur
ATHLANI LIONEL	Professeur des universités - praticien hospitalier, CHRU Nancy	Examineur
ROHAN PIERRE-YVES	Professeur assistant, École nationale supérieure d'arts et métiers	Examineur
TARABINI MARCO	Professeur, École polytechnique de Milan	Examineur
JACQUET EMMANUELLE	Professeure des universités, Université Marie et Louis Pasteur	Directeur
NOËL CHRISTOPHE	Docteur, Institut national de recherche et de sécurité	Co-Directeur

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à exprimer ma reconnaissance aux membres du jury pour l'intérêt qu'ils ont porté à mes travaux de recherche et pour le temps qu'ils y ont consacré. J'adresse mes remerciements à Nicolas Peyret pour avoir accepté de présider cette soutenance, ainsi qu'à Cédric Laurent et Antoine Nordez pour l'examen consciencieux de mon mémoire. J'associe à ces remerciements Lionel Athlani, Pierre-Yves Rohan et Marco Tarabini, qui ont contribué à rendre cette soutenance riche en discussions stimulantes.

Je remercie également mes directeurs de recherche, Emmanuelle Jacquet et Christophe Noël, ainsi que mes encadrants, Jérôme Chambert et Emmanuel Foltête, pour m'avoir guidé, conseillé et encouragé tout au long de cette thèse. Je souhaite adresser un remerciement tout particulier à Christophe, dont j'ai pu découvrir les grandes qualités humaines et scientifiques à travers son implication exemplaire.

Je remercie l'Institut national de recherche et de sécurité pour la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles (INRS) qui m'a donné les moyens de mener ce travail dans de très bonnes conditions. Je remercie les responsables du laboratoire Électromagnétisme Vibrations Optique (EVO), Gérard Fleury et Maël Amari, les responsables du département Ingénierie des Équipements de Travail (IET), Jacques Châtillon et Lionel Limousy, ainsi que la Direction scientifique pour la confiance qu'ils m'ont accordée. Je remercie Grégory Desa, Fabien Doffin et Alexandre Klingler pour leur contribution aux dispositifs expérimentaux et à la réalisation des mesures, ainsi que Florence Oger et Nathalie Siemenel pour leur précieuse aide administrative et logistique. Je salue chaleureusement mes collègues du laboratoire EVO — Baptiste, Christophe, Damien, Grégory, Jean-Marc, Jérôme, Lucien, Maël, Maxime, Quentin et Tom — avec qui j'ai eu grand plaisir à partager de nombreux moments conviviaux.

Mes pensées les plus affectueuses vont à ma famille et mes amis, qui m'ont toujours soutenu au cours de ces années exigeantes.

Enfin, je ne remercierai jamais assez Laurine, dont la sollicitude et la patience m'ont accompagné du premier au dernier jour de cette thèse.

SOMMAIRE

Sommaire	v
1 Contexte et problématiques	1
1.1 Exposition aux vibrations transmises au membre supérieur	1
1.2 Conséquences sur la santé	1
1.3 Cadre légal et réglementaire	2
1.4 Limites et lacunes de l'évaluation actuelle	3
1.5 Recherche en prévention	4
1.5.1 Études expérimentales	4
1.5.2 Travaux de modélisation	6
1.6 Objectifs	10
1.7 Plan	11
2 État de l'art	13
2.1 Anatomie fonctionnelle de la main	13
2.1.1 Plans anatomiques et conventions	14
2.1.2 Ossature	15
2.1.3 Articulations	15
2.1.4 Système musculo-tendineux	18
2.1.5 Préhension	21
2.2 Modélisation cinématique des articulations	22
2.2.1 Position et orientation d'un solide	23
2.2.1.1 Changement de position	23

2.2.1.2	Changement d'orientation	24
2.2.1.3	Transformations homogènes	25
2.2.2	Modélisation des articulations par des liaisons mécaniques	26
2.2.2.1	Choix des liaisons	27
2.2.2.2	Définition d'un schéma cinématique de la main complète	28
2.2.2.3	Limitations de la modélisation par des liaisons	29
2.2.2.4	Identification des paramètres des liaisons	29
2.3	Comportement mécanique des tissus biologiques	31
2.3.1	Mécanique des milieux continus	31
2.3.1.1	Mesure des déformations	31
2.3.1.2	Mesure des contraintes	32
2.3.1.3	Réponse élastique du milieu	33
2.3.1.4	Hyperélasticité	35
2.3.1.5	Comportement élastique linéaire	37
2.3.2	Comportement viscoélastique linéaire	38
2.3.2.1	Équations constitutives	38
2.3.2.2	Modèles rhéologiques	39
2.3.2.3	Modèle Box Spectrum	41
2.3.2.4	Formulation dynamique	42
2.3.2.5	Viscoélasticité linéaire en grandes déformations	42
2.3.3	Caractérisation des propriétés mécaniques des tissus biologiques	43
2.3.3.1	Tests mécaniques <i>ex vivo</i>	43
2.3.3.2	Tests mécaniques <i>in vivo</i>	44
2.3.3.3	Élastographie ultrasonore	45
2.3.3.4	Limitations communes	46
2.3.4	Comportement mécanique des tissus de la main	47
2.4	Caractérisation de la préhension	50
2.4.1	Caractérisation cinématique de la préhension	50
2.4.2	Caractérisation des efforts de serrage	51
2.5	Modélisation mécanique de la préhension	53

2.5.1	Modèles rigides	53
2.5.2	Modèles déformables	53
2.6	Conclusion	55
3	Caractérisation du comportement mécanique du PMID avec le serrage	57
3.1	Matériels et méthodes	58
3.1.1	Dispositif expérimental	58
3.1.1.1	Module de mesure de la force de serrage	59
3.1.1.2	Module d'indentation	59
3.1.1.3	Module d'élastographie	60
3.1.1.4	Acquisition et traitement	60
3.1.2	Protocole pour les volontaires	60
3.1.3	Mesures par indentation quasi-statique	62
3.1.4	Définition d'un critère de précontrainte	63
3.1.5	Mesures par analyse mécanique dynamique	63
3.1.6	Mesures par élastographie	64
3.1.7	Analyse statistique	65
3.2	Résultats	65
3.2.1	Module de cisaillement longitudinal et transverse	65
3.2.2	Raideur statique	66
3.2.3	Analyse mécanique dynamique	67
3.2.3.1	Différences statistiques	67
3.2.3.2	Effet du serrage sur la raideur dynamique	67
3.2.3.3	Effet de la précontrainte et de l'accélération sur la raideur dynamique	69
3.2.3.4	Puissance dissipée	70
3.2.4	Analyse croisée des mesures	72
3.3	Discussion	74
3.3.1	Mesures par élastographie	74
3.3.2	Mesures par indentation	75

SOMMAIRE

3.3.3	Mesures par analyse mécanique dynamique	76
3.3.4	Limitations et perspectives	77
3.4	Conclusion	79
4	Caractérisation de la pression de contact induite par la préhension	81
4.1	Matériels et méthodes	81
4.1.1	Dispositif expérimental	81
4.1.2	Mesures des efforts de serrage et de poussée	82
4.1.3	Mesures de la pression de contact	83
4.1.4	Protocole expérimental	83
4.1.5	Exploitation des mesures brutes	84
4.1.5.1	Mesure de l'empreinte de la main	84
4.1.5.2	Exploitation de la cartographie à l'aide de l'empreinte	85
4.2	Résultats et discussion	87
4.3	Conclusion	90
5	Modélisation par éléments finis de la préhension	93
5.1	Maillage de la main	93
5.2	Comportement mécanique des tissus	95
5.2.1	Tissus élastiques	95
5.2.2	Tissus viscoélastiques	96
5.2.3	Tissus visco-hyperélastiques	98
5.2.4	Comportement mécanique du muscle	100
5.2.4.1	Comportement élastique isotrope transverse	101
5.2.4.2	Comportement hyperélastique	101
5.2.4.3	Comportement viscoélastique	104
5.3	Intégration de la cinématique articulaire	104
5.3.1	Choix du modèle cinématique	104
5.3.2	Identification de l'axe de rotation	105
5.3.3	Chargement des liaisons et limitations du solveur	108
5.3.4	Pilotage de noeuds de l'ossature	110

5.4	Reproduction du serrage	111
5.4.1	Modélisation de la poignée et conditions aux limites	111
5.4.2	Modélisation du contact	113
5.4.3	Contrôle du modèle	114
5.5	Résultats et discussion	115
5.5.1	Reproduction des grandeurs cibles	116
5.5.2	Choix des grandeurs cibles	116
5.5.3	Cinématique du système et contrôle angulaire	117
5.5.4	Conséquences du serrage sur les tissus mous	118
5.5.5	Évolution de la surface de contact	119
5.5.6	Comportement mécanique des tissus hyperélastiques	119
5.5.7	Contraintes et déformations dans les tissus mous	122
5.5.8	Contraintes et déformations des tissus élastiques	124
5.5.9	Conclusion	125
6	Modélisation de la réponse vibratoire avec serrage	127
6.1	Modifications apportées au modèle	127
6.1.1	Suppression du contact	128
6.1.2	Prise en compte des déformations initiales	128
6.1.3	Linéarisation locale de l'hyperélasticité	128
6.1.4	Modification des conditions aux limites	129
6.2	Méthodes de résolution	129
6.2.1	Analyses harmoniques	130
6.2.2	Analyses temporelles implicites	131
6.3	Analyse modale de la main	132
6.3.1	Effets des conditions aux limites	134
6.3.2	Comparaison avec la littérature	134
6.3.3	Influence du serrage	135
6.4	Conclusion	136
	Conclusion	142

SOMMAIRE

Bibliographie	143
Liste des figures	161
Liste des tables	165

ACRONYMES

- **A–A** : abduction–adduction
- **CMC** : carpo-métacarpienne
- **CRN** : corps rigide nodal
- **DDL** : degré de liberté
- **DMA** : analyse mécanique dynamique
- **EF** : éléments finis
- **F–E** : flexion–extension
- **FMV** : force maximale volontaire
- **IMC** : intermétacarpienne
- **IP** : interphalangienne
- **IPD** : interphalangienne distale
- **IPP** : interphalangienne proximale
- **IRM** : imagerie par résonance magnétique
- **MC** : médio-carpienne
- **MCP** : métacarpo-phalangienne
- **PCA** : analyse en composantes principales
- **PMID** : premier muscle interosseux dorsal
- **RC** : radio-carpienne
- **ROI** : région d'intérêt
- **SLS** : standard linear solid
- **SSI** : supersonic shear imaging
- **SWS** : shear wave spectroscopy
- **TMC** : trapézo-métacarpienne

CONTEXTE ET PROBLÉMATIQUES

1.1 Exposition aux vibrations transmises au membre supérieur

Selon la dernière enquête Surveillance médicale des expositions des salariés aux risques professionnels (Sumer) de 2017 (Matinet et al., 2020), environ 2,6 millions de salariés sont exposés à des vibrations transmises aux membres supérieurs — des mains jusqu'aux épaules — soit 10,6 % de l'ensemble des salariés. Les précédentes enquêtes de 1994, 2003 et 2010 montrent que la proportion reste relativement stable malgré la croissance du nombre de travailleurs (Sumer, 1994; Arnaudo, 2006; Vinck, 2014).

Cette population est majoritairement issue du secteur privé (2,2 millions de personnes), est employée pour 67 % dans des établissements de moins de 50 salariés et est composée à 91 % d'hommes et à 82 % d'ouvriers (61 % qualifiés et 21 % non qualifiés ou agricoles). Les secteurs d'activité les plus concernés sont la construction, la réparation automobile et l'administration publique (figure 1.1). Les ouvriers du gros œuvre et du second œuvre, les mécaniciens automobiles ainsi que les maraîchers, jardiniers et viticulteurs comptent parmi les professions les plus exposées.

En outre, 17 % des salariés exposés le sont pendant plus de 10 heures par semaine, et 8 % pendant plus de 20 heures.

1.2 Conséquences sur la santé

L'exposition prolongée à des vibrations n'est pas sans risque. Sur le long terme, elle peut être la source de pathologies vasculaires, neurologiques, ostéo-articulaires ou



(a) Découpe d'une poutre métallique à l'aide d'une meuleuse



(b) Utilisation d'un piqueur sur un chantier de construction



(c) Serrage d'une roue de tracteur à l'aide d'une visseuse pneumatique

FIGURE 1.1 – Situations d'exposition aux vibrations main-bras

musculo-tendineuses que l'on désigne généralement sous le terme « syndrome des vibrations » (Bovenzi, 1990; Griffin, 1990).

L'utilisation de machines percutantes ou rotatives émettant des vibrations de basse-fréquence (inférieures à 50 Hz) est susceptible de provoquer de l'arthrose ou de l'ostéonécrose. L'usage de machines rotatives émettant des vibrations à plus haute-fréquence (au-delà de 50 Hz) peut conduire au développement d'un syndrome de Raynaud secondaire. Sa manifestation clinique se caractérise par une ischémie distale paroxystique, c'est-à-dire par une réduction temporaire du flux sanguin dans les extrémités qui se traduit par un blanchiment des doigts (Bovenzi, 1990; Lafargues, 2011). C'est pourquoi ce phénomène est parfois nommé « syndrome des doigts blancs » ou « syndrome des doigts morts » (Amari, 2019). Des neuropathies peuvent également se développer, provoquant des engourdissements, des picotements et des pertes de sensibilité des doigts (Bovenzi, 1990; Lafargues, 2011). Notons toutefois que la fréquence de 50 Hz n'est qu'une délimitation indicative, établie sur la base de constatations liées aux pathologies observées et aux caractéristiques des machines utilisées.

Ces pathologies peuvent être reconnues comme maladies professionnelles au titre du tableau 69 du régime général de la Sécurité sociale intitulé « Affections provoquées par les vibrations et chocs transmis par certaines machines-outils, outils et objets et par les chocs itératifs du talon de la main sur des éléments fixes ». Entre 2011 et 2018, en moyenne et par an, 137 maladies ont été reconnues à ce titre, pour un coût estimé 7 millions d'euros (Cnam, 2021).

1.3 Cadre légal et réglementaire

Afin d'instaurer un socle commun de protection des travailleurs, l'Union européenne a introduit, par la directive 2002/44/CE du 25 juin 2002 (Journal officiel des Communautés européennes, 2002), des obligations réglementaires. Celles-ci ont été transposées dans

le droit français à travers les articles R.4441-1 à R.4447-1 du Code du travail (2025). Il y est défini un indicateur du niveau d'exposition journalière appelé $A(8)$, normalisé sur une période de référence de 8 heures.

Deux seuils sont fixés :

- une valeur d'action de $2,5 \text{ m.s}^{-2}$ à partir de laquelle l'employeur doit mettre en œuvre des mesures pour réduire l'exposition ;
- une valeur limite de 5 m.s^{-2} qui ne doit en aucun cas être dépassée.

L'évaluation de cet indicateur doit être effectuée conformément aux prescriptions de la norme NF EN ISO 5349-2 (2001). Son expression mathématique est la suivante :

$$A(8) = \sqrt{(a_{hwx}^2 + a_{hwy}^2 + a_{hwz}^2)} \frac{T}{T_0} \quad (1.1)$$

où T désigne la durée totale d'exposition sur une journée et T_0 la durée de référence fixée à 8 heures. a_{hwx} , a_{hwy} et a_{hwz} représentent les valeurs efficaces de l'accélération pondérée en fréquence par le filtre défini dans la norme NF EN ISO 5349-1 (2002) pour les directions x , y et z .

Le filtre de pondération tente de refléter l'importance de chaque fréquence compte tenu de sa dangerosité supposée.

1.4 Limites et lacunes de l'évaluation actuelle

Plusieurs études ont conclu que le filtre de pondération utilisé dans l'évaluation réglementaire sous-estime les effets délétères des vibrations de fréquences supérieures à 50 Hz (Dong et al., 2004; Brammer et Pitts, 2012; Griffin, 2012). La pondération en fréquence est basée sur des travaux menés par Miwa (1967) sur le ressenti vibratoire en fonction de la fréquence. Une forte sensibilité de la main autour de 16 Hz, diminuant progressivement avec l'augmentation de la fréquence, avait été mise en évidence. Par mimétisme, le filtre normalisé a été conçu pour appliquer un gain proche de 1 aux fréquences voisines du maximum de sensibilité, tout en se comportant comme un filtre passe-bas pour les hautes fréquences. Cependant, l'effet des vibrations sur la santé est un processus complexe et l'absence de sensibilité ne permet pas d'affirmer l'innocuité des vibrations. D'autres grandeurs mécaniques ou physiologiques ont mis en évidence un risque potentiel même en haute fréquence. Par exemple, jusqu'à plusieurs centaines de hertz, de hauts niveaux de transmissibilité vibratoire au niveau des doigts (Wu et al., 2010) ainsi que des modifications de l'hémodynamique des artères distales (Noël et Settembre, 2024) ont été relevés. De surcroît, d'autres travaux sur la sensibilité vibratoire comme ceux de Morioka et Griffin (2009) suggèrent que le filtre sous-estime la sensibilité

aux hautes fréquences. Enfin, remarquons que les valeurs utilisées par le filtre s'étendent jusqu'à 1 000 Hz alors que l'étude de (Miwa, 1967) ne fournit des résultats que jusqu'à 300 Hz.

Le calcul de l'indicateur $A(8)$ ne repose que sur trois paramètres : l'amplitude des vibrations, leur fréquence et la durée d'exposition. D'autres facteurs peuvent pourtant influencer significativement l'exposition : la posture, les forces de couplage nécessaires à la tenue ou au guidage de l'outil, les conditions climatiques, l'âge, les prédispositions de l'individu, etc. (NF EN ISO 5349-1, 2002). Il est certes difficile de quantifier précisément les risques associés à l'ensemble de ces facteurs ; il n'en demeure pas moins qu'une évaluation lacunaire ne saurait constituer un objectif de prévention acceptable. L'influence des efforts de préhension sur la propagation des vibrations à travers la main a été démontrée par des mesures au niveau de la poignée de l'outil (Burström et Lundström, 1988; Lindenmann et al., 2022), sur le doigt (Dong et al., 2004; Noël, 2017b) ou sur le dos de la main (Noël, 2017a). De ces travaux émerge une conclusion similaire : l'augmentation du serrage accroît la transmission des vibrations à l'ensemble de la main pour des fréquences au voisinage de 50 Hz, et plus localement au-delà de 100–200 Hz. En outre, une exacerbation de la diminution du débit sanguin dans les doigts avec le serrage, lors de l'exposition à des vibrations, a été observée par Bovenzi et al. (2006).

Précisons que dans le cadre de l'évaluation réglementaire les accélérations sont mesurées non pas sur la main de l'opérateur mais sur l'outil. Or, la préhension modifie généralement peu l'émission vibratoire de la machine elle-même. Dans cette logique la dose d'exposition vibratoire reste identique que l'outil soit serré ou non, alors que le transfert effectif des vibrations vers la main est changé.

1.5 Recherche en prévention

1.5.1 Études expérimentales

Une compréhension approfondie des mécanismes conduisant au développement du syndrome des vibrations est nécessaire pour remédier aux lacunes de l'évaluation réglementaire et ainsi, pour mieux protéger les travailleurs.

L'effet délétère des vibrations a d'abord été mis en évidence par des enquêtes épidémiologiques sur des populations exposées telles que les bûcherons et les ouvriers travaillant dans les fonderies et sur les chantiers navals (Bernard et Putz-Anderson, 1997). Il y est également observé l'influence de la durée d'exposition et de l'intensité des vibrations dans le développement de troubles physiques. Toutefois, les études épidémiologiques permettent difficilement de démontrer de manière directe l'effet des

vibrations sur le corps humain.

Une autre approche consiste à caractériser la réponse biomécanique à l'exposition vibratoire en mesurant des grandeurs mécaniques sur le corps humain ou sur l'outil. Cette analyse repose généralement sur le calcul de fonctions de transfert en fréquence entre le mouvement induit (accélération, vitesse, déplacement) et la force résultante. Parmi ces mesures, l'impédance mécanique — correspondant au rapport de la force sur la vitesse — du système main-bras au point d'entrée, définie selon la norme NF EN ISO 10068 (2023), est la plus largement utilisée. Lundström et Burström (1989) ont montré que le système main-bras présente un comportement complexe et fortement dépendant de la fréquence. La norme établit à ce sujet, à partir des données disponibles au moment de sa rédaction, une impédance moyenne destinée à représenter la majorité des situations d'exposition. La mesure de l'impédance mécanique permet également d'étudier l'influence de différentes conditions sur le comportement vibratoire du membre supérieur. Il a été démontré que les forces de couplage exercées par la main, telles que la poussée et le serrage, modifient significativement ce comportement (Lundström et Burström, 1989; Aldien et al., 2006; Lindenmann et al., 2022). L'augmentation de la force de serrage induit notamment une élévation de l'impédance, dont l'ampleur varie selon la fréquence (Lindenmann et al., 2022). Des mesures de transmissibilité vibratoire — définie comme le rapport de l'accélération en un point du corps sur celle au niveau de l'outil — indiquent que le serrage favorise la transmission des vibrations à la main (Noël, 2015, 2017a).

À des fréquences supérieures à 100 Hz, la propagation des vibrations au-delà du poignet devient limitée (Noël, 2015; Xu et al., 2017). Ainsi, lorsque la fréquence augmente, les vibrations tendent à se concentrer au niveau des doigts et dans les tissus en contact avec l'outil (Dong et al., 2012). Par des mesures locales, Noël (2017b) a observé que la raideur dynamique des phalanges augmente significativement sous l'effet d'une compression statique, pouvant être comparée à celle induite par le serrage.

L'ensemble de ces mesures met en évidence la complexité du système main-bras dont le comportement dépend à la fois de la fréquence et de facteurs tels que le serrage. Les travaux de Noël (2017b) et de Fattorini et al. (2016) suggèrent que le serrage induit à la fois une rigidification passive des tissus liée à leur déformation, et une rigidification active des muscles résultant de leur contraction. Toutefois, l'ensemble de ces données ne permet pas de rendre pleinement compte des mécanismes de propagation des vibrations lors de la préhension d'une machine vibrante. Adewusi et al. (2008) soulignent par ailleurs que les mesures d'impédance mécanique présentent une forte variabilité entre les études. Dong et al. (2008) ajoutent que celles réalisées au-delà de 500 Hz demeurent rares et sont parfois entachées d'erreurs métrologiques. Celles-ci sont expliquées par des défauts d'assemblage et par l'omission de la masse apparente de l'instrumentation dont l'effet devient non négligeable à haute fréquence (Wu et al., 2006a; Dong et al., 2008).

1.5.2 Travaux de modélisation

La modélisation — bien qu'ayant aussi ses défauts — est un outil permettant de surmonter certaines limitations métrologiques. Deux classes de modèle ont été majoritairement développées : les modèles poly-articulés et les modèles basés sur la méthode des éléments finis (EF).

À un niveau de complexité minimale, les systèmes poly-articulés sont constitués d'un assemblage de masses reliées par des ressorts et des amortisseurs, dont les paramètres sont ajustés avec peu de considérations physiques, dans le but de reproduire des mesures d'impédance mécanique (Gurram et al., 1995). Ces modèles présentent un intérêt limité dans la compréhension des mécanismes de propagation des vibrations à la main ; ils sont surtout employés pour reproduire la réponse vibratoire globale de la main lors de la conception de dispositifs expérimentaux et d'outils. Certains de ces systèmes ont néanmoins atteint un niveau de détail suffisant pour représenter de façon simplifiée les différents organes du membre supérieur. Par exemple, Dong et al. (2009) ont modélisé une main gantée avec un système à sept degrés de liberté (DDL) permettant d'évaluer l'efficacité de gants anti-vibratiles. Adewusi et al. (2012) ont reproduit le système main-bras par une structure à six DDL intégrant la main, l'avant-bras, le bras et le tronc ; les articulations étant simulées par des liaisons viscoélastiques.

D'une part, ces modèles rigides ne reproduisent pas l'anatomie humaine, d'autre part, ils ne permettent pas d'estimer les déformations et les contraintes dans la main induites par les efforts de couplage. Ces grandeurs ont pourtant une influence majeure sur le comportement vibratoire des doigts (Noël, 2017b). Il est également possible que les contraintes et déformations dynamiques jouent un rôle déterminant au sein des mécanismes conduisant au développement des pathologies vibratoires.

La simulation par EF permet de représenter plus fidèlement l'anatomie tout en intégrant les propriétés mécaniques intrinsèques des tissus. La résolution numérique du problème conduit à l'estimation des champs de déformation et de contrainte. Depuis le modèle d'avant-bras proposé par Bermond (1990), les simulations se sont progressivement complexifiées, portées par l'augmentation de la puissance des serveurs de calcul et les avancées des outils de modélisation.

Wu et al. (2002) ont développé un modèle bidimensionnel — intégrant l'os, les tissus mous et l'ongle — qui simule la compression puis la vibration du doigt par une plaque (figure 1.2a). Bien que sa géométrie soit rudimentaire, le modèle intègre des lois de comportement mécanique complexe pour représenter les tissus mous (hyperélastique et viscoélastique). Les premiers calculs, réalisés à quelques fréquences, ont fourni une estimation préliminaire des contraintes et des déformations statiques (liées à la compression) ainsi que dynamiques (induites par la vibration). Le modèle a ensuite fait l'objet

de légères améliorations, telles que l'ajout d'une couche de peau (Wu et al., 2003), et a été utilisé pour étudier l'influence de l'amplitude, de la fréquence et de la direction des vibrations sur leur propagation dans les tissus (Wu et al., 2003, 2007b), ainsi que pour examiner les liens potentiels entre les déformations tissulaires et la perte de sensibilité des mécanorécepteurs cutanés (Wu et al., 2006c).

Ce modèle demeure toutefois limité et les résultats obtenus doivent être interprétés avec prudence. Les simplifications géométriques adoptées pour représenter le doigt ne sont que partiellement justifiées. L'encastrement de l'os constitue une condition aux limites peu appropriée pour caractériser le comportement vibratoire du doigt. Le déplacement imposé par la plaque est arbitraire et ne peut être directement relié au serrage. Enfin, les propriétés mécaniques utilisées pour modéliser les tissus mous proviennent de sources hétérogènes, parfois peu représentatives de la main humaine (tissus porcins, tissus mammaires). Un modèle tridimensionnel de phalange distale a été développé par la suite mais conserve la majorité des limitations mentionnées pour son prédécesseur bidimensionnel (Wu et al., 2006b, 2008).

Wu et al. (2014, 2017) ont ensuite proposé un modèle de doigt complet constitué de trois phalanges (figure 1.2b). Ce modèle repose toujours sur une géométrie simplifiée mais introduit plusieurs avancées notables. Des liaisons de type pivot, couplées à des ressorts et à des amortisseurs de torsion, ont été ajoutées entre les segments pour représenter les articulations interphalangiennes (IP) et métacarpo-phalangiennes (MCP). La flexion du doigt lors du serrage est simulée par l'application de couples aux liaisons, dont les valeurs sont ajustées en comparant les pressions de contact simulées à celles mesurées expérimentalement sur une poignée (Wu et al., 2014). En complément, un système de ressorts et d'amortisseurs est fixé à l'extrémité proximale du modèle afin de mieux représenter la réponse vibratoire du reste de la main (Wu et al., 2017). Ce modèle a permis d'étudier l'influence de la raideur du matériau de la poignée sur les déformations tissulaires, ainsi que de comparer la transmissibilité entre les différentes phalanges.

Cependant, le calibrage du modèle demeure problématique car les paramètres des lois de comportement des tissus mous sont ajustés jusqu'à ce que le modèle reproduise des mesures de transmissibilité ; ce qui introduit plusieurs incohérences. Par exemple, les valeurs finales adoptées diffèrent d'une phalange à l'autre sans que cette variation ne soit justifiée. De plus, la densité des tissus est comprise entre 2 et 4, alors que les tissus biologiques sont majoritairement constitués d'eau, dont la densité est égale à 1 par définition.

Parallèlement, Noël (2018) a proposé un modèle — dont la géométrie représente un doigt à trois phalanges — intégrant les os, du cartilage, l'ongle et des tissus mous modélisés de manière homogène (figure 1.2c). Ce modèle ne simule pas le serrage mais reproduit un essai de compression de la pulpe distale à l'aide d'un indenteur cylindrique dans le

but d'identifier le comportement mécanique des tissus mous (Noël, 2017b).

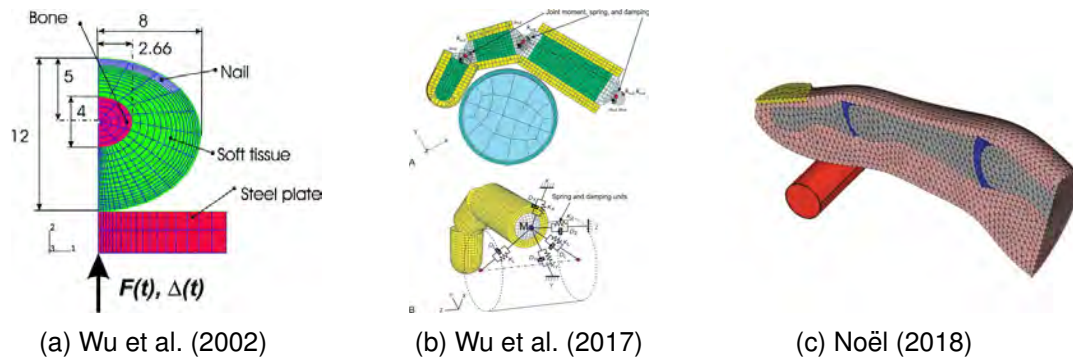


FIGURE 1.2 – Modèles EF du doigt

À l'échelle de la main et du bras, les travaux sont plus limités. Adewusi et al. (2014) ont développé un modèle bidimensionnel orienté sur l'analyse modale du système main-bras (figure 1.3b). Les modules d'élasticité des tissus mous sont obtenus par optimisation, aboutissant à des valeurs non physiques. Ce modèle met néanmoins en évidence l'importance du choix des conditions aux limites.

Liu et al. (2020) ont proposé un modèle tridimensionnel de l'avant-bras et de la main. Le maillage est issu d'imagerie scanner et permet d'obtenir une géométrie réaliste. Ce modèle n'intègre toutefois que les os et les tissus mous. Les articulations et les ligaments sont représentés par des liaisons et des ressorts mais ces éléments n'ont pas été exploités pour simuler le serrage. Par ailleurs, les résultats de l'analyse modale présentent des fréquences de résonance sensiblement différentes de celles généralement rapportées dans la littérature expérimentale Xu et al. (2017).

Un modèle de main a été présenté dans l'étude de Noël et al. (2022) (figure 1.3c). Le maillage obtenu par segmentation d'imagerie par résonance magnétique (IRM) est détaillé et intègre plusieurs structures anatomiques telles que les muscles, les tendons et certains ligaments. Le comportement mécanique des tissus mous est issu de l'identification réalisée sur le doigt mentionnée précédemment (Noël, 2018). Celui des muscles repose sur des essais de traction *ex vivo* (Gras et al., 2012) qui ne permettent pas d'inclure la rigidification active des muscles dans le modèle. La rigidification passive n'est pas davantage prise en compte, l'étude se limitant à l'analyse de la réponse harmonique de la main au repos, sans simulation de serrage. L'analyse modale retrouve certaines résonances du poignet mesurées expérimentalement et met en évidence des résonances des doigts entre 80 et 200 Hz ainsi que des résonances musculaires au-delà de 200 Hz.

Un modèle intégrant la main, le bras et l'épaule a été développé par Wang et al. (2022) (figure 1.3a). Sa géométrie, basée sur des données anthropométriques, est représentative de la morphologie humaine. Le modèle inclut les os, les tissus mous, la peau ainsi que des liaisons articulaires. Le serrage est simulé en ajustant les couples utilisés par Wu

et al. (2014) de manière à reproduire les niveaux de pression de contact mesurés dans cette même étude. Ces couples sont répartis entre les doigts selon la distribution des forces proposée par Freund et al. (2002). Les résultats du serrage sont ensuite exploités dans une analyse harmonique. La principale critique pouvant être adressée à ce modèle concerne la représentation du comportement mécanique des tissus mous, majoritairement fondée sur les travaux de Wu et al. (2017). Les paramètres de ces lois, déjà discutés précédemment, sont de nouveau ajustés pour correspondre à des mesures de transmissibilité, s'éloignant ainsi davantage des propriétés physiques réelles des tissus de la main.

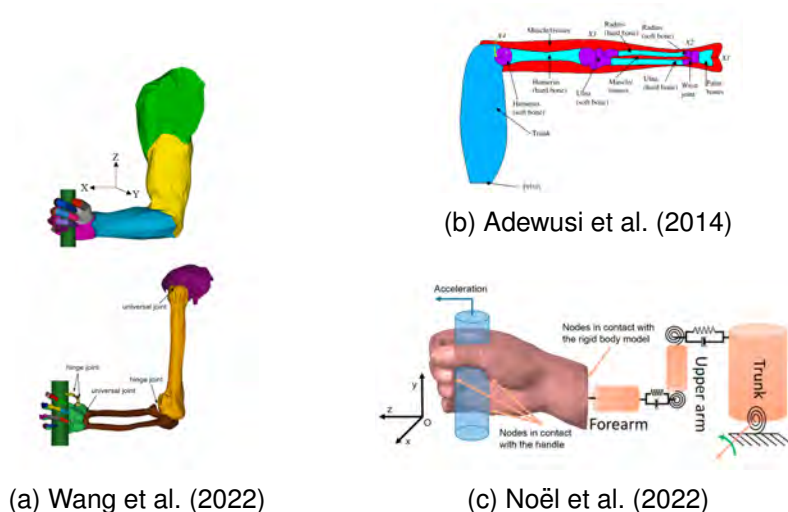


FIGURE 1.3 – Modèles par EF du bras et de la main

En résumé, les modèles par EF développés à ce jour sont prometteurs mais restent insuffisamment aboutis pour reproduire fidèlement le comportement global de la main. S'ils ont permis d'obtenir de premiers résultats les analyses présentent encore trop de lacunes pour être pleinement validées : simplifications anatomiques excessives, modélisation mécanique inadéquate, usage d'artefacts numériques...

Par ailleurs, la majorité des travaux cités dans cette introduction se concentrent sur les effets immédiats des vibrations sur la main. Toutefois, des analyses portant sur les effets à long terme sont également envisageables y compris en modélisation. À titre d'exemple, Reda et al. (2022) ont simulé le développement d'une sténose artérielle en combinant la méthode des EF à un système multi-agents. Ces travaux considèrent uniquement un effet indirect des vibrations initié par une altération du système nerveux central lors de l'exposition et entraînant une diminution des contraintes de cisaillement exercées par le sang sur la paroi artérielle. Néanmoins, certains effets directs, comme le niveau de contrainte induit par le serrage ou par les vibrations, pourraient également être intégrés dans ce type de modélisation.

1.6 Objectifs

Cette thèse vise à proposer une méthodologie complète, rigoureuse et reproductible de modélisation biomécanique de la préhension lors de l'utilisation d'un outil vibrant, afin de mieux comprendre les mécanismes à l'origine des pathologies de la main liées à l'exposition aux vibrations.

La démarche repose sur le développement d'un modèle par EF de main capable de reproduire le serrage d'une poignée vibrante, en vue d'estimer les champs internes de contraintes et de déformations résultant de la préhension et de l'exposition aux vibrations. Ce modèle s'appuiera sur un maillage de main existant (Noël et al., 2022), obtenu par segmentation IRM. L'essentiel du développement consiste à intégrer au modèle la cinématique articulaire, le comportement des tissus biologiques — en tenant compte des propriétés des muscles intrinsèques —, ainsi qu'à définir et mettre en œuvre une méthode permettant de simuler de façon réaliste le serrage.

Pour atteindre cet objectif, plusieurs verrous scientifiques doivent être levés, déclinables en sous-objectifs :

- définir la cinématique des articulations à partir de la géométrie du maillage en identifiant des liaisons mécaniques adaptées (type, position, orientation) et en les intégrant au modèle de main ;
- recueillir des données expérimentales sur le comportement mécanique des muscles intrinsèques en fonction de la force de serrage ;
- exploiter ces données pour identifier des paramètres de lois de comportement mécanique (anisotrope, hyperélastique, viscoélastique) et les intégrer dans le modèle ;
- caractériser expérimentalement le champs de pression de contact résultant des efforts de préhension, puis en extraire des grandeurs exploitables pour le pilotage du modèle numérique ;
- simuler le serrage de la main en pilotant la cinématique du modèle par EF de manière à reproduire des grandeurs expérimentales cibles ;
- exploiter les résultats des simulations de serrage pour analyser le comportement vibratoire de la main en fonction du serrage.

Les travaux de caractérisation ont été soumis et approuvés par le Comité National d'Éthique de la Recherche en France (CPP 22.03423.000122, 07/11/2022) et déclarés auprès de l'Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des Produits de Santé (No. ID-RCB 2022-A01616-37, 07/11/2022).

1.7 Plan

Cette thèse s'articule en cinq chapitres. Ce premier chapitre introductif a exposé les enjeux scientifiques du travail à travers le prisme de la prévention et de la recherche sur le syndrome des vibrations. Le deuxième chapitre, consacré à l'état de l'art, présente les notions nécessaires au développement éclairé d'un modèle biomécanique de la main. Il aborde successivement l'anatomie fonctionnelle de la main, la modélisation cinématique des articulations, le comportement mécanique des tissus biologiques — ainsi que la mesure et la modélisation de leurs propriétés. La caractérisation expérimentale de la préhension est ensuite présentée avant de conclure par une synthèse des travaux de modélisation mécanique de la préhension.

Le troisième chapitre décrit le dispositif expérimental conçu pour caractériser le comportement mécanique du premier muscle interosseux dorsal (PMID) en fonction de la force de serrage. Le plan d'expérience inclut des essais d'indentation quasi-statiques et dynamiques ainsi que des mesures par élastographie ultrasonore. Le quatrième chapitre présente des mesures de cartographie de la pression de contact lors du serrage et de la poussée d'une poignée puis propose une méthode d'extraction de la contribution de chaque doigt à la pression totale exercée.

Le cinquième chapitre est consacré à la modélisation de la préhension. Le comportement hyperélastique des muscles y est identifié par modélisation inverse des essais d'indentation du troisième chapitre. Un modèle cinématique est ensuite introduit dont les paramètres ont été déterminés à partir de la géométrie du maillage. La fin du chapitre porte sur le pilotage des simulations reproduisant, par ajustement des rotations articulaires, différents niveaux de serrage et restituant les contributions digitales identifiées au chapitre précédent.

Enfin, le dernier chapitre analyse l'influence de la précontrainte statique induite par le serrage sur la réponse modale du système.

2

ÉTAT DE L'ART

Ce deuxième chapitre présente les notions nécessaires à la modélisation biomécanique de la main dans le cadre d'une simulation par EF. Il débute par une description de l'anatomie fonctionnelle de la main et des mécanismes impliqués dans le mouvement de préhension. La cinématique des articulations et sa modélisation seront ensuite abordées. Le comportement mécanique des tissus biologiques, ainsi que les méthodes employées pour le caractériser et le modéliser, seront également examinés. Enfin, une synthèse des principaux travaux de modélisation mécanique de la main permettra de situer les choix et les objectifs du modèle développé dans cette thèse.

2.1 Anatomie fonctionnelle de la main

L'étude de l'anatomie présentée s'appuie sur les ouvrages de Kapandji (1982); Hirt et al. (2017) et sur la thèse de Devos (2017). Cette section en propose un aperçu succinct; pour une description plus approfondie, le lecteur pourra se reporter à ces références.

La main est un organe complexe composé de vingt-sept os, maintenus et articulés par un réseau dense de ligaments, de tendons et de muscles. Elle est reliée à l'extrémité de l'avant-bras par le poignet, qui lui confère une grande autonomie de mouvements. Son architecture osseuse forme une surface fonctionnelle étendue — la paume — prolongée par quatre doigts longs (l'index, le majeur, l'annulaire et l'auriculaire) et un doigt court, le pouce. Ce dernier, positionné en opposition aux autres doigts bénéficie d'une mobilité indépendante. La faculté de préhension, essentielle à l'utilisation d'outils, fait de la main l'organe de prédilection pour interagir avec l'environnement.

2.1.1 Plans anatomiques et conventions

Par convention, en position anatomique — debout, les bras le long du corps et les paumes orientées vers l'avant — trois plans de référence sont définis (Zatsiorsky, 1997). Ces repères sont également utilisés pour décrire la main et ses mouvements (figure 2.1).

Chacun de ces trois plans orthogonaux divise la main en deux moitiés distinctes :

- le plan frontal sépare la main longitudinalement en une face palmaire et une face dorsale ;
- le plan sagittal sépare la main en deux flancs : du côté médial, le pouce et l'index, et, du côté latéral, l'annulaire et l'auriculaire ;
- le plan transversal sépare la partie distale, comprenant les doigts, de la partie proximale, correspondant à la paume et au poignet.

Les repères anatomiques locaux relatifs aux os suivent les mêmes conventions.

Des mouvements dits « purs » sont définis dans ces plans :

- le mouvement d'écartement du plan sagittal effectué dans le plan frontal est appelé abduction, en opposition au mouvement de rapprochement — l'adduction ;
- le mouvement d'écartement du plan frontal effectué dans le plan sagittal est appelé flexion, en opposition à l'extension ;
- Le mouvement de rotation effectué autour de l'axe longitudinal de la main amenant la paume dans la direction latérale est appelé pronation, en opposition à la supination.

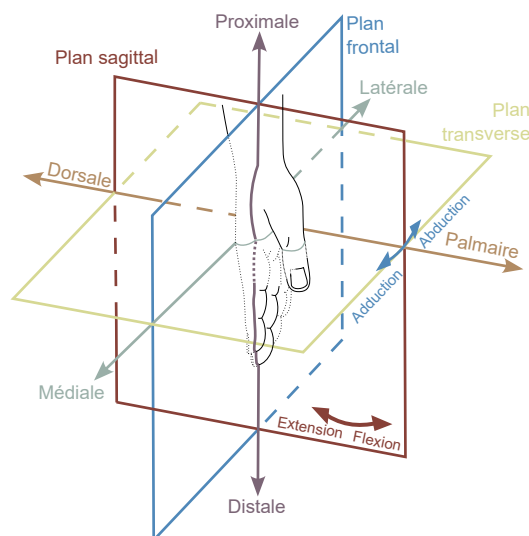


FIGURE 2.1 – Plans et directions anatomiques de référence de la main

Par convention, les éléments anatomiques communs aux doigts (os, articulations, muscles, etc.) sont numérotés de 1 à 5, du doigt le plus latéral (le pouce) au plus médial (l'auriculaire).

2.1.2 Ossature

Les vingt-sept os de la main sont répartis en trois groupes (figure 2.2). Le carpe se situe à l'extrémité distale du poignet. Il comprend huit os courts positionnés en deux rangées. La rangée proximale comprend le scaphoïde, le lunatum, le triquetrum et le pisiforme ; et la rangée distale le trapèze, le trapézoïde, le capitum et l'hamatum. Le métacarpe contient cinq os longs, les métacarpiens, sculptant la paume. Les phalanges prolongent les métacarpiens et forment les doigts. Les quatre doigts longs possèdent trois phalanges (proximale, médiale, distale) contrairement au pouce qui n'en compte que deux (proximale et distale).

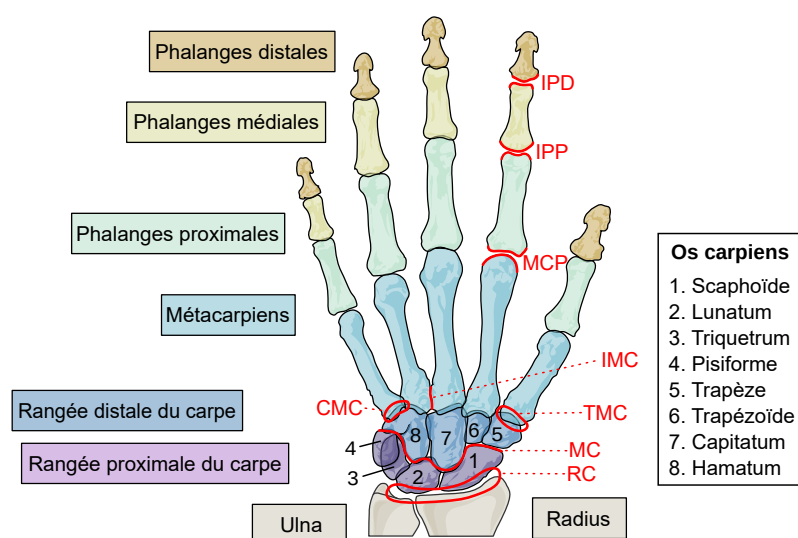


FIGURE 2.2 – Ossature et surfaces articulaires de la main

2.1.3 Articulations

Toutes les articulations de la main sont des articulations synoviales (figure 2.3), caractérisées par la capsule articulaire liant les os entre eux. Cette capsule est constituée d'une membrane fibreuse externe qui participe à la stabilité mécanique de la jointure et d'une membrane synoviale interne produisant le liquide synovial dont est remplie la capsule. Ce liquide assure la lubrification de l'articulation. Un cartilage hyalin recouvre les os à l'intérieur de la capsule et réduit la friction de contact. Le liquide synovial et le cartilage participent également à l'amortissement des chocs.

Pour ne pas alourdir la description des articulations, nous avons choisi de ne mentionner que les ligaments dans la stabilisation passive des articulations. Cependant, précisons que l'ensemble des structures fibreuses (capsules, plaques palmaires, poulies, etc.) participe passivement au maintien articulaire, tout comme le système musculo-tendineux qui

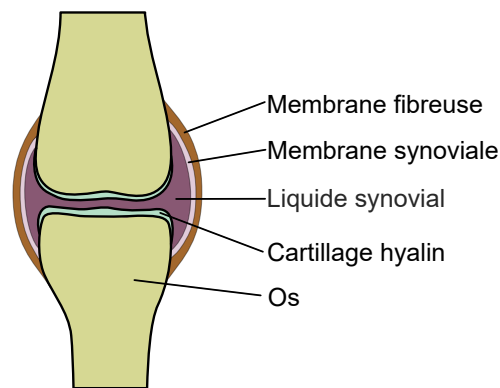


FIGURE 2.3 – Schéma d'une articulation synoviale

y contribue activement.

Articulations du poignet

Le poignet joint l'avant-bras à la main via le carpe et regroupe plusieurs articulations.

L'articulation radio-carpienne (RC) lie l'extrémité distale du radius à la rangée proximale du carpe (figure 2.2). Le radius présente une surface articulaire concave, dans laquelle viennent se loger les os du carpe, dont la surface articulaire est convexe dans les plans sagittal et frontal. C'est une articulation condylienne, ainsi nommée en raison de la géométrie des surfaces en présence : la surface convexe est désignée sous le terme de condyle, la surface concave sous celui de glène. C'est une articulation à deux DDL en flexion–extension (F–E) et en abduction–adduction (A–A).

Les huit os du carpe sont articulés entre eux, mais leurs formes irrégulières et la complexité de leurs surfaces rendent toute description articulaire précise difficile. L'approche la plus répandue consiste à considérer les deux rangées carpiennes comme unies par une seule articulation, l'articulation médio-carpienne (MC) (figure 2.2) (Devos, 2017). La définition de ses DDL sur la seule base de la géométrie reste délicate, d'autant plus que sa mobilité est limitée. Historiquement, le carpe a d'ailleurs été perçu comme un bloc « monolithique » (Kapandji, 1982). Ce point de vue peut être nuancé en considérant que l'articulation MC participe passivement à la souplesse du poignet, en particulier dans les mouvements de F–E, d'A–A, ainsi que dans le creusement de la paume.

Les articulations carpo-métacarpiennes (CMC) assurent la jonction entre les os du carpe et les métacarpiens (figure 2.2). L'articulation du pouce, en raison de ses particularités, est présentée séparément. Les articulations CMC présentent une surface plane dans le plan transversal, tandis que les articulations intermétacarpiennes (IMC), unissant les métacarpiens, sont planes dans le plan sagittal (figure 2.2). La combinaison de ces surfaces articulaires forme un ensemble très rigide. Les articulations CMC de l'index et du majeur sont considérées comme fixes ; celles de l'annulaire et de l'auriculaire, plus

souples, contribuent à la formation de la concavité palmaire.

Une trentaine de ligaments assurent la stabilité du poignet. Leur agencement dense, aux insertions multiples et souvent confondues, rend leur description individuelle complexe, et leur organisation fait encore l'objet de recherches Devos (2017). Ce réseau ligamentaire garantit une cohésion solide entre les os carpiens et métacarpiens, tout en préservant la mobilité du poignet (figure 2.4).

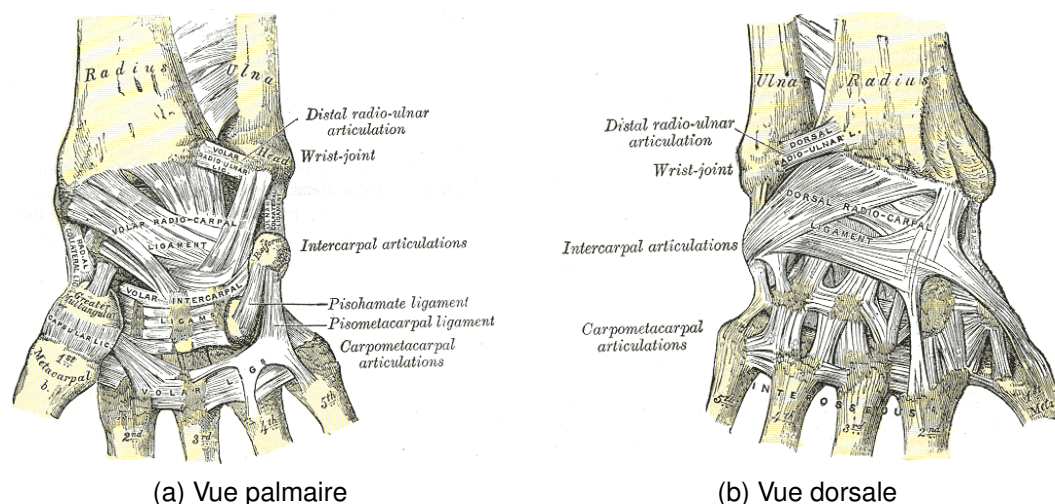


FIGURE 2.4 – Ligaments du poignet et du carpe (Gray, 1918)

Bien que ne faisant pas strictement partie du poignet, l'articulation entre le radius et l'ulna permet les mouvements de pronation et de supination de la main.

Articulation trapézo-métacarpienne

L'articulation trapézo-métacarpienne (TMC), dite en selle (figure 2.2), se caractérise par deux surfaces articulaires présentant chacune une concavité dans une direction et une convexité dans une direction perpendiculaire, évoquant la forme d'une selle de cheval. La surface concave du trapèze fait face à la convexité du premier métacarpien, et inversement. Cet emboîtement confère à l'articulation deux DDL principaux : la F–E et l'A–A. Une rotation accessoire autour de l'axe longitudinal du premier métacarpien peut également être observée (Bullock et al., 2012). Ce mouvement passif résulte des interactions entre la F–E et l'A–A, et s'expliquerait par la différence de courbure entre les surfaces articulaires ainsi que par la stabilité réduite de l'articulation (Kapandji, 1982). Cette grande mobilité est néanmoins contrôlée par un ensemble ligamentaire dense, illustré en partie sur la figure 2.4.

Articulations métacarpo-phalangiennes

Les articulations MCP sont composées de deux surfaces articulaires : la tête du

métacarpien, convexe dans les plans sagittal et frontal, et la base de la première phalange qui forme une cavité peu profonde dans laquelle s'insère le métacarpien (figure 2.2). C'est une articulation condylienne autorisant deux DDL : la F–E et l'A–A. Un fibrocartilage, appelé plaque palmaire, est fixé à la base antérieure de la phalange. Cette membrane augmente la surface de contact articulaire en flexion et s'appuie sur la tête métacarpienne en extension, limitant le mouvement (figure 2.6). Deux ligaments collatéraux, fixés obliquement entre la tête métacarpienne et la base phalangienne, stabilisent l'articulation (figure 2.6). Lors de la flexion, ces derniers se tendent et limitent fortement les mouvements d'A–A. La stabilité est renforcée par le ligament palmaire accessoire, rattaché à la plaque palmaire, ainsi que par le ligament métacarpien transverse profond, qui unit les têtes des métacarpiens 2 à 5.

Articulations interphalangiennes

À l'exception du pouce, qui ne possède qu'une seule articulation IP, chaque doigt en comporte deux : une proximale (IPP) et une distale (IPD) (figure 2.2). Ces deux articulations, de type trochléen, présentent de nombreuses similitudes et sont donc décrites conjointement. La tête de la phalange proximale, en forme de poulie, présente deux convexités qui s'insèrent dans deux cavités correspondantes situées à la base de la phalange distale. Ces articulations autorisent un DDL en F–E. Leur stabilisation passive, assurée principalement par des ligaments collatéraux, est proche de celle des articulations MCP (figure 2.6).

2.1.4 Système musculo-tendineux

Les articulations de la main et du poignet sont mobilisées par trente-cinq muscles squelettiques. Cette catégorie de muscles présente plusieurs spécificités : ils sont attachés aux os par des tendons, leur contraction est volontaire et leurs tissus sont constitués de fibres striées. L'agencement des fibres en faisceaux varie selon les muscles. Dans un muscle fusiforme, les fibres sont alignées selon l'axe des insertions tendineuses. Dans un muscle bipenné, comme les interosseux dorsaux (figure 2.5), elles sont disposées de part et d'autre du tendon selon un certain angle, appelé angle de pennation.

Les quinze muscles extrinsèques, situés dans l'avant-bras, agissent sur les doigts par l'intermédiaire de longs tendons insérés sur les phalanges. Aucun muscle ne se trouve à l'intérieur des doigts.

Les vingt muscles intrinsèques (figure 2.5) se trouvent dans la main et peuvent être répartis en trois groupes :

- L'éminence thénar, située sur la face palmaire entre le premier et le deuxième métacarpien, loge quatre muscles du pouce.

- L'éminence hypothénar, située sur la face palmaire du cinquième métacarpien, loge quatre muscles de l'auriculaire.
- Le groupe centrale abrite, sur les faces palmaire et dorsale, des muscles fixés entre les métacarpiens des cinq doigts.

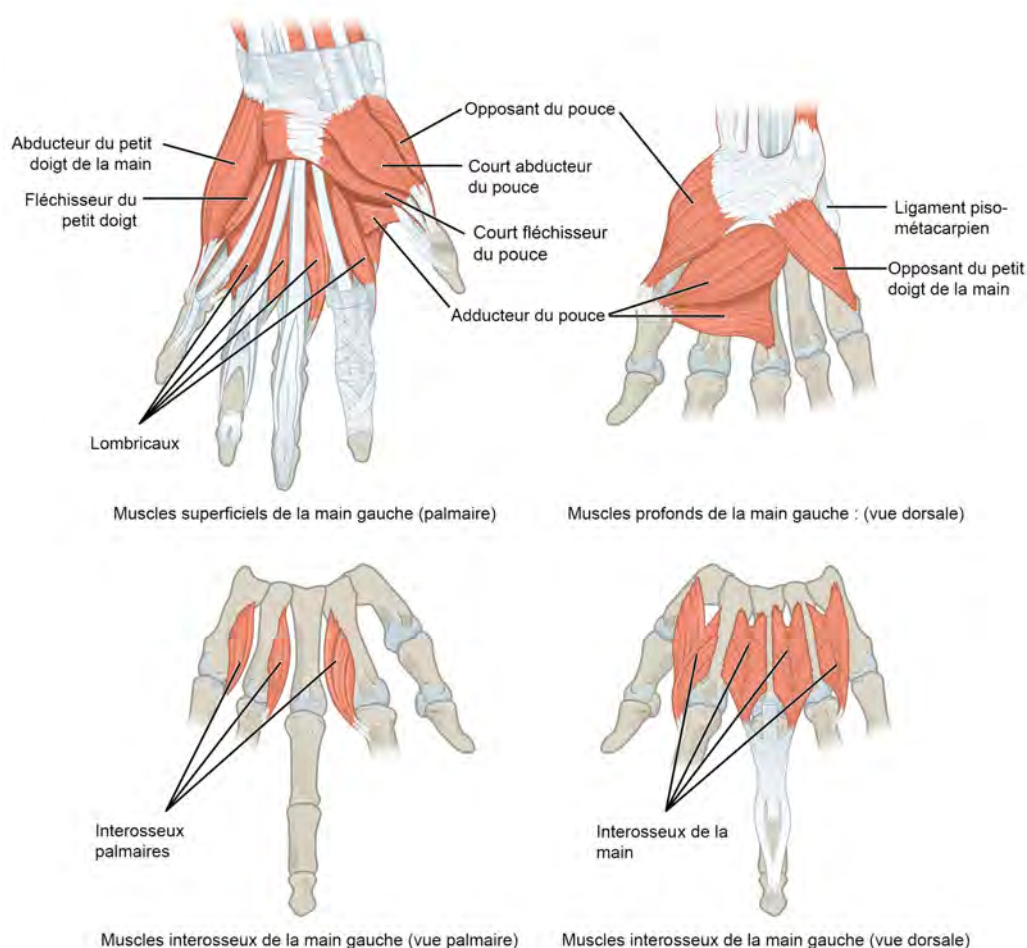


FIGURE 2.5 – Muscles intrinsèques de la main (adapté de Clark (2018), sous licence CC BY 4.0)

La correspondance entre les mouvements de la main et les muscles impliqués n'est pas bijective. Même les mouvements dits « purs » résultent souvent de la contraction coordonnée de plusieurs muscles. Par ailleurs, un unique muscle peut contribuer simultanément à la mobilité de plusieurs articulations. Dans ce contexte, nous ne cherchons pas à établir une liste exhaustive des actions musculaires, mais à proposer un aperçu global du système musculaire mobilisant la main.

Muscles du poignet

La F–E du poignet est assurée par six muscles situés dans l'avant-bras : les fléchisseurs et les extenseurs du carpe, ainsi que le muscle long palmaire, ce dernier étant absent

chez environ 10 % des individus (Thompson et al., 2001).

Muscles de la colonne du pouce

La flexion et l'extension de l'articulation IP du pouce sont assurées par deux muscles extrinsèques : le long extenseur et le long fléchisseur du pouce. Les articulations TMC et MCP sont quant à elles contrôlées par deux muscles extrinsèques, les quatre muscles de l'éminence thénar, et de façon accessoire par le premier muscle interosseux palmaire, issu du groupe central (Susman et al., 1999). Tous les muscles agissant sur l'articulation MCP participent également aux mouvements de l'articulation TMC, si bien que cette dernière ne présente qu'une mobilité marginalement indépendante. Le mouvement principal du pouce, l'opposition, résulte d'une combinaison d'adduction, de flexion et d'antépulsion (déplacement du métacarpien vers la paume dans le plan sagittal), impliquant probablement la coopération de la majorité des muscles du pouce.

Muscles de l'éminence hypothénar

Les muscles de l'éminence hypothénar contribuent aux mouvements de flexion et d'abduction de l'articulation MCP de l'auriculaire, ainsi qu'à son mouvement d'opposition par rapport au pouce.

Muscles du groupe central

Le groupe central est formé de quatre muscles lombricaux, de quatre muscles interosseux palmaires et de quatre muscles interosseux dorsaux. Les muscles lombricaux sont de petite taille, et ont la particularité de ne pas s'insérer directement sur les os, mais sur les tendons des muscles fléchisseurs et extenseurs des doigts. Ils participent à la flexion des articulations MCP.

Les muscles interosseux palmaires 2, 3 et 4 sont logés entre les métacarpiens. Leurs tendons s'insèrent à la base des phalanges proximales. Ce sont les principaux adducteurs des doigts.

Les interosseux dorsaux sont des muscles bipennés, situés également entre les métacarpiens, mais sur la face dorsale de la main. Chaque interosseux est attaché aux os métacarpiens latéral et médial au muscle. Les faisceaux de fibres convergent vers une structure fibreuse centrale, l'aponévrose, se fixant sur les tendons extenseurs des doigts. La disposition oblique des fibres, formant un angle de pennation de part et d'autre de l'aponévrose, permet de transmettre efficacement les forces vers les tendons dans un espace restreint. Ces muscles contribuent à l'abduction et à la flexion des articulations MCP.

Muscles fléchisseurs et extenseurs des doigts longs

Les mouvements de flexion et d'extension des doigts sont assurés par trois muscles extrinsèques : le fléchisseur profond, le fléchisseur superficiel et l'extenseur commun des doigts. Communs aux quatre doigts longs, ces muscles se divisent dans l'avant-bras en quatre faisceaux musculaires prolongés par des tendons. Ces derniers traversent le canal carpien puis se dirigent vers les différents doigts. Dans certaines zones, les tendons glissent à l'intérieur de gaines synoviales favorisant leur guidage. À l'intérieur des doigts, ils sont maintenus par un système de poulies fibreuses (figure 2.6).

Les tendons de l'extenseur se scindent en plusieurs languettes s'insérant sur la face dorsale des phalanges médiales et distales. Ce muscle permet l'extension coordonnée des articulations MCP, IPP et IPD. L'extension est couplée entre les articulations d'un même doigt mais est indépendante entre les doigts.

Les tendons fléchisseurs profond et superficiel longent la face palmaire des métacarpiens et des phalanges. Le fléchisseur superficiel s'insère sur la phalange médiale, permettant la flexion des articulations MCP et IPP. Au niveau de la phalange proximale, ce tendon se dédouble pour être « perforé » par le fléchisseur profond, qui s'insère sur la phalange distale. C'est pourquoi ces muscles sont parfois désignés comme fléchisseurs perforé et perforant (Kapandji, 1982). Le tendon profond permet la flexion de l'articulation IPD (figure 2.6).

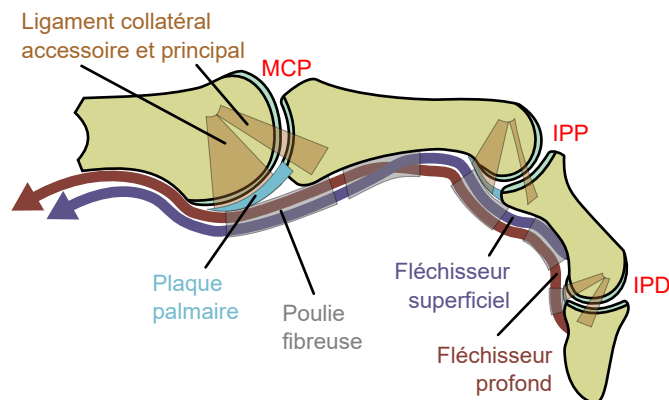


FIGURE 2.6 – Mécanismes de flexion des articulations MCP, IPP et IPD

2.1.5 Préhension

Grâce à l'opposition du pouce, à la coordination fine des doigts et à la surface d'appui formée par la paume, la main peut saisir et manipuler des objets avec force et précision. Il existe une multitude de préhensions dont plusieurs classifications ont été proposées :

Napier (1956); Kapandji (1982); Duncan et al. (2013); etc.

Cette thèse se concentre sur la préhension de force d'un objet cylindrique, majoritairement employée pour la manipulation d'outils (figure 1.1). Elle repose sur l'enroulement des doigts autour de l'objet, rendu possible par la flexion des doigts longs et l'opposition du pouce.

Le mouvement du pouce peut varier selon la morphologie de la main, les habitudes individuelles ou le diamètre de la poignée. Certains auteurs emploient indifféremment le terme générique de « power grasp », d'autres, comme Napier (1956), distinguent le « power grasp » où le pouce est en extension du « coal hammer » où il est fléchi. La flexion du pouce, recouvrant ou non l'index, permettrait un verrouillage supplémentaire de la prise (Napier, 1956; Kapandji, 1982). Une fois l'objet saisi, le rôle des muscles interosseux dorsaux peut évoluer : ces derniers, traditionnellement abducteurs, peuvent contribuer au maintien des articulations MCP en flexion (Levangie et Norkin, 2011).

Par ailleurs, le système musculaire est redondant. Du fait des synergies entre les différents muscles, différentes coordinations de contraction musculaire peuvent conduire au maintien de la préhension. Ces synergies sont susceptibles de varier entre les individus, mais peuvent également évoluer chez un même individu, notamment pour compenser la fatigue musculaire ou en cas de traumatisme (Faudot, 2021).

En conclusion, il est difficile de définir la préhension de force comme un mouvement unique, invariable entre les individus. Certaines constantes peuvent néanmoins être dégagées : la flexion des doigts longs, l'opposition du pouce, et la mobilisation de la majorité des muscles de la main. À ce sujet, Long et al. (1970) ont montré par électromyographie locale sur une cohorte de 115 sujets que l'ensemble des muscles extrinsèques participe au serrage, ainsi que la majorité des muscles intrinsèques — bien que l'intensité de leur contribution puisse varier selon les individus.

2.2 Modélisation cinématique des articulations

Dans la section précédente, nous avons décrit les mobilités articulaires de la main d'un point de vue anatomique. Bien que cette description soit essentielle pour la compréhension de l'analyse fonctionnelle du mouvement, elle reste trop complexe pour être intégrée directement dans un modèle numérique. Le recours aux outils de la cinématique constitue un moyen efficace pour simplifier la modélisation des articulations.

Dans cette section, nous faisons l'hypothèse que le squelette est un ensemble de solides indéformables. Les mouvements étudiés sont considérés comme suffisamment lents pour que les effets liés à la vitesse et à l'accélération puissent être négligés. Ainsi, la

dépendance au temps est écartée, et le mouvement est décrit comme une suite de positions et d'orientations statiques.

Nous commencerons par introduire les notions théoriques nécessaires à la description de la position et de l'orientation du système. Nous traiterons ensuite de la modélisation des articulations à l'aide de liaisons mécaniques.

2.2.1 Position et orientation d'un solide

Tous les repères mentionnés dans cette section sont orthonormés et directs.

À tout vecteur $\mathbf{u}$ est associée les coordonnées $(x_{u,i}; y_{u,i}; z_{u,i})$, s'exprimant dans le repère $\mathcal{R}_i(O_i; \mathbf{x}_i; \mathbf{y}_i; \mathbf{z}_i)$, de centre O_i par :

$$\mathbf{u} = x_{u,i} \mathbf{x}_i + y_{u,i} \mathbf{y}_i + z_{u,i} \mathbf{z}_i \quad (2.1)$$

Ces coordonnées seront notées à l'aide de matrice colonne :

$$\begin{bmatrix} x_{u,i} \\ y_{u,i} \\ z_{u,i} \end{bmatrix}$$

Tout point M est représenté dans le repère $\mathcal{R}_i$ par le vecteur $\overrightarrow{O_i M}$, de coordonnées $(x_{M,i}; y_{M,i}; z_{M,i})$.

Dans un solide indéformable, la distance mutuelle entre les points qui le constituent est constante. En attachant au solide S_i un repère $\mathcal{R}_i(O_i; \mathbf{x}_i; \mathbf{y}_i; \mathbf{z}_i)$, la position de tout point de S_i reste fixe dans ce repère.

Si les coordonnées des points de S_i sont connues dans le repère $\mathcal{R}_i$, alors, leur position dans le repère absolu $\mathcal{R}_0(O; \mathbf{x}_0; \mathbf{y}_0; \mathbf{z}_0)$ peut être déterminée à partir de la position et de l'orientation de $\mathcal{R}_i$ par rapport à $\mathcal{R}_0$.

Les différences de position et d'orientation entre deux repères sont décrites respectivement par une translation et une rotation.

Les relations qui suivent décrivent les positions et les orientations relatives entre les solides S_i et S_j auxquels sont attachés deux repères $\mathcal{R}_i$ et $\mathcal{R}_j$.

2.2.1.1 — Changement de position

La translation menant de $\mathcal{R}_i$ à $\mathcal{R}_j$ est caractérisée par le vecteur $\overrightarrow{O_i O_j}$. La matrice $[t_i^j]$ représentant les coordonnées de $\overrightarrow{O_i O_j}$ dans le repère $\mathcal{R}_i$ est appelée matrice de translation.

2.2.1.2 — Changement d'orientation

Plusieurs approches permettent de décrire l'orientation relative entre deux solides, par exemple, les angles d'Euler ou les quaternions (Zatsiorsky, 1997; Challis, 2020). Nous présentons ici les matrices de rotation, qui seront utilisées dans la suite de la thèse. Quelques propriétés d'algèbre linéaire sont mobilisées sans être préalablement démontrées.

Le changement d'orientation entre $\mathcal{R}_i$ et $\mathcal{R}_j$ peut être décrit en écrivant la matrice de passage de $\mathcal{R}_i$ à $\mathcal{R}_j$:

$$[R_i^j] = \begin{bmatrix} x_{x_j,i} & x_{y_j,i} & x_{z_j,i} \\ y_{x_j,i} & y_{y_j,i} & y_{z_j,i} \\ z_{x_j,i} & z_{y_j,i} & z_{z_j,i} \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

Les deux repères étant orthonormés et directs, la matrice $[R_i^j]$ est une matrice de rotation. Ses coefficients traduisent directement les variations d'orientation entre les deux repères :

$$[R_i^j] = \begin{bmatrix} \cos(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j) & \cos(\mathbf{y}_i, \mathbf{x}_j) & \cos(\mathbf{z}_i, \mathbf{x}_j) \\ \cos(\mathbf{x}_i, \mathbf{y}_j) & \cos(\mathbf{y}_i, \mathbf{y}_j) & \cos(\mathbf{z}_i, \mathbf{y}_j) \\ \cos(\mathbf{x}_i, \mathbf{z}_j) & \cos(\mathbf{y}_i, \mathbf{z}_j) & \cos(\mathbf{z}_i, \mathbf{z}_j) \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

où $\cos(\mathbf{u}, \mathbf{v})$ désigne le cosinus de l'angle formé par les vecteurs $\mathbf{u}$ et $\mathbf{v}$.

La rotation inverse $[R_j^i]$, de $\mathcal{R}_j$ à $\mathcal{R}_i$ est égale à la matrice inverse de $[R_i^j]$, cette dernière se calculant aisément à l'aide de sa transposée :

$$[R_j^i] = [R_i^j]^{-1} = [R_i^j]^\top \quad (2.4)$$

Par ailleurs, un mouvement résultant d'une succession de rotations élémentaires s'exprime comme le produit des matrices de rotations associées à chacune des rotations élémentaires.

En combinant translation et rotation, les coordonnées d'un point M, exprimé dans le repère $\mathcal{R}_i$ sont reliées à ces coordonnées dans $\mathcal{R}_j$ par la relation :

$$\begin{bmatrix} x_{u,j} \\ y_{u,j} \\ z_{u,j} \end{bmatrix} = [t_i^j] + [R_i^j] \begin{bmatrix} x_{u,i} \\ y_{u,i} \\ z_{u,i} \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

Cette relation est fondamentale car elle permet d'exprimer tout point du système depuis n'importe quel repère.

2.2.1.3 — Transformations homogènes

Cette transformation peut toutefois être exprimée de manière plus compacte en utilisant les coordonnées homogènes. Cette formulation permet de synthétiser la translation et la rotation en un unique produit matriciel.

Pour cela, la matrice de transformation homogène est introduite :

$$[T_i^j] = \begin{bmatrix} [R_i^j] & [t_i^j] \\ [0 \ 0 \ 0] & 1 \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

La matrice de transformation est de dimension 4×4 , ce qui implique d'adapter les coordonnées des vecteurs et des points. Afin de ne pas alourdir les notations, nous conservons les mêmes symboles que ceux employés avec les coordonnées cartésiennes. Ainsi, un vecteur u désigne indifféremment ses coordonnées cartésiennes ou homogènes selon le contexte. Cette convention ne prête pas à confusion car les deux représentations contiennent une information identique et ne sont jamais employées simultanément.

En coordonnées homogènes, le vecteur u s'exprime dans le repère $\mathcal{R}_i$ par :

$$\begin{bmatrix} x_{u,i} \\ y_{u,i} \\ z_{u,i} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

Un point M s'exprime dans le repère $\mathcal{R}_i$ par les coordonnées :

$$\begin{bmatrix} x_{M,i} \\ y_{M,i} \\ z_{M,i} \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

Le produit matriciel suivant :

$$[T_i^j] \begin{bmatrix} x_{M,i} \\ y_{M,i} \\ z_{M,i} \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

est bien équivalent à la relation 2.5. La dernière coordonnée est toujours égale à 1 pour un point, et à 0 pour un vecteur. Ainsi, une transformation homogène peut s'appliquer indistinctement aux points, qui subissent à la fois les rotations et les translations, et aux vecteurs, qui ne sont affectés que par les rotations.

Les matrices de transformation conservent les propriétés de composition des matrices

de rotation mais leur inverse n'est plus égal à leur transposée. La transformation inverse de $[T_i^j]$ s'exprime par :

$$[T_i^j]^{-1} = \begin{bmatrix} [R_i^j]^\top & -[R_i^j]^\top [T_j^i] \\ [0 \ 0 \ 0] & 1 \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

Les éléments introduits jusqu'à présent permettent de décrire le mouvement d'un solide. La position et l'orientation initiales de $\mathcal{R}_i$ dans le repère absolu $\mathcal{R}_0$ s'expriment par la transformation $[T_0^i]_0$. Après application d'un mouvement quelconque, le solide atteint une nouvelle configuration décrite par la transformation $[T_0^i]_1$. La transformation associée au mouvement de $\mathcal{S}_i$ entre ces deux configurations s'écrit alors :

$$[T_i]_{0 \rightarrow 1} = [T_0^i]_0^{-1} [T_0^i]_1 \quad (2.11)$$

En décomposant le mouvement en une suite de n transformations élémentaires, la transformation globale résulte du produit successif des transformations élémentaires :

$$[T_i]_{0 \rightarrow n} = \prod_{k=1}^n [T_i]_{(k-1) \rightarrow k} \quad (2.12)$$

Dans la pratique, la configuration initiale du système dans le repère absolu, représentée par la transformation homogène $[T_0^i]_0$, est le plus souvent connue. Deux cas de figure se présentent alors :

- soit la trajectoire du système dans $\mathcal{R}_i$, représentée par la transformation $[T_0^i]_k$, est mesurée au cours du mouvement, ce qui permet à l'aide des relations précédemment établies, de déterminer le mouvement propre du système ;
- soit un mouvement est imposé au système, auquel cas la transformation $[T_i]_{(k-1) \rightarrow k}$ est connue. La position et l'orientation finales du solide dans $\mathcal{R}_0$ peuvent alors être calculées.

Ces considérations s'appliquent également aux mouvements relatifs entre solides, selon les mêmes principes.

2.2.2 Modélisation des articulations par des liaisons mécaniques

L'utilisation des transformations homogènes permet de décrire la position et le mouvement d'un système rigide en tout point. Cependant, cette description n'exploite pas la structure articulaire de la main. Pour en tenir compte, l'utilisation de chaînes cinématiques est pertinente.

Une chaîne cinématique représente la main comme un système de segments — les os — interconnectés par des liaisons mécaniques modélisant les articulations. Une liaison

impose des contraintes cinématiques à la jonction entre deux segments, limitant leurs mouvements relatifs.

Une liaison mécanique peut autoriser de 0 à 6 DDL, correspondant à trois translations et trois rotations.

Il existe une grande variété de liaisons (Chevalier, 2005) dont seul un échantillon est présenté ici, suffisant pour représenter les articulations de la main. En effet, la totalité des articulations mobiles de la main produit des mouvements de rotation. Ainsi, la liaison pivot, possédant un unique DDL en rotation, constitue donc un outil élémentaire pour la modélisation des articulations. La liaison sphérique à doigt permet deux DDL en rotation, tandis que la liaison sphérique en autorise trois. Aucune de ces articulations ne permet de translation. Par ailleurs, les liaisons sphériques et sphériques à doigt supposent que les axes de rotation sont orthogonaux et se croisent au centre de la liaison (Zatsiorsky, 1997; Bullock et al., 2012).

La liaison encastree ne présente aucun DDL et interdit tout mouvement entre deux segments. Lorsque plusieurs segments sont reliés par des liaisons encastrees, il est possible de les regrouper en un ensemble rigide dont la description cinématique est équivalente à celle d'un solide unique.

2.2.2.1 — Choix des liaisons

Articulations du carpe

Les os du carpe peuvent être considérés, en premier lieu, comme un solide unique composé d'os liés rigidement. Par ailleurs, l'assemblage de plusieurs segments reliés par des liaisons peut conduire à une liaison globale dont la mobilité est réduite. Les articulations CMC et IMC (figure 2.2) peuvent, par exemple, être modélisées par des liaisons planes, représentant le contact entre deux surfaces planes. Ces liaisons possèdent trois DDL : deux translations dans le plan et une rotation autour de la normale à ce plan. Toutefois, l'assemblage juxtaposé des os métacarpiens perpendiculairement aux os carpiens conduit à une liaison encastree. Ainsi, les métacarpiens des doigts longs sont considérés comme cinématiquement solidaires des os du carpe. Afin de mieux prendre en compte la mobilité de l'auriculaire lors du creusement de la paume, certains auteurs modélisent l'articulation CMC 5 à l'aide d'une liaison pivot (Devos, 2017; Bullock et al., 2012).

Articulations du poignet

L'ensemble des articulations du poignet autorise des rotations en A–A et en F–E. Il est fréquent de ne pas modéliser individuellement chaque articulation du poignet, mais de plutôt représenter l'ensemble par une liaison sphérique à doigt autorisant deux rotations.

Le centre de la liaison est placé approximativement au centre du capitatum (Youm et Yoon, 1979; Zatsiorsky, 1997). Une liaison pivot peut être ajoutée pour représenter les mouvements de pronation-supination (Rijpkema et Girard, 1991).

Articulations métacarpo-phalangiennes

Les articulations MCP autorisent des mouvements de rotation en A–A et en F–E. En supposant que les axes de rotation sont sécants et orthogonaux, l'articulation peut être modélisée par une liaison sphérique à doigt (Bullock et al., 2012; Hollister et al., 1992). La mobilité en A–A de l'articulation MCP du pouce étant limitée, cette dernière est parfois modélisée par une liaison pivot en F–E (Greibenstein et al., 2011; Devos, 2017).

Articulations interphalangiennes

Les articulations IP, qui ne présentent qu'une seule rotation en F–E, sont modélisées de façon consensuelle par des liaisons pivots (Devos, 2017; An et al., 1979; Stillfried et al., 2014). Par ailleurs, certains auteurs considèrent que les mouvements de flexion des doigts longs sont coplanaires, ce qui conduit à supposer que les axes de flexion des articulations MCP, IPP et IPD sont parallèles (An et al., 1979).

Articulation trapézo-métacarpienne

Enfin, l'articulation TMC est le plus souvent modélisée, par défaut, à l'aide d'une liaison sphérique en raison de la difficulté à caractériser précisément ses mouvements. Cette complexité s'explique notamment par la faible accessibilité de l'articulation, la présence de mouvements couplés, ainsi que par les déplacements passifs du trapèze lors des mouvements du pouce (Kapandji, 1982; Hollister et al., 1992; D'Agostino et al., 2017).

2.2.2.2 — Définition d'un schéma cinématique de la main complète

Le nombre total de DDL attribués à la main dans un modèle cinématique traduit un compromis entre précision et complexité. Ce compromis varie selon l'usage visé, qu'il s'agisse d'ergonomie, de robotique, d'animation ou de modélisation biomécanique (Devos, 2017). À titre d'exemple, Stillfried et al. (2014) ont proposé un modèle dont le nombre de DDL s'étend de 22 à 33, en fonction du niveau de précision requis pour reproduire des postures standardisées.

En outre, les études descriptives ou centrées sur la cinématique tendent à représenter les articulations avec un haut degré de détail, afin de restituer au mieux les mobilités anatomiques. En revanche, dans les modèles où la cinématique s'intègre au comportement mécanique global de la main — en simulation par EF (Hariri et al., 2021) ou en robotique (Bullock et al., 2012; Grebenstein et al., 2011) — le nombre de mobilités indépendantes

est souvent réduit pour limiter la complexité du contrôle de ces modèles.

2.2.2.3 — Limitations de la modélisation par des liaisons

En réalité, la plupart des articulations présentent des axes de rotation que ne sont ni sécants, ni orthogonaux (Hollister et al., 1992, 1995; Bullock et al., 2012). Ceux-ci peuvent être intégrés en modélisant séparément les mouvements de F–E et d’A–A à l’aide de liaisons pivots indépendantes, plutôt qu’en les combinant dans une liaison sphérique à doigt.

Par ailleurs, les modèles fondés sur des liaisons supposent un centre de rotation fixe, une hypothèse acceptable uniquement dans le cas de petits déplacements (Bullock et al., 2012). Néanmoins, les rotations articulaires résultent du glissement relatif de surfaces articulaires, dont la géométrie n’est pas parfaitement cylindrique et où les surfaces d’appui évoluent au cours du mouvement (Kapandji, 1982). Pour tenir compte de ces phénomènes, la notion d’axe instantané de rotation peut être introduite : le centre de rotation devenant alors mobile au cours du mouvement (Zatsiorsky, 1997). Cette description plus fidèle complexifie nettement la modélisation, d’autant que la trajectoire du centre de rotation est généralement erratique.

La considération des centres instantanés de rotation est rarement compatible avec les liaisons mécaniques, dans la mesure où les mouvements articulaires deviennent trop complexes pour être modélisés par les mobilités élémentaires d’une liaison. C’est pourquoi nous conservons, dans la suite, l’hypothèse simplificatrice d’axes de rotation fixes.

2.2.2.4 — Identification des paramètres des liaisons

Une fois le type de liaison établi, il est nécessaire d’identifier sur la main les paramètres qui la constituent : la position de son centre et l’orientation de ses axes.

Méthodes fonctionnelles et prédictives

Deux grandes approches permettent d’estimer les paramètres géométriques des liaisons articulaires : l’identification fonctionnelle et l’identification prédictive.

L’identification fonctionnelle vise à déterminer la position du centre de rotation et l’orientation des axes à partir de l’observation du mouvement articulaire. Plusieurs approches ont été proposées. Par exemple, Hollister et al. (1992, 1995) ont utilisé des dispositifs mécaniques appelés « axis finders » pour mesurer directement ces centres sur des sujets cadavériques. Les techniques plus répandues actuellement consistent à placer des marqueurs sur la peau et à suivre leur déplacement par capture de mouvements (Devos, 2017), ou à identifier directement des marqueurs sur les os grâce à l’imagerie médicale (Zhi Chan, 2018). Différentes méthodes d’exploitation des trajectoires mesurées per-

mettent ensuite d'estimer les centres de rotation — qu'ils soient fixes ou instantanés (Zatsiorsky, 1997).

Les méthodes fonctionnelles ne permettent pas de paramétrer un modèle générique, car elles nécessitent que le mouvement soit réalisé au préalable pour identifier la liaison ; une approche incompatible avec la modélisation, qui requiert cette liaison pour générer le mouvement. Dans le cadre d'un modèle développé à partir des données d'un sujet spécifique, l'utilisation de méthodes fonctionnelles nécessiterait de mettre en œuvre un protocole combinant la caractérisation du mouvement à la construction du modèle. Les résultats resteraient cependant difficilement généralisables, en raison de leur forte dépendance aux caractéristiques individuelles du sujet.

Identification anthropométrique

Les méthodes prédictives reposent uniquement sur la géométrie du squelette, sans recourir à l'enregistrement de mouvements réels. L'approche la plus simple consiste à extraire des grandeurs anthropométriques issues d'études fonctionnelles et à les normaliser. C'est ce qu'ont proposé Hollister et al. (1992, 1995) pour les axes de F–E et d'A–A des articulations TMC et MCP du pouce. De leur côté, Buchholz et al. (1992) ont identifié les centres de rotation en F–E des articulations MCP, IPP et IPD du majeur, en supposant les axes de rotation parallèles.

Estimation d'un centre de courbure

En raison de la forme circulaire des têtes distales des os métacarpiens et des phalanges, certains auteurs ont proposé d'approximer le centre de rotation par le centre de courbure de ces os (An et al., 1979, 1983; Buchholz et al., 1992). Cette approche repose toutefois sur une hypothèse géométrique relativement conceptuelle, et la procédure d'identification sur un os n'est jamais détaillée rigoureusement. De même, l'axe de rotation est considéré comme perpendiculaire au plan sagittal du doigt, sans que la méthode employée pour localiser ce plan ne soit explicitée.

Dans ce contexte, Figueroa et al. (2016) ont présenté une méthode fondée sur l'analyse en composantes principales des coordonnées d'une géométrie d'os obtenue par segmentation, permettant d'estimer les plans anatomiques. En s'appuyant sur ces travaux, Zhi Chan (2018) ont développé un algorithme permettant d'estimer la position du centre de rotation en exploitant la courbure de la surface osseuse.

La précision de ces méthodes reste difficile à quantifier, dans la mesure où la position « réelle » n'a pas d'existence physique, puisque le centre de rotation est un concept de modélisation. Néanmoins, les écarts entre les estimations géométriques et celles issues de méthodes fonctionnelles sont généralement de l'ordre du millimètre (Zhi Chan, 2018;

Buchholz et al., 1992).

2.3 Comportement mécanique des tissus biologiques

Nous venons de décrire les mouvements de la main en faisant l'hypothèse des corps rigides. Si celle-ci se justifie pour les os, elle ne s'applique pas aux tissus mous (peau, muscles, ligaments, etc.), qui présentent des comportements très différents. C'est pourquoi nous allons maintenant introduire quelques éléments théoriques issus de la mécanique des milieux continus afin de disposer des outils nécessaires pour les décrire. Nous aborderons ensuite les principales méthodes de caractérisation expérimentale de ces tissus, avant de présenter leurs propriétés mécaniques à l'échelle macroscopique.

2.3.1 Mécanique des milieux continus

Les concepts présentés dans cette section s'appuient sur les ouvrages de Maurel et al. (2014), Holzapfel (2000) et Lakes (2009), ainsi que sur la thèse de Saad (2003). Pour une présentation détaillée de l'hyperélasticité, le lecteur pourra se référer à l'ouvrage de Holzapfel (2000), et à celui de Lakes (2009) pour la viscoélasticité.

2.3.1.1 — Mesure des déformations

Considérons un point P situé à l'intérieur d'un solide déformable en mouvement, entre une configuration de référence définie au temps initial $t_0 = 0$ et une configuration déformée au temps t . Les vecteurs $\mathbf{X}$ et $\mathbf{x}$ représentent respectivement les coordonnées de P dans la configuration de référence et dans la configuration déformée.

Le mouvement de P est décrit par :

$$\mathbf{x} = \mathbf{x}(\mathbf{X}, t) \quad (2.13)$$

La différentiation de l'équation 2.13 par rapport aux coordonnées de la configuration de référence conduit à :

$$d\mathbf{x} = \frac{\partial \mathbf{x}(\mathbf{X}, t)}{\partial \mathbf{X}} d\mathbf{X} \quad (2.14)$$

Où l'opérateur $\cdot$ désigne le produit contracté de deux tenseurs.

Le gradient de déformation, noté $\mathbf{F}$, est alors introduit :

$$\mathbf{F} = \frac{\partial \mathbf{x}(\mathbf{X}, t)}{\partial \mathbf{X}} \quad (2.15)$$

Ce tenseur associe à chaque vecteur de la configuration de référence son image dans la configuration déformée.

À partir de $\mathbf{F}$, plusieurs tenseurs fondamentaux sont définis pour caractériser les déformations du milieu :

- $\mathbf{C} = \mathbf{F}^\top \cdot \mathbf{F}$ (tenseur de Cauchy–Green droit) (2.16)

- $\mathbf{B} = \mathbf{F} \cdot \mathbf{F}^\top$ (tenseur de Cauchy–Green gauche) (2.17)

- $\mathbf{E} = \frac{1}{2} (\mathbf{C} - \mathbf{I})$ (tenseur des déformations de Green–Lagrange) (2.18)

$\mathbf{A}^\top$ est le transposé du tenseur $\mathbf{A}$.

Le tenseur identité est noté $\mathbf{I}$. Sans entrer dans les détails, nous pouvons observer que les expressions de $\mathbf{C}$ et $\mathbf{B}$ évoquent celle du produit scalaire, qui peut rendre compte des variations de longueur et d'angle. Le tenseur $\mathbf{C}$ est utilisé pour évaluer ces changements à partir de la configuration de référence, tandis que $\mathbf{B}$ les mesure dans la configuration déformée. Le tenseur de Green–Lagrange $\mathbf{E}$ est défini afin de donner une mesure des déformations depuis la configuration de référence.

En cas de mouvements de corps rigides, $\mathbf{E}$ est nul car $\mathbf{C} = \mathbf{I}$.

Les élongations principales λ_i , souvent utilisées pour la caractérisation expérimentale de matériaux, sont directement reliées aux termes diagonaux de ces tenseurs :

$$\lambda_i = F_{ii} = \frac{\partial x_i}{\partial X_i}, \quad C_{ii} = \lambda_i^2, \quad E_{ii} = \frac{1}{2} (\lambda_i^2 - 1), \quad i = 1, 2, 3 \quad (2.19)$$

Le gradient de déformation $\mathbf{F}$ permet également d'évaluer la variation de volume :

$$J = \det(\mathbf{F}) = \frac{dv}{dV} \quad (2.20)$$

où dV et dv représentent respectivement un volume infinitésimal dans la configuration de référence et dans la configuration déformée. L'opérateur $\det$ désigne le déterminant d'un tenseur.

2.3.1.2 — Mesure des contraintes

Le tenseur des contraintes de Cauchy Σ , usuellement appelé contrainte vraie, permet de quantifier les efforts internes au sein d'un milieu déformé :

$$\mathbf{T}(\mathbf{x}, \mathbf{n}) = \Sigma \cdot \mathbf{n} \, ds \quad (2.21)$$

où $T(\mathbf{x}, \mathbf{n})$ correspond à l'effort exercé sur un élément de surface ds de normale $\mathbf{n}$, décrit dans la configuration déformée.

Le tenseur des contraintes de Cauchy est symétrique :

$$\boldsymbol{\Sigma}^T = \boldsymbol{\Sigma} = \begin{pmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{12} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{13} & \sigma_{23} & \sigma_{33} \end{pmatrix} \quad (2.22)$$

Les termes diagonaux représentent les contraintes normales, tandis que ses composantes hors-diagonale traduisent les contraintes en cisaillement.

La pression hydrostatique p est définie par :

$$p = -\frac{1}{3} \text{tr}(\boldsymbol{\Sigma}) \quad (2.23)$$

où l'opérateur tr désigne la trace d'un tenseur. En plus du tenseur des contraintes de Cauchy, deux autres tenseurs sont fréquemment utilisés :

- le premier tenseur des contraintes de Piola–Kirchhoff :

$$\mathbf{T} = J \boldsymbol{\Sigma} \cdot \mathbf{F}^{-T} \quad (2.24)$$

$\mathbf{A}^{-T}$ est le transposé du tenseur $\mathbf{A}^{-1}$ inverse du tenseur $\mathbf{A}$;

- le deuxième tenseur des contraintes de Piola–Kirchhoff (usuellement appelé contrainte de l'ingénieur) :

$$\mathbf{S} = \mathbf{F}^{-1} \cdot \boldsymbol{\Sigma} = J \mathbf{F}^{-1} \cdot \boldsymbol{\Sigma} \cdot \mathbf{F}^{-T} \quad (2.25)$$

Le tenseur $\mathbf{S}$, symétrique, s'exprime dans la configuration de référence. Il est particulièrement utile pour l'élaboration de lois de comportement.

2.3.1.3 — Réponse élastique du milieu

Jusqu'à présent, nous avons décrit indépendamment les déformations et les contraintes. Or, étudier le comportement mécanique d'un matériau revient justement à établir une relation entre les déformations et les contraintes. Nous nous intéresserons, dans un premier temps, à la réponse élastique du système. Un matériau est dit élastique lorsque, à un instant donné t , les contraintes ne dépendent que de l'état de déformation à cet instant, indépendamment de l'historique des déformations. Sauf mention contraire, nous considérons dans la suite que le matériau est isotrope, et qu'il ne présente ni déformations ni contraintes initiales.

En grandes déformations, l'élasticité peut être décrite à l'aide d'une relation constitu-

tive liant le gradient de la déformation $\mathbf{F}$ au deuxième tenseur des contraintes de Piola-Kirchhoff $\mathbf{S}$:

$$\mathbf{S} = \mathbf{S}(\mathbf{F}) \quad (2.26)$$

Cette relation doit respecter le principe d'objectivité, c'est-à-dire être invariante aux changements de repère et aux mouvements de corps rigide. Pour respecter ce principe, il est judicieux d'exprimer $\mathbf{S}$ en fonction de $\mathbf{C}$ ou $\mathbf{E}$, car, comme vu précédemment, un mouvement de corps rigide implique $\mathbf{C} = \mathbf{I}$ et $\mathbf{E} = 0$.

Les trois invariants de $\mathbf{C}$ sont définis par :

$$\begin{aligned} I_1 &= \text{tr}(\mathbf{C}) \\ I_2 &= \frac{1}{2} [\text{tr}(\mathbf{C})^2 - \text{tr}(\mathbf{C}^2)] \\ I_3 &= \det(\mathbf{C}) \end{aligned} \quad (2.27)$$

$\mathbf{C}^2 = \mathbf{C} \cdot \mathbf{C}$ et l'opérateur *det* désigne le déterminant d'un tenseur.

Ces trois invariants peuvent être exprimés à partir des élongations principales :

$$\begin{aligned} I_1 &= \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \\ I_2 &= \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2 \\ I_3 &= \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 \end{aligned} \quad (2.28)$$

Les équations 2.16 et 2.20 montrent que le troisième invariant correspond au carré de J :

$$I_3 = J^2 \quad (2.29)$$

En utilisant, entre autres, le théorème de Cayley-Hamilton, il est démontré que le tenseur $\mathbf{S}$ s'exprime sous la forme :

$$\mathbf{S}(\mathbf{C}) = a_0 \mathbf{I} + a_1 \mathbf{C} + a_2 \mathbf{C}^2 \quad (2.30)$$

où a_0 , a_1 et a_2 sont des fonctions de I_1 , I_2 et I_3 .

Cette équation met en évidence deux types de non-linéarités dans la relation $\mathbf{S} = \mathbf{S}(\mathbf{F})$:

- des non-linéarités comportementales, liées à la présence du terme quadratique en $\mathbf{C}$ et à la dépendance, possiblement non-linéaire, des coefficients a_0 , a_1 et a_2 aux invariants ;
- des non-linéarités géométriques, en raison de la dépendance non-linéaire du tenseur $\mathbf{C}$ vis-à-vis du gradient de déformation $\mathbf{F}$.

2.3.1.4 — Hyperélasticité

Un matériau isotrope est qualifié d'hyperélastique lorsque le premier tenseur des contraintes de Piola–Kirchhoff $\mathbf{T}$ dérive d'une densité d'énergie de déformation $W(\mathbf{F})$:

$$\mathbf{T} = \frac{\partial W(\mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}} \quad (2.31)$$

Cette relation peut également se formuler à l'aide des tenseurs $\mathbf{S}$, $\mathbf{C}$ et $\mathbf{E}$:

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial W(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} = \frac{\partial W(\mathbf{E})}{\partial \mathbf{E}} \quad (2.32)$$

Il est ensuite possible de démontrer que, pour un matériau isotrope, l'énergie de déformation W s'exprime uniquement en fonction des invariants de $\mathbf{C}$ ou, de manière équivalente, en fonction des élongations principales.

Certains matériaux présentent des comportements différents en cisaillement et en compression isostatique. C'est le cas des matériaux faiblement compressibles comme les tissus mous. Pour des raisons numériques notamment, il est judicieux d'exprimer l'énergie de déformation W comme la somme d'une contribution isochore W_{iso} , liée aux déformations à volume constant, et d'une contribution volumétrique W_{vol} associée aux variations de volume :

$$W = W_{iso} + W_{vol} \quad (2.33)$$

Cette relation repose sur la décomposition du tenseur $\mathbf{C}$ en une partie isochore et une volumétrique :

$$\mathbf{C} = (J^{2/3} \mathbf{I}) \cdot \bar{\mathbf{C}} \quad (2.34)$$

Le terme $J^{2/3} \mathbf{I}$ est associé aux déformations volumétriques, tandis que $\bar{\mathbf{C}}$ est associé aux déformations à volume constant. Des invariants réduits et des élongations principales réduites sont associées à $\bar{\mathbf{C}}$:

$$\bar{\lambda}_i = J^{-1/3} \lambda_i, \quad i = 1, 2, 3 \quad (2.35)$$

$$\begin{aligned} \bar{I}_1 &= J^{3/2} I_1 \\ \bar{I}_2 &= J^{4/3} I_2 \end{aligned} \quad (2.36)$$

L'énergie de déformation W peut ainsi s'exprimer sous la forme :

$$W = W_{iso}(\bar{I}_1, \bar{I}_2) + W_{vol}(J) \quad \text{ou} \quad W = W_{iso}(\bar{\lambda}_1, \bar{\lambda}_2, \bar{\lambda}_3) + W_{vol}(J) \quad (2.37)$$

Plusieurs formes de W_{vol} existent mais sont généralement imposées par le solveur

éléments-finis utilisé. Celle implémentée dans LS-Dyna s'exprime en fonction du module d'incompressibilité K :

$$W_{vol} = K(J - 1 - \ln J) \quad (2.38)$$

Le module d'incompressibilité K des matériaux faiblement compressibles étant très supérieur au module de cisaillement, toute variation de volume entraîne une augmentation plus rapide du terme volumétrique W_{vol} que du terme isochore. W_{vol} peut être interprété comme une fonction de pénalisation, traduisant le coût énergétique élevé des changements de volume pour ce type de matériau.

Dans le cas d'un matériau incompressible, les variations de volume étant nulles, le jacobien J est constant et égal à 1, rendant W_{vol} nul. Ce cas particulier, que nous n'aborderons pas ici, implique l'introduction d'un multiplicateur de Lagrange pour imposer la contrainte d'incompressibilité.

La partie isochore de l'énergie de déformation W_{iso} peut s'exprimer comme une série de produits de polynômes de $\bar{I}_1$ et $\bar{I}_2$ (Ogden, 1984). Toutefois, cette formulation générale est difficilement exploitable en pratique. Nous nous limiterons donc ici à quelques formes particulières, couramment employées pour modéliser les tissus mous.

Modèle néo-hookéen (Rivlin, 1948)

$$W_{iso} = C_1 (\bar{I}_1 - 3) \quad (2.39)$$

où C_1 est une constante matérielle, reliée au module de cisaillement élastique μ par la relation $C_1 = \frac{\mu}{2}$. Le modèle néo-hookéen est généralement utilisé jusqu'à environ 50 % de déformation.

Modèle de Mooney–Rivlin (Mooney, 1940)

$$W_{iso} = C_1 (\bar{I}_1 - 3) + C_2 (\bar{I}_2 - 3) \quad (2.40)$$

où C_1 et C_2 sont des paramètres du modèle. Le modèle de Mooney-Rivlin est généralement utilisé jusqu'à environ 150 % de déformation.

Modèle d'Ogden (Ogden, 1972)

$$W_{iso} = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\bar{\lambda}_1^{\alpha_p} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_p} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_p} - 3) \quad (2.41)$$

où λ_p , α_p et N sont des paramètres du modèle. En augmentant la valeur de N , le modèle d'Ogden donne des résultats précis jusqu'à des niveaux importants de déformation mais le nombre de paramètres à identifier augmente. Ces paramètres peuvent être reliés au module de cisaillement élastique μ :

$$2\mu = \sum_{p=1}^N \mu_p \alpha_p \quad \mu_p \alpha_p > 0 \quad p = 1 \dots N \quad (2.42)$$

L'expression en fonction des élongations principales est appréciée pour l'identification des paramètres du modèle car elle permet une comparaison directe avec les mesures obtenues lors d'essais en déformation simple.

En synthèse, ces lois permettent de décrire le comportement en grande déformation des matériaux solides, mais au prix d'une complexité croissante et d'un nombre accru de paramètres (par exemple, six paramètres pour le modèle d'Ogden avec $N = 3$). Cette complexification se fait généralement au détriment du sens physique de ces paramètres. Par ailleurs, ces derniers sont souvent identifiés pour un mode de déformation donné (traction uniaxiale, cisaillement pur, traction biaxiale), sans garantie que le matériau adopte un comportement identique sous d'autres sollicitations.

2.3.1.5 — Comportement élastique linéaire

En faisant l'hypothèse que le matériau suit un comportement linéaire, le tenseur $\mathbf{S}$ s'exprime :

$$\mathbf{S} = \lambda \operatorname{tr}(\mathbf{E}) \mathbf{I} + 2\mu \mathbf{E} \quad (2.43)$$

où λ et μ sont les coefficients de Lamé.

Cette relation introduit une relation linéaire entre $\mathbf{S}$ et $\mathbf{E}$, mais $\mathbf{E}$ reste non-linéaire vis-à-vis de $\mathbf{F}$.

Pour obtenir une description entièrement linéaire du comportement mécanique, il est nécessaire d'introduire l'hypothèse des petites perturbations, selon laquelle les configurations de référence et déformée sont suffisamment proches pour être confondues. Une conséquence importante du régime de déformations linéaires est l'équivalence de tous les tenseurs de déformations et de contraintes. Dans ce cadre, le tenseur ε désigne la linéarisation du tenseur de Green–Lagrange $\mathbf{E}$, et σ , la linéarisation du tenseur des contraintes de Cauchy Σ .

La relation entre les contraintes σ_{ij} et les déformations ε_{ij} peut être décrite par la loi de Hooke, avec $i, j \in \{1, 2, 3\}$. Pour un matériau isotrope, le comportement élastique peut être entièrement caractérisé par deux paramètres, comme les coefficients de Lamé, ou

le module d'élasticité E et le coefficient de Poisson ν :

$$\begin{bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ 2\sigma_{ij} \end{bmatrix} = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ 2\varepsilon_{ij} \end{bmatrix} \quad (2.44)$$

Ces éléments permettent d'introduire le cas le plus simple d'anisotropie : l'isotropie transverse, caractérisée par une symétrie de révolution des propriétés mécaniques autour d'un axe. De nombreux tissus biologiques agencés autour de faisceaux de fibres présentent ce comportement. Un matériau isotrope transverse est décrit par 5 paramètres indépendants $E_1, E_2, \mu_{12}, \nu_{12}, \nu$:

$$\begin{bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ 2\varepsilon_{13} \\ 2\varepsilon_{23} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{21}}{E_2} & -\frac{\nu_{21}}{E_2} & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\nu}{E_2} & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{12}}{E_1} & -\frac{\nu}{E_2} & \frac{1}{E_2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{\mu_{12}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{2(1+\nu)}{E_2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{13} \\ \sigma_{23} \end{bmatrix} \quad (2.45)$$

où

$$\nu_{ij} = \nu_{ji} \frac{E_j}{E_i}$$

2.3.2 Comportement viscoélastique linéaire

Dans la partie précédente, nous avons étudié la relation entre déformations et contraintes sans tenir compte de leur évolution dans le temps. De nombreux matériaux, notamment les tissus biologiques, présentent un comportement viscoélastique, c'est-à-dire dépendant du temps.

2.3.2.1 — Équations constitutives

Cette dépendance temporelle se manifeste par plusieurs phénomènes caractéristiques :

- le fluage : sous une contrainte constante, la déformation continue d'augmenter avec le temps ;
- la relaxation : sous une déformation constante, la contrainte diminue progressivement ;
- l'hystérésis : lors de sollicitations cycliques, une partie de l'énergie mécanique est dissipée.

Nous abordons ici les bases de la viscoélasticité dans le cadre linéaire isotrope, en négligeant les effets de vieillissement et de température. Ce cadre permet de s'appuyer sur le principe de superposition de Boltzmann, selon lequel la réponse d'un matériau

à une sollicitation composée est la somme des réponses individuelles à chacune des sollicitations élémentaires.

Il en résulte que la connaissance des fonctions de relaxation (ou de fluage) permet de prédire la réponse du matériau à tout historique de contraintes ou de déformations.

Dans ce contexte, l'évolution temporelle du tenseur des contraintes s'exprime sous la forme d'une intégrale héréditaire :

$$\sigma(t) = \int_0^t \lambda(t - \tau) \operatorname{tr} \left(\frac{\partial \varepsilon}{\partial \tau} \right) d\tau \mathbf{I} + \int_0^t 2\mu(t - \tau) \frac{\partial \varepsilon}{\partial \tau} d\tau \quad (2.46)$$

où $\lambda(t)$ et $\mu(t)$ désignent les coefficients de Lamé, ε et σ , les tenseurs linéarisés des contraintes et des déformations ; toutes ces grandeurs dépendant maintenant du temps.

En décomposant le tenseur des déformations en composantes volumique et déviatorique :

$$\varepsilon'(t) = \varepsilon(t) - \frac{1}{3} \operatorname{tr}(\varepsilon(t)) \mathbf{I} \quad (2.47)$$

l'expression 2.46 peut être exprimée en fonction de K et μ , les modules d'incompressibilité et de cisaillement :

$$\sigma(t) = \int_0^t 2\mu(t - \tau) \frac{\partial \varepsilon}{\partial \tau} d\tau + \int_0^t K(t - \tau) \operatorname{tr} \left(\frac{\partial \varepsilon'}{\partial \tau} \right) d\tau \quad (2.48)$$

$K(t)$ et $\mu(t)$ correspondent aux fonctions de relaxation. Le choix de ces fonctions permet de décrire le comportement viscoélastique linéaire du matériau. Nous donnerons ici quelques exemples, formulés à l'aide de la fonction $\mu(t)$ dans le cas unidimensionnel.

2.3.2.2 — Modèles rhéologiques

Une première approche consiste à définir les fonctions de relaxation à l'aide de systèmes unidimensionnels idéalisés, appelés modèles rhéologiques. Ces modèles peuvent être représentés comme des assemblages de ressorts et d'amortisseurs. Le ressort modélise un comportement idéalement élastique (figure 2.7a), tandis que l'amortisseur représente le comportement d'un solide idéalement visqueux (figure 2.7b). Dans ces assemblages, une connexion en série implique l'addition des déformations, tandis qu'une connexion en parallèle implique l'addition des contraintes. L'assemblage global conduit à une équation différentielle linéaire liant la contrainte à la déformation.

Modèles de Maxwell et Voigt

Les modèles rhéologiques les plus simples sont ceux de Maxwell (figure 2.8a) et de Voigt (figure 2.8b). Le modèle de Maxwell, constitué d'un ressort et d'un amortisseur en série,



FIGURE 2.7 – Éléments rhéologiques fondamentaux

reproduit correctement la décroissance de la contrainte lors d'un échelon de déformation. Toutefois, la relaxation asymptotique conduit à une contrainte nulle et la modélisation du fluage fournit des résultats erronés.

Le modèle de Voigt, composé d'un ressort et d'un amortisseur en parallèle, permet quant à lui de prédire l'augmentation progressive de la déformation en fluage mais il donne des résultats incohérents en relaxation.

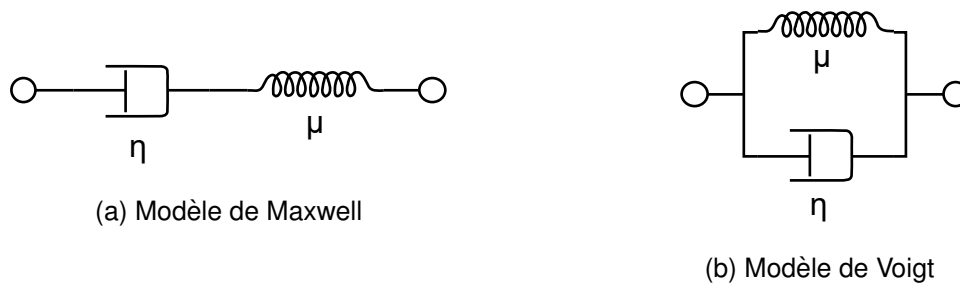


FIGURE 2.8 – Modèles rhéologiques élémentaires

Modèles de Zener et « Standard linear solid » (SLS)

Les modèles de Zener (figure 2.9a) et standard linear solid (SLS) (figure 2.9b) sont les plus simples capables de reproduire à la fois les phénomènes de relaxation et de fluage. Le modèle de Zener peut être vu comme un modèle de Voigt monté en série avec un ressort, tandis que le modèle SLS correspond à un modèle de Maxwell en parallèle avec un ressort. Ces deux formulations sont équivalentes, à une différence d'écriture près.

Le modèle SLS conduit à l'équation différentielle :

$$\sigma + \frac{\nu_1}{\mu_1} \dot{\sigma} = \mu_\infty \varepsilon + \frac{\nu_1(\mu_\infty + \mu_1)}{\mu_1} \dot{\varepsilon} \quad (2.49)$$

La résolution du modèle pour un échelon de déformation conduit à l'expression suivante de la fonction de relaxation :

$$\mu(t) = \mu_\infty + \mu_1 e^{\frac{-t}{\tau_r}} \quad (2.50)$$

où μ_∞ désigne le module de cisaillement asymptotique après une relaxation infinie, et $\tau_r = \frac{\eta_1}{\mu_1}$ représente le temps caractéristique de relaxation.

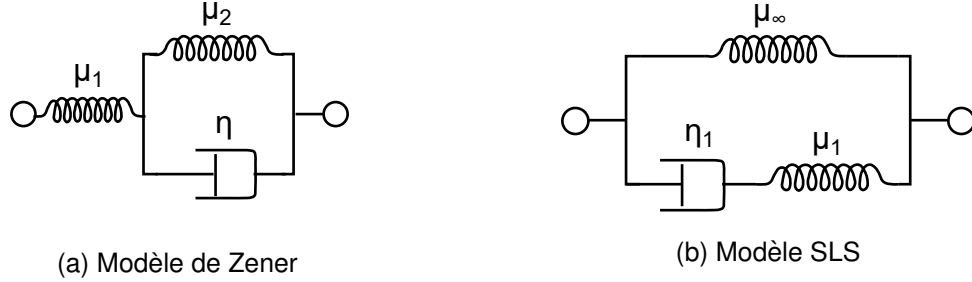


FIGURE 2.9 – Modèles rhéologiques simples

Modèle de Maxwell généralisé

Pour modéliser des comportements viscoélastiques plus complexes, plusieurs modèles de Maxwell peuvent être assemblés en parallèle (figure 2.10). Cette configuration est connue sous le nom de modèle de Maxwell généralisé. De façon analogue au modèle SLS, la fonction de relaxation associée à un échelon de déformation s'exprime :

$$\mu(t) = \mu_\infty + \sum_{i=1}^N \mu_i e^{-t/\tau_i} \quad (2.51)$$

Ce développement en une somme d'exponentielles décroissantes est connu sous le nom de série de Prony.

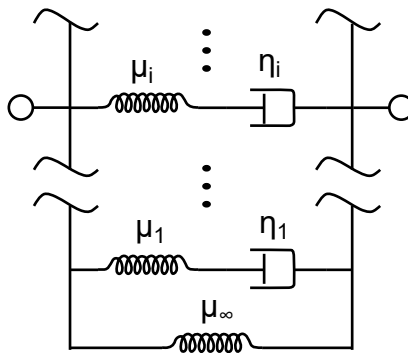


FIGURE 2.10 – Modèle rhéologique de Maxwell généralisé

2.3.2.3 — Modèle Box Spectrum

La relaxation ne peut pas toujours être décrite de manière satisfaisante par une simple somme d'exponentielles. D'autres fonctions ont donc été introduites pour mieux décrire

la viscoélasticité des matériaux. Par exemple, l'introduction d'un spectre de relaxation H permet de modéliser des comportements impliquant des temps caractéristiques de relaxation répartis sur plusieurs décades :

$$\mu(t) = \mu_{\infty} + \int_0^{\infty} \frac{H(\tau)}{\tau} e^{-t/\tau} d\tau \quad (2.52)$$

Plusieurs choix de spectres sont possibles. Par exemple, le modèle Box Spectrum est défini par :

$$H(\tau) = \begin{cases} H_0, & \tau_1 \leq \tau \leq \tau_2, \\ 0, & \tau < \tau_1 \text{ ou } \tau > \tau_2. \end{cases} \quad (2.53)$$

2.3.2.4 — Formulation dynamique

Lorsqu'un matériau est soumis à des sollicitations périodiques (vibrations, propagation d'ondes mécaniques, etc.), une formulation dans le domaine fréquentiel est privilégiée à celle dans le domaine temporel. L'application de la transformée de Fourier à la fonction de relaxation permet alors d'introduire le module complexe :

$$\hat{\mu}(\omega) = \mu'(\omega) + i\mu''(\omega) \quad (2.54)$$

où ω représente la pulsation, liée à la fréquence d'excitation f par la relation : $\omega = 2\pi f$. La partie réelle $\mu'(\omega)$ est appelée module de stockage et traduit la réponse élastique du matériau ; la partie imaginaire $\mu''(\omega)$ est appelée module de perte et traduit sa dissipation.

Les propriétés viscoélastiques peuvent être caractérisées expérimentalement par des essais cycliques, au cours desquels les modules de stockage et de perte sont directement mesurés en fonction de la fréquence.

2.3.2.5 — Viscoélasticité linéaire en grandes déformations

La description linéaire de la viscoélasticité reste inadaptée pour représenter fidèlement le comportement des matériaux les plus complexes. Deux limitations majeures en découlent : la fonction de relaxation est supposée indépendante du niveau de déformation, et les déformations doivent rester de faible amplitude.

L'hypothèse de petites déformations, propre à la viscoélasticité linéaire, entre en conflit avec la description en grande déformation des matériaux hyperélastiques. Plusieurs théories ont été développées pour faire coexister ces deux régimes, notamment celle de la quasi-linear viscoelasticity (Kohandel et al., 2008)), qui consiste, en simplifiant, à séparer les grandes déformations, considérées comme indépendantes du temps, des déformations viscoélastiques, supposées linéaires autour d'un point de fonctionnement fixé par la grande déformation. La contribution hyperélastique peut être interprétée

comme un ressort non linéaire représentant la relaxation asymptotique μ_∞ du modèle généralisé de Maxwell (figure 2.10).

Sans entrer dans les détails numériques, la formulation utilisée dans le solveur LS-Dyna pour les matériaux hyperélastiques faiblement compressibles, repose sur une approche conceptuellement similaire : une composante hyperélastique indépendante du temps est combinée à une contribution visqueuse appliquée à la partie déviatorique du taux de déformation — tenseur traduisant localement la vitesse de déformation du matériau (LS-DYNA Dev, 2022).

2.3.3 Caractérisation des propriétés mécaniques des tissus biologiques

L'identification des propriétés mécaniques des tissus biologiques nécessite de mettre en œuvre des moyens de caractérisation spécifiques. La plupart des techniques employées dérivent de la métrologie utilisée sur les matériaux inertes et de l'imagerie médicale (Arnold et al., 2023). Nous présentons ci-dessous un aperçu de ces techniques, en soulignant les problématiques principales liées à l'étude de tissus biologiques.

2.3.3.1 — Tests mécaniques *ex vivo*

Les tests mécaniques *ex vivo* consistent à soumettre un échantillon calibré à des sollicitations mécaniques contrôlées : traction uniaxiale (figure 2.11b) ou biaxiale, cisaillement pur, compression isostatique, etc. (Snyder et Lee, 1975; Ristaniemi et al., 2018; Arnold et al., 2023). Les efforts et les déplacements exercés sur l'échantillon sont mesurés afin d'en déduire, lorsque les hypothèses le permettent, les contraintes et déformations des tissus. Certains tests portent sur des organes entiers, par exemple les os longs ou les tendons, notamment lors de mesures de résistance à la rupture (Fung et Cowin, 1994; Wren et al., 2001). Lorsque le chargement reste suffisamment lent pour négliger les effets visqueux, il est possible de déduire des mesures les propriétés élastiques des tissus les plus rigides (os, tendons, ligaments), ou d'identifier les paramètres de lois de comportement hyperélastique (Arnold et al., 2023; Fung et Cowin, 1994; Liao et al., 2015; Wren et al., 2001). L'anisotropie des tissus est mise en évidence par des essais sollicitant le matériau dans plusieurs directions (Groves et al., 2013). Le comportement viscoélastique se manifeste sous des sollicitations temporelles : un échelon de contrainte permet de mesurer le fluage, tandis qu'un échelon de déformation met en évidence la relaxation (Dunn et Silver, 1983). Des essais cycliques à vitesse constante qualifient l'hystérésis du matériau (Constantinesco, 1980). L'analyse mécanique dynamique (DMA) permet, à l'aide de chargements harmoniques, d'extraire les modules de stockage et de perte selon la fréquence (Holt et al., 2008).

Ces techniques requièrent la préparation d'éprouvettes (figure 2.11a), une étape plus

complexe que pour des matériaux conventionnels. Après prélèvement, les tissus se dégradent rapidement (Navindaran et al., 2023), et les méthodes de conservation peuvent en altérer les propriétés (Liao et al., 2015). Quant au prélèvement, pour être exploitable, il exige que les tissus soient dissociables des structures adjacentes, et qu'ils disposent d'un volume et d'une tenue suffisants pour être manipulés et montés dans un dispositif d'essai (Navindaran et al., 2023). Par ailleurs, certains tissus comme les ligaments ou la peau sont contraints *in situ* ; une fois extraits, cette contrainte disparaît et il est difficile de la reproduire expérimentalement. (Jacquet et al., 2008; Maurel et al., 2014; Kapandji, 1982).

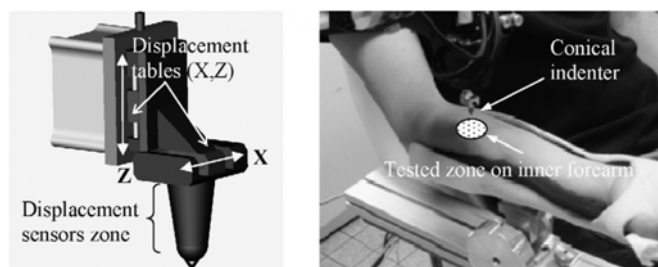


FIGURE 2.11 – (a) Découpe d'une éprouvette dans un prélèvement de ligament du genou ; (b) essai de traction réalisé sur cette éprouvette (Ristaniemi et al., 2018)

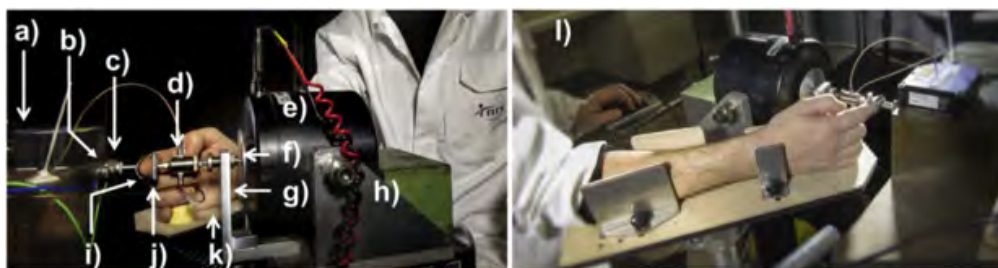
2.3.3.2 — Tests mécaniques *in vivo*

Les tests mécaniques *in vivo* consistent généralement à solliciter la peau d'un sujet, entraînant indirectement la mise en contrainte des tissus sous-jacents. Plusieurs techniques sont employées, parmi lesquelles l'indentation, la succion ou encore l'extensométrie (Zahouani et al., 2011). Nous nous concentrons ici sur l'indentation : une petite sonde (indenteur) est enfoncée à la surface de la peau, et les efforts résultant du contact sont mesurés (figure 2.12a). Cette technique permet de caractériser les tissus mous superficiels tels que la peau, la chair ou les muscles. À faibles déformations, les propriétés élastiques peuvent être estimées à partir de théories de contact (Khaothong, 2010; Zahouani et al., 2009). L'indentation est moins discriminante que certains essais *ex vivo* car elle déforme simultanément plusieurs tissus dans toutes les directions. Pour obtenir des paramètres matériaux, une identification par méthode inverse est souvent nécessaire : le test doit alors être reproduit numériquement à l'aide d'un modèle par EF (Clemen et al., 2017; Noël, 2018). En contrepartie, les essais *in vivo* préservent les conditions physiologiques de fonctionnement des organes testés. Ils sont donc susceptibles de fournir une représentation plus fidèle du comportement *in situ* des tissus biologiques (Jacquet et al., 2008). Comme pour les essais sur éprouvette, la vitesse et le mode de sollicitation (échelon, cyclique, harmonique) permettent de caractériser les propriétés viscoélastiques

(Suzuki et al., 2017; Noël, 2017b). Lors des essais par DMA, l'indenteur est fixé à un excitateur électrodynamique, également appelé pot vibrant (figure 2.12b). Ce dispositif comprend une partie fixe, constituée d'un aimant et de bobines, qui génère une force électromagnétique sur un axe mobile — l'équipage — auquel l'instrumentation est attachée.



(a) Indentation quasi-statique sur l'avant-bras (Pailler-Mattei et al., 2008)



(b) Mesure de la viscoélasticité des phalanges par DMA (Noël, 2017b)

FIGURE 2.12 – Dispositifs d'indentation *in vivo*

2.3.3.3 — Élastographie ultrasonore

Les mesures par élastographie offrent des perspectives intéressantes car elles permettent de cartographier, de manière non invasive, la raideur des tissus mous *in vivo*. Elles s'appuient sur la propagation d'ondes acoustiques (Gennisson et al., 2013), magnétiques (Venkatesh et al., 2013) ou optiques (Kennedy et al., 2017). Nous fixons ici notre attention sur l'élastographie ultrasonore, qui est certainement la méthode la plus répandue en raison de sa simplicité de mise en œuvre et de sa maturité technologique. En particulier, la technique dite supersonic shear imaging (SSI) (Tanter et al., 2008), dérivée de l'élastographie par ondes de cisaillement, ne nécessite pas de précontraindre des tissus. Celle-ci repose sur la focalisation successive de pressions de radiation à l'intérieur du tissu à l'aide d'une sonde échographique dédiée. Cette excitation génère des ondes sphériques, dont l'interférence produit une onde de cisaillement quasi-plane. Les transducteurs de la sonde enregistrent ensuite à plusieurs milliers d'images par seconde la propagation de l'onde (figure 2.13a). En supposant le milieu homogène, isotrope, linéaire et non dispersif, la vitesse de propagation de l'onde permet d'estimer le module de cisaillement local du tissu (Gennisson et al., 2013). Outre son utilisation

clinique, notamment pour la détection de tumeurs (Tanter et al., 2008), l'élastographie SSI est utilisée pour caractériser les propriétés mécaniques des muscles et suivre leur évolution en fonction du niveau de contraction (Deffieux et al., 2009; Gennisson et al., 2010; Bouillard et al., 2011; Nordez et Hug, 2010). En modifiant l'orientation relative de la sonde par rapport aux fibres, il est possible d'évaluer l'anisotropie des tissus (Ngo et al., 2022). L'équipement relativement léger requis par l'élastographie ultrasonore rend cette technique adaptée aux environnements contraints, comme celui de la main (Bouillard et al., 2011; Vauthier et al., 2023) (figure 2.13b). En outre, l'onde de cisaillement générée présente un spectre fréquentiel étendu (de l'ordre de 50–500 Hz). En prenant en compte la dispersion du milieu, la technique dite shear wave spectroscopy (SWS) permet de mesurer la variation de la vitesse de propagation en fonction de la fréquence, à partir de laquelle peuvent être identifiés des modèles rhéologiques simples (Gennisson et al., 2010; Zhou et Zhang, 2018).

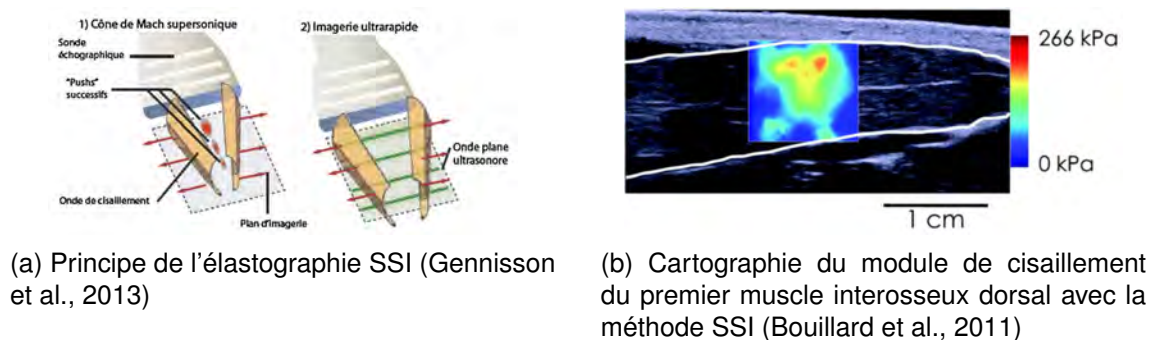


FIGURE 2.13 – Elastographie Supersonic Shear Imaging (SSI)

2.3.3.4 — Limitations communes

Malgré la diversité des techniques disponibles, certaines limites demeurent dans l'identification des paramètres matériaux. Tout d'abord, les procédés d'élastographie ultrasonore disponibles commercialement, ne permettent, à ce jour, d'accéder qu'à des paramètres élastiques linéaires, alors que les tissus mous biologiques présentent un comportement fortement hyperélastique (Maurel et al., 2014). De manière générale, l'identification analytique de paramètres élastiques — fondée sur des approximations valables en petites déformations — repose sur des hypothèses difficiles à respecter (et même à vérifier) dans le cas des tissus biologiques. L'identification de paramètres hyperélastiques, quant à elle, requiert la modélisation numérique de l'essai, introduisant de nouvelles sources d'erreur. Les paramètres identifiés permettent généralement de retrouver avec fidélité les résultats de l'essai ayant servi à l'identification mais leur capacité à prédire d'autres sollicitations reste limitée (Hollander et al., 2011). Pour pallier ces limitations, certains travaux proposent de coupler des tests mécaniques à de l'imagerie, en combinant par exemple l'élastographie à des essais de traction ou d'indentation (Ranger et al., 2023; Eby et al.,

2013).

Enfin, la variabilité intra-individuelle (emplacement du tissu, hydratation...) et inter-individuelle (âge, état de santé...) influencent fortement les propriétés mécaniques mesurées (Jacquet et al., 2017; Zahouani et al., 2011; Flatres et al., 2020), rendant la comparaison entre les études difficile et limitant la généralisation des résultats. Il en résulte une importante dispersion des données rapportées dans la littérature (Urban et al., 2013).

2.3.4 Comportement mécanique des tissus de la main

L'objectif de cette sous-section n'est pas d'établir une liste de paramètres de lois de comportement (Arnold et al., 2023), mais de présenter les grandes caractéristiques mécaniques des tissus de la main à l'échelle macroscopique. On désigne ici par tissus mous les structures présentant de grandes déformations lors des mouvements de la main : la peau, les muscles, les tendons et les ligaments. Ces tissus, principalement composés d'eau, sont faiblement compressibles (Gennisson et al., 2013). Les autres tissus fibreux de la main ne seront pas décrits ; il peut être considéré, en première approximation, que leurs propriétés sont similaires à celles des ligaments (Kapandji, 1982; Fung, 1993).

Peau et tissu sous-cutané

La peau est un tissu composé de trois couches : l'épiderme, le derme et l'hypoderme. Chacune possède des propriétés mécaniques distinctes, mais le comportement global est dominé par le derme (Elouneg et al., 2023). D'une épaisseur millimétrique, le derme est constitué de fibres de collagène et d'élastine organisées en réseau désordonné, ainsi que de substance fondamentale (Maurel et al., 2014). La figure 2.14 illustre son comportement typique en contrainte-déformation. Au repos, les fibres de collagène sont ondulées. À faible déformation (1), l'élastine, très souple, domine et la réponse est quasi-linéaire. Avec l'augmentation de la déformation (2), les fibres de collagène s'alignent et la raideur augmente. À forte déformation (3), ces fibres sont tendues et le tissu retrouve une réponse quasi-linéaire mais fortement rigide. Bien que le collagène et l'élastine présentent individuellement des propriétés élastiques, le comportement global est hyperélastique. La peau, hétérogène et anisotrope, est naturellement soumise à une tension sur l'ensemble du corps (Jacquet et al., 2008). La substance fondamentale lui confère une viscoélasticité non-linéaire, dépendante du niveau de sollicitation (Fung et Cowin, 1994). Grâce à son accessibilité, la peau a fait l'objet de nombreuses caractérisations *in vivo* (Elouneg et al., 2023). Les tests *ex vivo* permettent quant à eux d'étudier séparément les différentes couches (Wu et al., 2007a). Le module d'Young, dans une hypothèse linéaire isotrope, est de l'ordre de 1 MPa (Pailler-Mattéi et Zahouani,

2004).

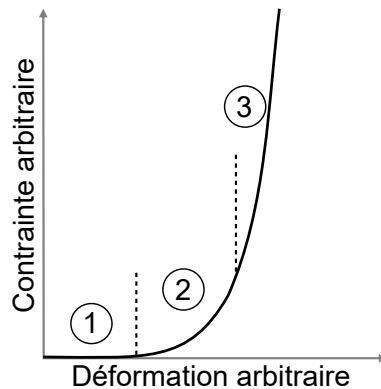


FIGURE 2.14 – Comportement mécanique typique de la peau : 1) l'élastine domine ; 2) le collagène s'étire ; 3) les fibres étirées de collagène dominent

Tendon et ligament

Les tendons et les ligaments sont des tissus fibreux dont le comportement mécanique est fortement anisotrope. Dans les tendons, les fibres de collagène sont orientées selon l'axe du complexe musculo-tendineux, conférant une isotropie transverse par symétrie de rotation autour de cet axe. À l'inverse, les ligaments présentent une organisation fibreuse plus irrégulière (Maurel et al., 2014). Soumis à un niveau de précontrainte physiologique, ces tissus se comportent de manière relativement linéaire en contrainte-déformation (Maurel et al., 2014). Ils présentent un comportement viscoélastique non linéaire (Maurel et al., 2014; Tang et al., 2011). Les tendons, du fait de leur géométrie longiligne et de leurs sollicitations *in situ*, sont bien adaptés à une caractérisation en traction (Fung et Cowin, 1994; Wren et al., 2001). Ils sont également accessibles à certaines techniques *in vivo* comme l'élastographie ultrasonore (Brum et al., 2014), contrairement aux ligaments dont la structure hétérogène et la faible accessibilité limitent l'exploration *in vivo*; leur caractérisation repose essentiellement sur des essais mécaniques *ex vivo* (Navindaran et al., 2023; Liao et al., 2015). Dans leur domaine élastique, le module d'Young des tendons et des ligaments est de l'ordre de 500 MPa (Wren et al., 2001; Liao et al., 2015).

Muscle squelettique

Le muscle squelettique est constitué de fibres musculaires arrangées en faisceaux, orientées selon la pennation du muscle. Cette architecture confère au muscle des propriétés isotropes transverses. Le tissu musculaire présente un comportement passif hyperélastique similaire à celui des autres tissus mous : très souple à faibles déformations (module d'élasticité de l'ordre de 10 kPa), il se rigidifie fortement en grandes déformations (Maurel et al., 2014; Arnold et al., 2023). Il présente également une viscoélasticité non

linéaire (Fung et Cowin, 1994).

Le muscle se distingue toutefois par sa capacité contractile. Les fibres musculaires contiennent des myofibrilles, elles-mêmes constituées de sarcomères, unités fonctionnelles de la contraction (Maurel et al., 2014). Lors d'une contraction isométrique, la raideur et la viscosité du muscle sont modifiées (Gennisson et al., 2010). Sur une large plage de niveaux de contraction, la raideur augmente linéairement avec la force développée, ou avec la tension mesurée par électromyographie, fréquemment utilisée comme indicateur du niveau d'activation musculaire (Ateş et al., 2015; Bouillard et al., 2011). L'augmentation de raideur se manifeste principalement dans la direction longitudinale aux fibres (Gennisson et al., 2010). À 40 % de contraction volontaire, Bouillard et al. (2011) rapportent un module d'Young longitudinal d'environ 300 kPa.

La caractérisation *in vivo* repose soit sur des méthodes indirectes, telles que l'indentation (Clemen et al., 2017), soit sur des techniques plus directes comme l'élastographie (Hug et al., 2015). Les propriétés passives du muscle peuvent également être étudiées *ex vivo* (Arnold et al., 2023).

Os

L'os est un matériau composite, constitué de fibres de collagène et d'une matrice minérale. Ses propriétés mécaniques dépendent à la fois de sa composition et de sa structure, laquelle est extrêmement hétérogène. De façon schématique, l'os cortical forme la périphérie rigide de l'os, tandis que la région centrale est occupée par l'os spongieux, organisé en lamelles. L'os cortical représente environ 70 % de la masse osseuse et assure l'essentiel de la résistance mécanique, bien que la répartition entre os cortical et spongieux varie selon les types d'os (long, court, sésamoïde) (Martin et al., 2015; Fung et Cowin, 1994).

L'os cortical est généralement modélisé comme un matériau élastique isotrope, bien que sa capacité de déformation soit restreinte : il se fracture à de faibles niveaux de déformation. Son module d'Young longitudinal est d'environ 18 000 MPa et sa masse volumique avoisine 2 kg.m⁻³ (Fung et Cowin, 1994). Sa caractérisation repose essentiellement sur des essais mécaniques *ex vivo* (Bailey et Vashishth, 2018).

Cartilage hyalin

Le cartilage hyalin est une fine couche de tissu hydraté recouvrant les surfaces osseuses des articulations synoviales. Sa principale propriété mécanique réside dans son très faible coefficient de frottement *in situ*, de l'ordre de 0,01 (Mahmood et al., 2020). Ce tissu présente un comportement viscoélastique, avec des temps de relaxation relativement longs (environ 10 s). En raison de sa forte hydratation, le cartilage est faiblement

compressible. Sa caractérisation est généralement menée par indentation *ex vivo*, estimant son module d'Young à environ 1,8 MPa (Richard et al., 2013).

Ongle

L'ongle peut être considéré comme un matériau sandwich à trois couches, principalement constitué de kératine. Les fibrilles de kératine sont orientées longitudinalement à l'axe du doigt, conférant au tissu des propriétés mécaniques anisotropes (McKittrick et al., 2012; Farran et al., 2009). L'ongle peut être caractérisé par des essais *ex vivo*. Son module d'Young est de l'ordre de 2 000 MPa (Farran et al., 2009).

2.4 Caractérisation de la préhension

Une fois le comportement mécanique des articulations et des tissus défini, il est encore nécessaire, pour reproduire la préhension, de disposer de grandeurs qui la caractérisent et qui puissent être intégrées ou reproduites dans la modélisation.

De manière simplifiée, la préhension peut être décomposée en deux phases distinctes. La première concerne le positionnement de la main : approche, écartement des doigts, puis fermeture autour de l'objet. Ces gestes impliquent des rotations articulaires importantes, mais aucun effort extérieur ne s'exerce sur la main, ce qui justifie une analyse essentiellement cinématique.

Lors de la seconde phase, la prise est maintenue par le serrage des doigts autour de l'objet via la contraction isométrique des muscles extrinsèques et intrinsèques. Cette phase génère peu de mouvements, mais produit des efforts de contact sur la poignée, ce qui justifie une analyse centrée sur ces efforts.

Dans la suite de la thèse, nous ferons la distinction entre la préhension, correspondant au mouvement dans son ensemble, et le serrage, associé aux efforts exercés par la main sur la poignée.

2.4.1 Caractérisation cinématique de la préhension

Parmi les différentes méthodes de caractérisation cinématique disponibles (goniomètre, imagerie médicale, etc.), la capture de mouvements est la plus répandue. L'enregistrement des mouvements de la main est réalisé à l'aide de gants instrumentés ou en fixant des marqueurs sur la main (Devos, 2017).

Les outils mentionnés dans la section 2.2 permettent d'extraire, des trajectoires mesurées, les axes des articulations et leur évolution angulaire au cours du mouvement.

Les résultats peuvent ensuite être exploités pour identifier des synergies entre les articulations (Jarque-Bou et al., 2019; Cobos et al., 2008).

Ces synergies sont utiles en modélisation car, une fois transposées en contraintes cinématiques, elles permettent de réduire le nombre de mobilités indépendantes à simuler. Précisons que ces contraintes constituent une simplification dont la validité ne se justifie que pour des types de mouvement et des plages angulaires limités (Chen et al., 2020).

Dans le cadre du serrage d'un objet cylindrique, la contrainte la plus communément admise relie, pour un doigt donné, la rotation θ_{IPP} de l'articulation IPP à celle de l'articulation IPD, θ_{IPD} , par la relation $\theta_{IPP} = \frac{3}{2} \theta_{IPD}$ (Zhan et al., 2017; Cobos et al., 2008). D'autres contraintes cinématiques sont proposées dans la littérature, par exemple entre la flexion des articulations MCP et IPP (Cobos et al., 2007), ou encore sous forme de mouvements couplés entre les doigts (Zhan et al., 2017). Néanmoins, la validité de ces relations apparaît souvent comme plus restreinte et moins consensuelle (Chen et al., 2013; Cobos et al., 2007).

2.4.2 Caractérisation des efforts de serrage

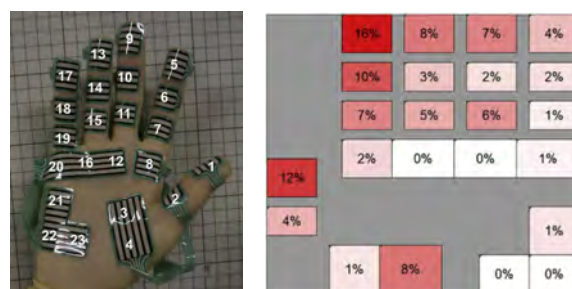
La méthode la plus simple pour évaluer le serrage consiste à mesurer la force maximale volontaire (FMV) à l'aide d'une poignée dynamométrique, composée de deux parties mobiles reliées par des capteurs d'effort (Edgren et al., 2004). Pour obtenir un niveau de détail plus fin, certains auteurs comme Freund et al. (2002); Amis (1987) proposent des dispositifs intégrant un capteur d'effort par doigt, permettant d'estimer la répartition des forces de serrage entre ces derniers. Cependant, les capteurs d'effort uniaxiaux ne fournissent qu'une projection de la force de serrage dans une direction fixée par l'architecture du dispositif expérimental.

Lemerle et al. (2008a) ont développé un système de mesure constitué d'une nappe flexible de capteurs de pression pouvant s'enrouler autour d'une poignée cylindrique. La force de serrage est estimée par intégration des pressions exercées sur un demi-cylindre. Cette méthode permet d'accéder au module et à la direction de la force. Ces travaux montrent que la force de serrage est fortement dépendante de la direction de mesure ; une variation de 10° de l'axe de mesure pouvant résulter en une modification supérieure à 50 % du serrage relevé. Le dispositif développé est utilisé sur différentes poignées d'outils vibrants, permettant des mesures de serrage en conditions réelles d'utilisation. Bien qu'il fournisse une mesure locale de la pression de contact, son usage vise avant tout à estimer les efforts globaux de serrage et de poussée.

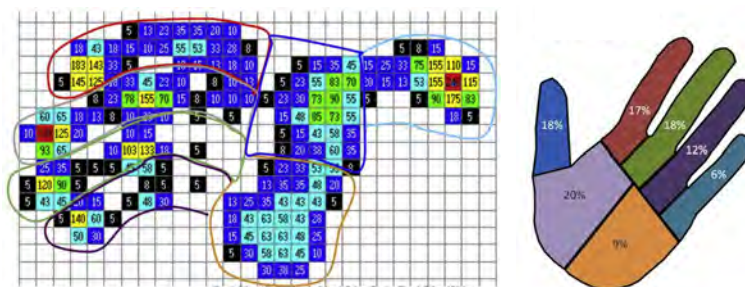
Pour obtenir une information locale sur les pressions de contact, deux approches émergent de la littérature : l'emploi de nappes ayant une résolution spatiale fine (Kong

et Lowe, 2005; Wu et al., 2014; Mühldorfer-Fodor et al., 2017; Mukaiyama et al., 2022) et l'utilisation de capteurs se fixant sur la main (Kargov et al., 2004; Pylatiuk et al., 2006; Hokari et al., 2019).

Les nappes de pression, attachées à la poignée, n'entravent pas les mouvements de la main mais nécessitent une identification manuelle de zones anatomiques après la mesure (figure 2.15b). À l'inverse, la fixation de nombreux capteurs sur la main est susceptible de perturber son comportement naturel, mais facilite l'exploitation des données (figure 2.15a).



(a) Capteurs fixés sur la peau (Hokari et al., 2019)



(b) Cartographie obtenue via une nappe de pression [kPa] (Mühldorfer-Fodor et al., 2017)

FIGURE 2.15 – Pression de contact normalisée par zone anatomique

Indépendamment du domaine d'étude (biomécanique, ergonomie, médecine) ou de la méthode utilisée, plusieurs résultats convergent : parmi les doigts longs, la force de serrage est principalement exercée par l'index et le majeur ; le pouce ainsi que la région thénar de la paume apparaissent également comme des zones de forte pression ; au sein d'un même doigt, la pression maximale est observée au niveau de la pulpe de la phalange distale.

2.5 Modélisation mécanique de la préhension

Nous disposons à présent d'un minimum d'éléments permettant de comprendre le fonctionnement général de la préhension et de présumer la complexité de sa modélisation. Nous terminerons cet état de l'art en proposant un panorama des modèles mécaniques existants.

2.5.1 Modèles rigides

Avant d'aborder les modèles déformables, il est utile de mentionner quelques approches rigides de la préhension. Buchholz et Armstrong (1992) ont décrits les doigts par des chaînes cinématiques d'ellipses et ont développé un algorithme géométrique permettant d'estimer l'orientation des articulations MCP et IP lors de prises cylindriques, à partir des dimensions de la main et de la poignée. En représentant la main par des solides rigides articulés et les muscles par des éléments contractiles de type Hill, certains modèles estiment les forces exercées par les doigts (Sancho-Bru et al., 2014, 2003). Cette approche a également été utilisée par Wu et al. (2009) pour évaluer les couples articulaires produits lors du serrage. Aucun modèle rigide ne permet cependant d'accéder aux champs internes de contraintes et de déformations.

2.5.2 Modèles déformables

Pour accéder aux déformations et aux contraintes internes des tissus pendant le serrage, des modèles mécaniques déformables s'appuyant sur la méthode des EF ont été développés.

La géométrie de ces modèles est générée à l'aide de logiciels de conception assistée par ordinateur, à partir de bases de données anatomiques (Hokari et al., 2020; Wang et al., 2022; Zhang et al., 2023), ou obtenue par segmentation d'images médicales, offrant ainsi une représentation plus détaillée (Chamoret et al., 2016; Wei et al., 2020; Harih et al., 2021). Tous intègrent au minimum les structures osseuses et une enveloppe homogène représentant les tissus mous (Zhang et al., 2023), à laquelle peut s'ajouter une couche superficielle modélisant la peau (Hokari et al., 2020; Harih et al., 2021; Wang et al., 2022). À notre connaissance, aucune étude n'intègre à ce jour la géométrie d'autres organes comme les ligaments, tendons ou muscles.

Le comportement mécanique des os est considéré comme rigide (Hokari et al., 2020) ou élastique isotrope, avec un module d'Young compris entre 15 000 et 18 000 MPa. Les tissus sous-cutanés sont, chez Zhang et al. (2023); Chamoret et al. (2016), modélisés

de façon élastique linéaire, une hypothèse peu adaptée pour simuler le serrage, qui induit des déformations importantes. Les autres études adoptent un comportement hyperélastique quasi-incompressible, à l'aide de lois de Mooney-Rivlin ou d'Ogden. Les paramètres de ces lois ont été identifiés par Hokari et al. (2020) sur des tissus adipeux porcins, tandis que Wei et al. (2020) se sont appuyés sur des essais *ex vivo* sur des tissus humains issus de la littérature. Les paramètres employés par Wang et al. (2022) et Harih et al. (2021) proviennent des travaux de Wu et al. (2017), dont la validité a été discutée au chapitre 1.5.2.

La complexité du fonctionnement physiologique des articulations synoviales rend leur modélisation directe difficile : variété de tissus impliqués, contact entre les cartilages osseux, interactions fluide-structure avec le liquide synovial (section 2.1.3). C'est pourquoi, la simplification couramment retenue consiste à introduire des liaisons mécaniques entre les os (Hokari et al., 2020; Harih et al., 2021; Zhang et al., 2023), auxquelles peuvent s'adjoindre des paramètres de raideur et de viscosité pour reproduire le comportement mécanique de la capsule articulaire. Ces paramètres sont empruntés à des articulations robotiques motorisées (Wei et al., 2023; Wang et al., 2022). Chamoret et al. (2016) ont proposé une alternative en modélisant un tissu à l'interface entre les os représentant une membrane synoviale. Ce tissu, bien qu'il ne simule pas explicitement l'articulation, contribue à la raideur globale via ses propriétés élastiques. Les mobilités articulaires sont gérées par des contacts entre les os et ce tissu. Pour mieux représenter la stabilisation passive des articulations, Wei et al. (2023) ont remplacé les liaisons mécaniques rigides par des ressorts entre les phalanges, modélisant les ligaments collatéraux. L'étude compare les deux stratégies et conclut que, dans leur cas, le recours à des ressorts améliore la fidélité de la préhension simulée, tout en rendant le pilotage des articulations plus complexe.

L'utilisation de liaisons nécessite de définir précisément le positionnement des axes de rotation. Sur ce point, la méthode employée n'est peu ou pas détaillée (Wang et al., 2022; Zhang et al., 2023). Concernant les articulations MCP et IP, Hokari et al. (2020) ont localisé le centre de rotation à équidistance des surfaces proximale et distale de l'articulation, ce qui ne correspond pas aux observations expérimentales (section 2.2.2.4). En revanche, l'axe de rotation traverse l'os proximal dans l'étude de Harih et al. (2021), ce qui est plus réaliste. La méthode utilisée pour déterminer sa position et son orientation n'est toutefois pas précisée.

Dans l'ensemble de ces travaux, aucune contrainte cinématique n'est imposée entre les os du carpe. En l'absence de structures ligamentaires, les modèles présentent probablement une souplesse excessive dans cette zone. La modélisation de l'articulation TMC est rarement détaillée. Hokari et al. (2020) ont employé une liaison sphérique à doigt ; faute d'informations complémentaires, il est raisonnable de supposer que son positionnement

et son orientation sont définis de manière arbitraire.

Plusieurs stratégies ont été exposées pour simuler les mouvements digitaux menant au serrage. Wang et al. (2022) ont appliqué des couples aux liaisons MCP et IP, calculés à partir de paramètres identifiés par Wu et al. (2014) sur un doigt, à l'aide de mesures de pression. La répartition entre les doigts est estimée à partir de leurs contributions respectives à la force de serrage, déterminées expérimentalement par Freund et al. (2002).

Pour les doigts longs, Hokari et al. (2020) ont déterminé le couple à appliquer en calculant un bras de levier à partir de mesures de pression locales sur la paume de la main (figure 2.15a).

Zhang et al. (2023) ont mesuré les angles articulaires associés au serrage chez un sujet, puis imposé ces rotations au modèle. Toutefois, les pressions de contact obtenues dans cette étude sont nettement plus faibles (au maximum 1,4 kPa) que les valeurs rapportées dans d'autres travaux, supérieures à 200 kPa — qu'ils soient expérimentaux (section 2.4.2) ou simulateurs (Hokari et al., 2020; Wang et al., 2022).

Wei et al. (2020) ont appliqué des forces directement sur les os, au niveau des insertions tendineuses, dans la direction estimée du complexe musculo-tendineux. Ces efforts ont été déterminés à partir de mesures électromyographiques, en supposant une relation de proportionnalité entre le signal enregistré et la force générée.

Seuls Wang et al. (2022) simulent plusieurs niveaux de serrage, mais la méthode employée pour ajuster les paramètres de liaisons entre les niveaux d'effort n'est pas précisée. Enfin, toutes les études proposant un recalage basé sur des mesures se limitent à un volontaire.

2.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons montré que la main est une structure hétérogène, composée d'organes aux comportements mécaniques variés : hyperélastique, viscoélastique, anisotrope, voire actif dans le cas des muscles. L'architecture articulaire autorise une mobilité importante et le complexe musculo-tendineux permet de générer une large gamme de forces. Leur combinaison permet à la main de réaliser de nombreuses actions comme la préhension, résultant de l'enroulement des doigts autour d'un objet, nécessaire à la manipulation d'outils.

La modélisation biomécanique de ce système demande de reproduire la cinématique articulaire, la déformation des tissus, et les efforts exercés lors du serrage. Les modèles développés jusqu'à maintenant proposent une géométrie réaliste de la main dans son ensemble mais n'intègrent pas ces différents constituants internes (tendons, ligaments,

muscles, etc.). Le comportement en grande déformation des tissus est modélisé mais il n'est pas démontré que les paramètres utilisés dans les lois de comportement soient adaptés aux propriétés des tissus de la main. Les articulations sont le plus souvent modélisées par des liaisons mécaniques, mais la précision de leur positionnement reste limitée. Enfin, plusieurs stratégies de contrôle ont été développées pour reproduire la force exercée par la main sur une poignée cylindrique.

3

CARACTÉRISATION DU COMPORTEMENT MÉCANIQUE DU PREMIER MUSCLE INTEROSSEUX DORSAL AVEC LE SERRAGE

Nous avons exposé dans le chapitre précédent que la majorité des muscles intrinsèques est mobilisée lors de la préhension (section 2.1.5) et que la contraction d'un muscle squelettique modifie ses propriétés mécaniques (section 2.3.4).

Partant de ces observations, nous faisons l'hypothèse que les variations du comportement vibratoire de la main sous l'effet du serrage s'expliquent par deux contributions complémentaires : une rigidification passive des tissus mous en contact avec la poignée, et une rigidification active liée à la contraction musculaire.

L'objectif de ce chapitre est de caractériser l'influence du niveau de serrage sur l'élasticité, la viscoélasticité et l'anisotropie d'un muscle intrinsèque : le PMID. Ce muscle a été choisi en raison de sa contribution significative au serrage (Long et al., 1970), de son accessibilité lors de la préhension — permise par sa position superficielle sur la face dorsale, entre le pouce et l'index —, ainsi que de son volume important parmi les muscles intrinsèques.

Pour atteindre cet objectif, nous avons mis au point un dispositif expérimental permettant d'étudier les propriétés mécaniques du PMID selon l'intensité de la force de serrage. Le dispositif intègre trois techniques fréquemment utilisées dans l'analyse mécanique des tissus biologiques :

- l'indentation quasi-statique, permettant de solliciter le muscle en grandes déformations ;

- la DMA, destinée à exhiber les propriétés viscoélastiques du muscle en fonction de la fréquence ;
- l'élastographie ultrasonore, utilisée pour mesurer la raideur élastique linéaire et l'anisotropie du muscle.

Ces techniques ont été mises en œuvre successivement sur le muscle, et non de façon simultanée. Les différentes propriétés ont ainsi été évaluées indépendamment, dans un cadre expérimental strictement identique (même sujet, posture et consigne de serrage).

Le banc d'essai a été conçu pour permettre aux volontaires d'adopter une posture proche de celle décrite dans la norme NF EN ISO 10068 (2023), relative aux mesures de vibrations, tout en conservant l'accès au PMID pour l'instrumentation.

Afin de couvrir la plage fréquentielle des machines vibrantes, dont certaines excèdent 1 000 Hz, le module de DMA a été conçu pour exciter le muscle entre 20 Hz et 2 000 Hz. Cette exigence technique a fortement orienté la conception du banc d'essai, imposant de minimiser les perturbations transmises au pot vibrant par le sol ou par les jeux d'assemblage (section 1.5.1). Cela a conduit à opter pour une architecture massive et rigide alors que le dispositif global devait conserver une mobilité suffisante pour s'adapter à la morphologie des sujets.

En raison de l'espace limité, l'installation simultanée des trois techniques de mesure sur le muscle était impossible. C'est pourquoi, nous avons choisi de greffer l'instrumentation de l'indentation quasi-statique au pot vibrant dédié à la DMA. Ce dernier, pouvait être réorienté pour permettre l'accès au muscle avec une sonde échographique.

L'ensemble de ces éléments a complexifié la conception du dispositif expérimental, que nous allons à présent décrire. Nous présenterons ensuite le plan d'expérience associé, avant de présenter les résultats obtenus sur une cohorte de volontaires et d'en proposer une analyse critique.

Le consentement libre et éclairé de chaque volontaire a été recueilli par écrit, conformément aux réglementations en vigueur.

3.1 Matériels et méthodes

3.1.1 Dispositif expérimental

Le dispositif expérimental comprend trois modules principaux : (i) une poignée instrumentée pour la mesure de la force de serrage (figure 3.1a, éléments a à d), (ii) un pot vibrant équipé des capteurs nécessaires à l'indentation quasi-statique et à la DMA (figure 3.1b), et (iii) les éléments associés à l'élastographie ultrasonore (figure 3.1c).

3.1.1.1 — Module de mesure de la force de serrage

Le module de mesure de la force de serrage est constitué d'une poignée en aluminium, composée de deux demi-cylindres de 40 mm de diamètre, dans lesquels sont insérés deux capteurs d'effort en compression (modèle Omega LCM201-500N) (figure 3.1a, élément d).

Les capteurs sont connectés à deux circuits d'acquisition distincts : une carte NI-9239, utilisée pour l'enregistrement des efforts de serrage, et une carte développée en Arduino, dédiée à l'affichage en temps réel au volontaire de la force qu'il exerce. À cet effet, un écran est placé face au sujet et indique le niveau de serrage à l'aide d'une aiguille (figure 3.1a, élément a). Un film plastique a été ajouté autour de la poignée afin de protéger les capteurs des contraintes de cisaillement.

La poignée est fixée sur une table de positionnement micrométrique triaxe, à réglage manuel, permettant un débattement de 100 mm selon trois directions orthogonales (figure 3.1a, élément c). Une pièce de liaison, imprimée en plastique, incline la poignée de 30° autour de l'axe $\vec{x}$, de manière à positionner la zone de mesure aussi horizontale que possible pendant l'indentation (figure 3.1b). La table de positionnement est liée à une poutre métallique en I (figure 3.1b, élément b), elle-même ancrée à une base en béton.

3.1.1.2 — Module d'indentation

Le dispositif d'indentation est positionné en haut à droite du sujet. L'instrumentation est montée sur l'équipage mobile d'un pot vibrant (figure 3.1a, élément e ; figure 3.1b). Un indenteur hémisphérique en aluminium de 5 mm de diamètre est attaché à son extrémité (figure 3.1b, élément i).

Lors de l'indentation quasi-statique, les efforts sont mesurés à l'aide d'un capteur piézoélectrique, modèle BK8200 (figure 3.1b, élément g). Les déplacements verticaux relatifs entre l'indenteur, solidaire de l'équipage mobile, et la main, solidaire de la poignée, sont mesurés à l'aide d'un télémètre laser (Micro-Epsilon optoNCDT2300). Celui-ci est fixé à la poignée et orienté vers une cible amovible positionnée sur l'équipage mobile (figure 3.1b, élément f). Le mouvement d'enfoncement est obtenu en déplaçant verticalement la poignée vers le haut, à l'aide de la table de positionnement, de manière à mettre en contact l'indenteur fixe avec la main du volontaire. L'amplitude des déplacements reste limitée (au plus 16 mm) et n'entraîne aucune modification de posture. Les capteurs dédiés à la statique sont connectés à une carte d'acquisition NI-9239.

Un circuit de faible intensité électrique active une LED dès que l'indenteur touche la peau, assurant une détection précise du contact initial. La zone est humidifiée avec un gel à base d'eau pour améliorer la conductivité et réduire les frottements lors de la mesure.

Lors des essais dynamiques, la cible est retirée pour éviter les oscillations parasites.

Les efforts et accélérations sont mesurés par une tête d'impédance BK8001 placée au-dessus de l'indenteur (figure 3.1b, élément h). Le pot vibrant est installé sur un socle en fonte de 2 tonnes, ancré à une base en béton de 15 tonnes isolée du bâtiment afin de limiter les vibrations transmises par le sol.

Les dispositifs d'indentation, en régimes statique et dynamique, ont été préalablement étalonnés à l'aide de ressorts, de mousses et de masses étalon, afin de garantir la précision des mesures.

3.1.1.3 — *Module d'élastographie*

Les mesures par élastographie sont réalisées à l'aide d'un échographe SuperSonic Imagine Aixplorer, équipé d'une sonde SuperLinear SLH20-6 (figure 3.1c, élément k) fonctionnant en mode SSI (section 2.3.3.3). Afin de faciliter l'accès de l'expérimentateur à la zone de mesure, l'échographe a été placé derrière le sujet (hors champ, à droite de la figure 3.1a). Une couche de gel ultrasonore de quelques millimètres est appliquée entre la sonde et la peau. La sonde est placée au-dessus du muscle et maintenue par un bras articulé verrouillable, aimanté sur le socle en fonte (figure 3.1c).

Le pot vibrant est orienté horizontalement pendant l'élastographie, permettant le passage de la sonde échographique au-dessus du muscle.

3.1.1.4 — *Acquisition et traitement*

Hormis l'élastographie, entièrement pilotée depuis l'échographe, les programmes de contrôle, d'acquisition et de traitement ont été développés sous Matlab (version R2023a). L'affichage en temps réel de la force de serrage est assuré par une application légère développée en VB.NET. Les cartes National Instruments utilisées sont intégrées dans un châssis cDAQ-9174.

3.1.2 **Protocole pour les volontaires**

Vingt-sept volontaires (14 hommes et 13 femmes), âgés de 19 à 36 ans (âge moyen : 23 ans), ont participé à la campagne de mesures. Tous étaient en bonne santé et non-fumeurs.

Le protocole pour les volontaires est commun à l'indentation quasi-statique, dynamique, et à l'élastographie. Les volontaires se tiennent debout, face à la poignée, le coude droit fléchi à 90°. Pour chaque mesure, une consigne de serrage et des paramètres expérimentaux sont tirés aléatoirement. La force cible, indiquée par une jauge verte, doit être atteinte en ajustant l'aiguille de force (figure 3.1a, élément a). La consigne doit être maintenue pendant toute la durée de la mesure sur le muscle : environ 30 secondes pour l'indentation, et moins de 15 secondes pour l'élastographie. Lorsque la consigne impose

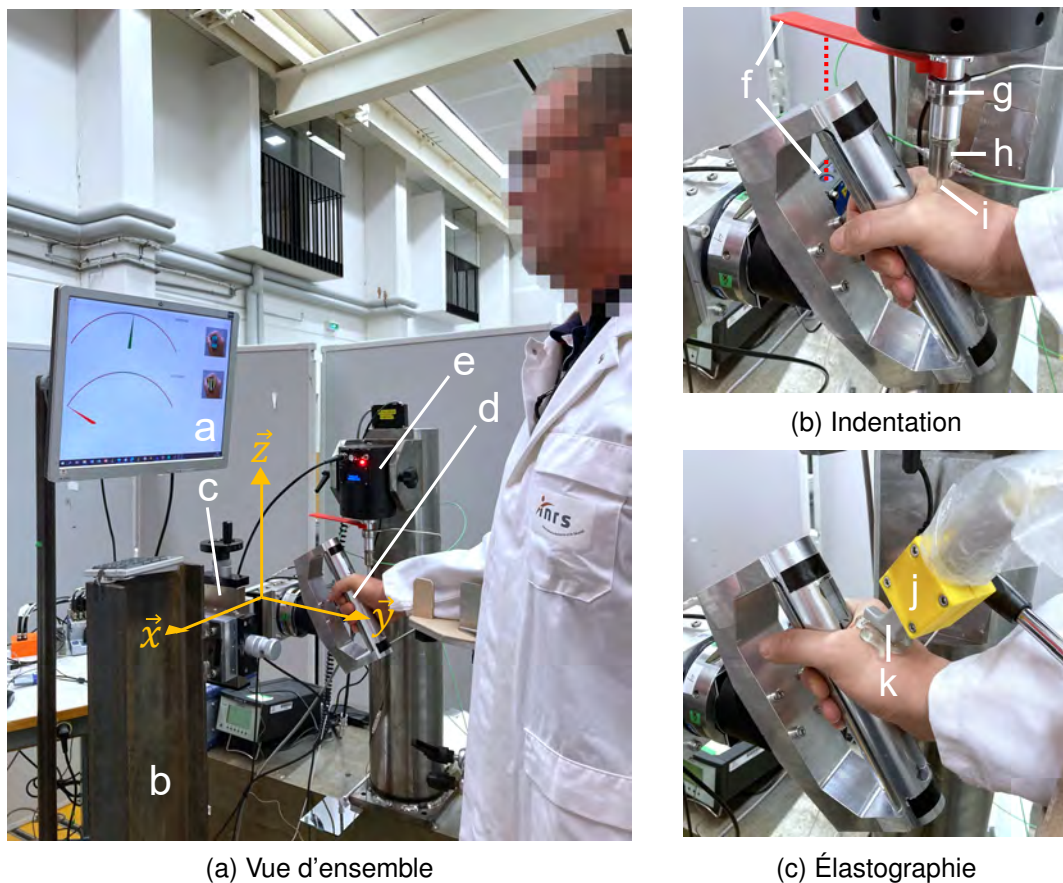


FIGURE 3.1 – Banc d'essai : a) indicateur de serrage, b) poutre en I, c) table micrométrique, d) poignée instrumentée, e) pot vibrant f) télémètre laser et cible amovible g) capteur d'effort piézoélectrique, h) tête d'impédance, i) indenteur, j) porte-sonde, k) sonde échographique

un niveau nul de serrage, les volontaires doivent uniquement positionner leur main sans exercer de force.

Les consignes sont exprimées en pourcentage de la FMV. Celle-ci est évaluée en amont des mesures sur le muscle, en demandant aux volontaires de serrer progressivement la poignée jusqu'à leur maximum, puis de la relâcher. La valeur mesurée sert ensuite de référence pour le calcul des consignes de serrage.

La jauge verte correspond à un écart de $\pm 2,5 \%$ à la consigne. Tout au long de la campagne expérimentale, les écarts sont restés inférieurs à $\pm 1,5 \%$.

Pour obvier à toute fatigue musculaire, des temps de repos sont systématiquement intégrés au protocole : une minute entre chaque mesure, et dix minutes entre les séquences d'indentation quasi-statique, de DMA et d'élastographie.

Une phase d'apprentissage précède les mesures, durant laquelle les volontaires s'exercent à suivre des consignes arbitraires. En parallèle, leur posture est ajustée en réglant la hauteur du socle, ainsi que la position de la poignée et de l'accoudeur. L'objectif

est de garantir une position stable et confortable, minimisant les mouvements parasites et le risque de fatigue. Une fois la posture validée, des repères sont marqués au sol, sur la poignée et sur la main, afin d'en assurer la reproductibilité au fil des essais.

Les sous-sections suivantes présentent les mesures à partir de l'instant où la consigne de serrage est atteinte et maintenue par les volontaires.

3.1.3 Mesures par indentation quasi-statique

L'indenteur est positionné à fleur de peau à l'aide de la table, ce qui allume la LED. Le télémètre est alors taré, puis la poignée est déplacée vers le haut à l'aide de la manivelle (figure 3.1a, élément d), provoquant l'enfoncement progressif de l'indenteur dans la peau.

La vitesse de l'indenteur est calculée en temps réel par un programme Matlab et affichée sur un écran ce qui permet à l'expérimentateur de suivre une consigne prédéfinie. Celle-ci, fixée empiriquement à $0,5 \text{ mm.s}^{-1}$, représente un compromis entre une vitesse suffisamment faible pour satisfaire l'hypothèse statique, et une durée d'essai acceptable pour les volontaires. Avec un déplacement cible de 8 mm, chaque mesure dure environ 16 secondes.

L'expérimentateur déclenche et arrête manuellement l'acquisition puis tronquent les signaux de déplacement et de force sur l'intervalle d'intérêt. Ces signaux sont lissés à l'aide de l'algorithme de Savitzky-Golay, utilisant un polynôme de degré 3 et une fenêtre glissante de 501 points (Schafer, 2011), et recalés en annulant les valeurs initiales. Ces grandeurs sont ensuite utilisées pour construire une courbe effort-déplacement, considérée comme indépendante du temps.

La raideur statique est calculée comme la dérivée de la force par rapport au déplacement, ce qui nécessite que la courbe effort-déplacement soit dérivable. À cette fin, nous avons ajusté cette dernière par une somme de 2 fonctions exponentielles (4 paramètres) selon la méthode des moindres carrés. La dérivation numérique de cette fonction permet ensuite d'estimer la raideur. Le coefficient de détermination linéaire R^2 , moyenné sur l'ensemble des mesures est supérieur à 0,99.

Les signaux de déplacement et de force ont été enregistrés à une fréquence d'échantillonnage de 2 000 Hz.

Les essais ont été conduits pour des consignes de serrage de 0, 10, 20, 30 et 40 % de la FMV. Chaque condition a été répétée trois fois puis moyennée.

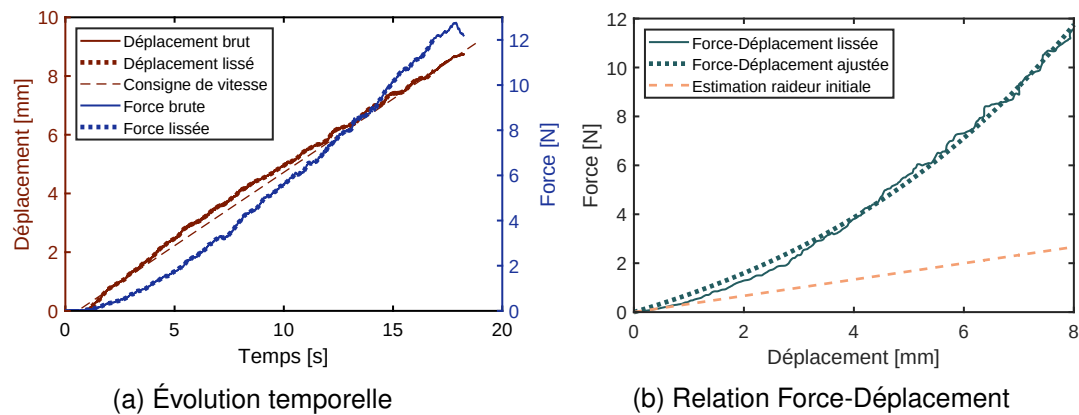


FIGURE 3.2 – Exemple sur un volontaire à 20 % de serrage de l'exploitation des mesures d'indentation quasi-statique

3.1.4 Définition d'un critère de précontrainte

Les mesures par DMA requièrent l'application préalable d'une contrainte au matériau, le plus souvent sous la forme d'un taux de compression ou d'un déplacement imposé. Dans notre étude, l'utilisation d'un taux de compression n'était pas possible, les champs de déformation étant inconnus, et un déplacement fixé n'aurait pas été adapté avec la variabilité morphologique interindividuelle. Un critère d'iso-raideur, issues des mesures obtenues en indentation quasi-statique, a été mis en œuvre.

Pour chaque consigne de serrage, une raideur initiale K_0 est calculée en moyennant la raideur statique entre 0 et 0,5 mm. Trois niveaux de précontrainte sont ensuite définis : $1,25 K_0$, $1,5 K_0$ et $2 K_0$. Ces valeurs résultent d'un choix empirique visant à concilier une précontrainte suffisante pour garantir la qualité de mesure, tout en minimisant son influence sur les mesures dynamiques. Plusieurs niveaux ont été testés afin d'évaluer l'effet de la précontrainte sur le comportement dynamique.

3.1.5 Mesures par analyse mécanique dynamique

Le positionnement de l'indenteur et la mise en précontrainte suivent la procédure décrite dans la section 3.1.3, à l'exception du déplacement cible, qui est ici calculé à partir de la raideur statique, afin d'atteindre la raideur visée selon le critère d'iso-raideur. Une fois la précontrainte appliquée, la cible du télémètre est retirée (figure 3.1b, élément f).

Afin d'assurer un spectre d'excitation maîtrisé, la réponse impulsionnelle du pot vibrant — reliant la tension d'entrée à l'accélération de sortie — est systématiquement calculée avant chaque mesure car la précontrainte est susceptible de modifier la réponse du pot vibrant. Cette étape consiste à exciter l'indenteur avec un bruit blanc durant 3 secondes, puis à déterminer, selon la méthode proposée par Noël (2017b), la tension de com-

mande nécessaire pour reproduire un spectre d'accélération défini préalablement. Le spectre obtenu est ensuite utilisé pour exciter la peau pendant 3 secondes. Trois niveaux d'accélération ont été testés : 5, 10 et 20 m.s⁻², en valeur efficace (rms).

Chaque combinaison aléatoire de serrage, de critère de précontrainte et de niveau d'accélération n'a été testée qu'une seule fois. La force et l'accélération ont été enregistrées à une fréquence d'échantillonnage de 5 120 Hz.

La raideur dynamique $K_d(\nu)$ est calculée en fonction de la fréquence ν à l'aide de la méthode décrite par (Noël, 2017b), et s'exprime :

$$K_d(\nu) = -(2\pi\nu)^2 \frac{S_{F,a}(\nu)}{S_{a,a}(\nu)} \quad (3.1)$$

où $S_{F,a}(\nu)$ désigne la densité inter-spectrale de puissance entre l'effort F et l'accélération a , et $S_{a,a}(\nu)$ la densité spectrale de puissance de l'accélération.

La puissance mécanique dissipée par la force exercée sur l'indenteur, notée $\mathcal{P}_{ext}(\nu)$, est estimée selon la méthode décrite par Noël (2017b) et s'exprime :

$$\mathcal{P}_{ext}(\nu) = \frac{a_0^2}{2(2\pi\nu)^3} \Im(K_d(\nu)) \quad (3.2)$$

où a_0 désigne la valeur efficace de l'accélération a , et $\Im(z)$ la partie imaginaire du nombre complexe z .

3.1.6 Mesures par élastographie

Une couche de gel échographique est appliquée entre la sonde et la peau afin d'assurer une transmission optimale des ondes ultrasonores. Son épaisseur, de quelques millimètres, doit être suffisante pour éviter toute compression cutanée induite par la sonde, notamment lors des ajustements de position ou en cas de contraction musculaire.

La sonde est positionnée par l'expérimentateur — selon un axe parallèle ou perpendiculaire aux fibres musculaires — à l'aide du bras articulé, en se guidant par l'imagerie conventionnelle en mode B (figure 3.3, fond en niveaux de gris). Des réglages fins peuvent ensuite être effectués à l'aide de la table de positionnement.

Une acquisition en mode SSI est lancée directement sur l'échographe, générant un fichier DICOM. Ce fichier est traité *a posteriori* à l'aide de routines Matlab, permettant d'obtenir une cartographie du module de cisaillement (figure 3.3, couche colorée). Le module est moyenné au sein d'une région d'intérêt (ROI), définie de manière à cibler une zone musculaire homogène, sans inclure la peau ni de structures nerveuses. Le diamètre de la ROI est ajusté individuellement et se situe entre 2 et 7 mm.

Les mesures par élastographie ont été réalisées pour des consignes de serrage de 0, 5, 10, 15, 20, 30 et 40 % de la FMV. Deux orientations de la sonde ont été utilisées : parallèle aux fibres musculaires pour mesurer le module de cisaillement longitudinal, et perpendiculaire pour mesurer le module transverse (section 2.3.1.5 ; Royer et al. (2011)). Chaque condition a été répétée trois fois, puis les valeurs obtenues ont été moyennées.

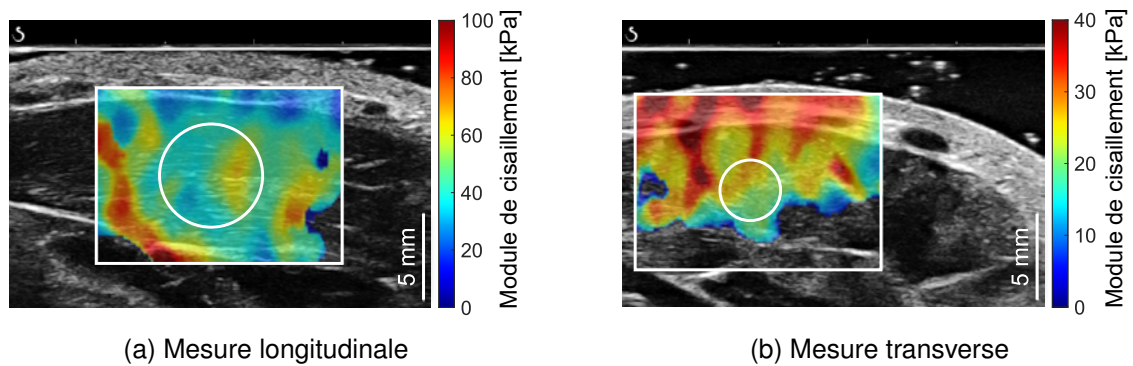


FIGURE 3.3 – Imagerie B-mode en arrière-plan (niveaux de gris) superposée à la cartographie du module de cisaillement (en couleurs) ; le cercle blanc indique la ROI utilisée pour le moyennage

3.1.7 Analyse statistique

Les coefficients de corrélation linéaire de Bravais–Pearson ont été calculés, pour chaque sujet, sur l'ensemble des consignes de serrage, entre les différentes grandeurs mécaniques mesurées : module de cisaillement longitudinal, module de cisaillement transverse, raideur statique initiale et module de raideur dynamique à 20 Hz (moyennés entre les accélérations et les niveaux de précontrainte).

Des analyses de variance à mesures répétées, ajustées à l'aide de la correction « Lower-Bound epsilon » (Park et al., 2009), ont été réalisées pour chaque type de mesure. Des comparaisons multiples ont ensuite été menées à l'aide de la méthode de Tukey (différence honnête significative). Une valeur de p strictement inférieure à 0,05 a été considérée comme statistiquement significative.

3.2 Résultats

3.2.1 Module de cisaillement longitudinal et transverse

La figure 3.4 présente l'évolution du module de cisaillement moyennés entre les volontaires en fonction du niveau de serrage, selon les deux directions de mesure.

Aucune différence significative n'a été observée entre les modules de cisaillement longitudinal et transverse pour un niveau de serrage inférieur à 5 %. Dans la direction longitudinale, tous les groupes se distinguent significativement les uns des autres. En revanche, dans la direction transverse, seul le groupe à 0 % diffère de manière significative de l'ensemble des autres. Des différences significatives entre les autres niveaux de serrage transverses n'apparaissent qu'en cas d'écart important : entre 5 % et 20 % ou plus, 10 % et 20 % ou plus, 15 % et 30 %, ainsi qu'entre 20 % et 40 %.

Un faible niveau de contraction (5 % de serrage) résulte en une élévation brusque du module de cisaillement longitudinal par rapport à l'état de repos. Au-delà de ce seuil, les modules longitudinal et transverse croissent de façon quasi linéaire avec le serrage. Pour les deux directions, une régression linéaire a été calculée sur les moyennes inter-individuelles et présente un coefficient de détermination R^2 supérieur à 0,99. La pente observée indique que le module longitudinal augmente environ 4,5 fois plus vite que le module transverse. Chez certains volontaires, un plateau tend à apparaître aux niveaux de serrage les plus élevés pour le module longitudinal.

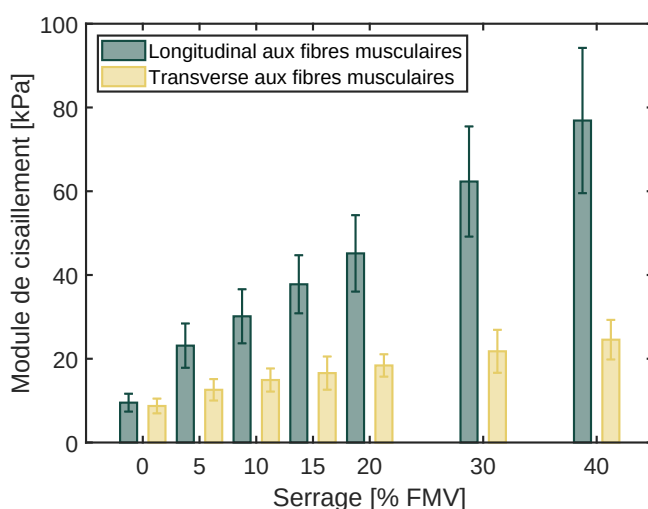


FIGURE 3.4 – Effet du serrage sur le module de cisaillement moyenné sur la cohorte ; les intervalles de confiance à 95 % sont représentés par des barres d'erreur

3.2.2 Raideur statique

Les courbes force-déplacement et raideur-déplacement issues des essais d'indentation, moyennées sur l'ensemble des volontaires, sont présentées en figure 3.5 pour les cinq niveaux de serrage testés. La raideur statique dépend à la fois du déplacement de l'indenteur — reflétant le niveau de déformation appliquée — et du de l'amplitude du serrage. Les analyses de variance à mesures répétées indiquent que le serrage a un effet statistiquement significatif sur la force et la raideur résultant du contact, quel que soit le

déplacement ($p < 1 \times 10^{-4}$). En outre, les comparaisons multiples révèlent que chacun des niveaux de serrage diffère significativement des autres ($p < 1 \times 10^{-4}$).

La forme générale des courbes force–déplacement est similaire pour l'ensemble des niveaux de serrage : la force croît faiblement jusqu'à un déplacement compris entre 1 et 2 mm, puis augmente fortement au-delà.

Le niveau de serrage module la raideur de manière quasi-proportionnelle, par rapport à l'état sans serrage, sur toute la plage d'indentation. Ainsi, la raideur est multipliée par un facteur d'environ 3 à 10 % de serrage, et jusqu'à un facteur 7 à 40 %. Par ailleurs, quelle que soit la condition de serrage, la raideur moyenne est environ multipliée par 7 entre 0 et 8 mm de déplacement (par 6,7 à 0 %, par 8,7 à 40 %) et double approximativement tous les 3 mm.

3.2.3 Analyse mécanique dynamique

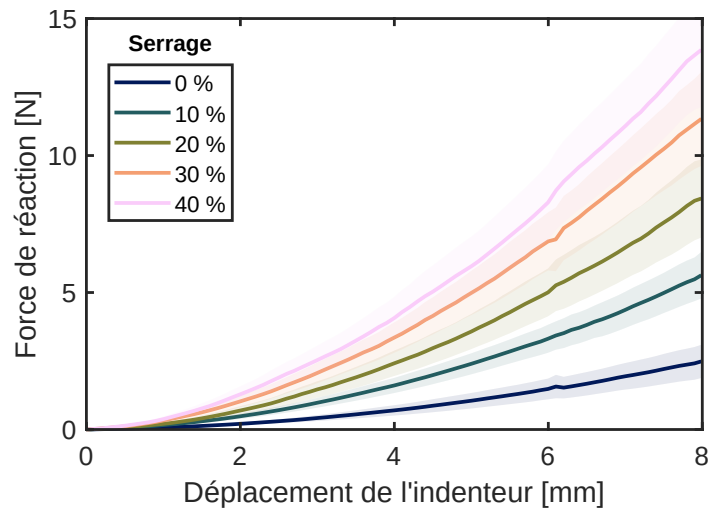
3.2.3.1 — Différences statistiques

La figure 3.6 illustre, d'un point de vue statistique, l'influence du serrage, de la précontrainte et de l'accélération sur trois grandeurs calculées : le module et la phase de la raideur dynamique, ainsi que la puissance dissipée. Les bandes de fréquence analysées ont été choisies de manière à correspondre aux principales classes d'outils vibrants. Le serrage et la précontrainte exercent un effet statistiquement significatif sur l'ensemble des grandeurs mesurées, pour toutes les bandes de fréquence. L'accélération a également un effet significatif, en particulier sur la phase, bien que les valeurs de p soient généralement plus élevées que celles observées pour le serrage et la précontrainte. Au-delà de 1 000 Hz, l'effet de l'accélération sur le module de raideur et la puissance dissipée cesse d'être significatif.

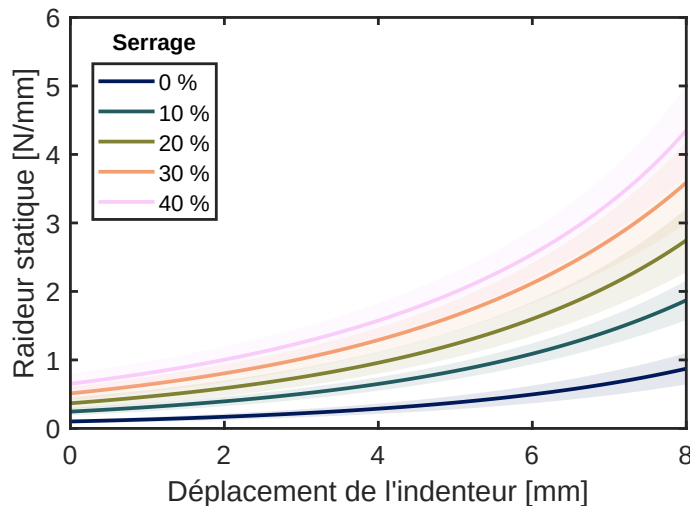
3.2.3.2 — Effet du serrage sur la raideur dynamique

L'évolution du module et de la phase de la raideur dynamique en fonction de la fréquence révèle une tendance globale similaire, malgré la variabilité interindividuelle et les différents paramètres expérimentaux. La figure 3.7 présente la raideur dynamique moyennée sur l'ensemble des volontaires, pour une précontrainte fixée à $1,5 K_0$ et une accélération de 20 m.s^{-2} (rms). Afin d'illustrer la forme des mesures individuelles, lissée par le processus de moyennage, la courbe d'un volontaire a été ajoutée en pointillés pour 0 et 30 % de serrage.

À basse fréquence, le module présente une forme globalement concave et relativement plate jusqu'à un minimum local, avec un point d'inflexion autour de 100 Hz. La courbe augmente ensuite rapidement jusqu'à un maximum local, redescend vers un second mi-



(a) Force-déplacement



(b) Raideur-déplacement

FIGURE 3.5 – Effet du serrage sur l'indentation quasi-statique du PMID ; les courbes représentent les valeurs moyennées sur la cohorte ; les intervalles de confiance à 95 % sont représentés par des aplats colorés

nimum local, puis remonte de manière abrupte. Enfin, la pente diminue progressivement jusqu'à atteindre une asymptote oblique. La phase reste presque constante, autour de 15° , aux plus basses fréquences. Aux fréquences correspondant aux minima du module, elle augmente brusquement à deux reprises, avec une inflexion à la fréquence du maximum local. Finalement, la phase atteint une zone de plateau à environ 100° .

Jusqu'au premier point d'inflexion, le serrage exerce l'effet le plus marqué sur le module de la raideur. En moyenne, dans la bande de basse fréquence, la raideur à 40 % est de six à neuf fois supérieure à celle mesurée sans serrage. Au-delà de ce point, l'effet du serrage décroît progressivement — en contraste avec l'influence croissante de la

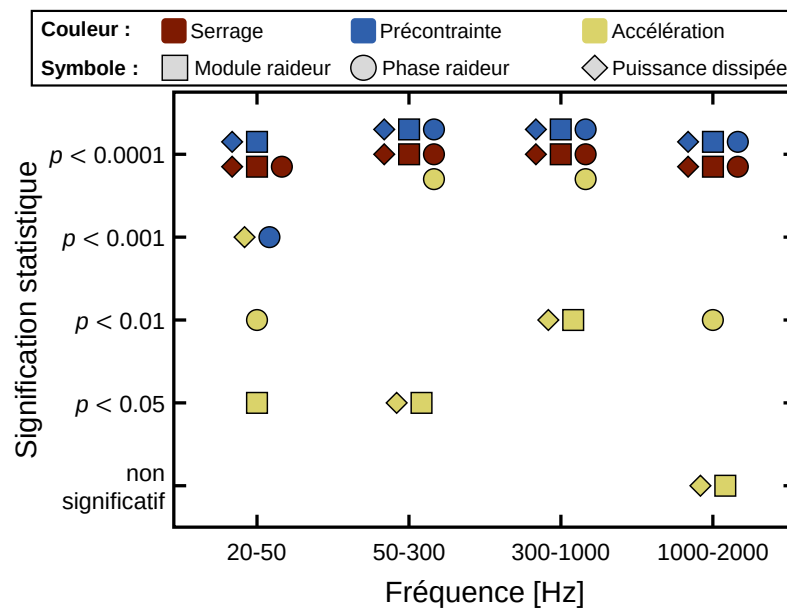


FIGURE 3.6 – Influence des paramètres expérimentaux sur les grandeurs mesurées

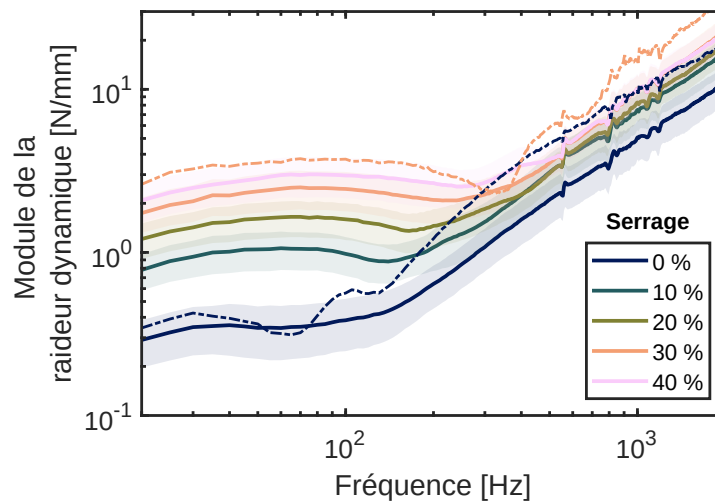
fréquence — et tend à converger vers la tendance asymptotique du module. Au-delà de 1 000 Hz, la raideur à 40 % demeure environ deux fois plus élevée qu'en l'absence de serrage. À haute fréquence, les différences entre niveaux de serrage ne sont plus systématiquement significatives, à l'exception de la condition sans serrage, qui demeure distincte de l'ensemble des autres groupes.

Le serrage exerce également une influence complexe dans la zone des extrema locaux, observable tant sur le module que sur l'angle de phase. En moyenne, une augmentation de 10 % du serrage décale le premier minimum local de 30 Hz à 80 Hz. Par ailleurs, la hauteur et la largeur des pics extrêmes semblent également modifiées par le niveau de serrage, bien que ce phénomène n'ait pas pu être quantifié de manière précise entre les volontaires.

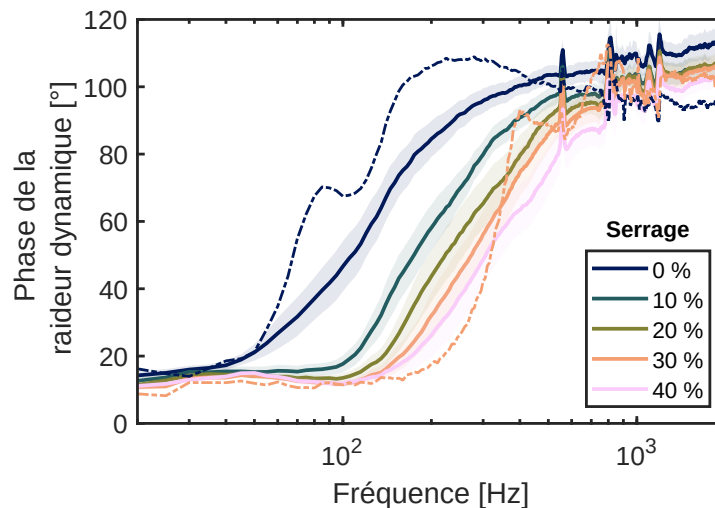
3.2.3.3 — Effet de la précontrainte et de l'accélération sur la raideur dynamique

La précontrainte exerce un effet marqué, mais relativement simple, sur le module et la phase (figure 3.8). Par rapport au plus faible niveau de précontrainte ($1,25 K_0$), la précontrainte intermédiaire ($1,5 K_0$) multiplie la raideur d'un facteur d'environ 1,5, indépendamment de l'accélération, de la fréquence ou du niveau de serrage. La précontrainte la plus élevée ($2 K_0$) double la raideur jusqu'au premier maximum local du module, puis la multiplie d'un facteur compris entre 2,5 et 3 au-delà de cette fréquence.

Bien que l'accélération ait un effet statistiquement significatif sur le module de raideur, son influence en amplitude demeure négligeable en comparaison de celle exercée par la précontrainte et le serrage (figure 3.8). Un léger assouplissement est néanmoins ob-



(a) Module



(b) Phase

FIGURE 3.7 – Effet du serrage sur la raideur dynamique; les courbes en trait plein représentent les valeurs moyennées sur la cohorte, en pointillés pour un volontaire à 0 % et 30 % de serrage; les intervalles de confiance à 95 % sont représentés par des aplats colorés

servable dans la bande de basse fréquence à mesure que l'accélération augmente. Une diminution du module d'environ 5 à 10 % est notée entre 10 m.s^{-2} et 20 m.s^{-2} . En revanche, les mesures réalisées à 5 m.s^{-2} sont trop bruitées pour permettre de distinguer des différences significatives.

3.2.3.4 — Puissance dissipée

La figure 3.9a illustre l'effet du serrage sur la puissance dissipée, à accélération et précontrainte fixées (respectivement 20 m.s^{-2} et $1,5 K_0$). La figure 3.9b montre l'effet

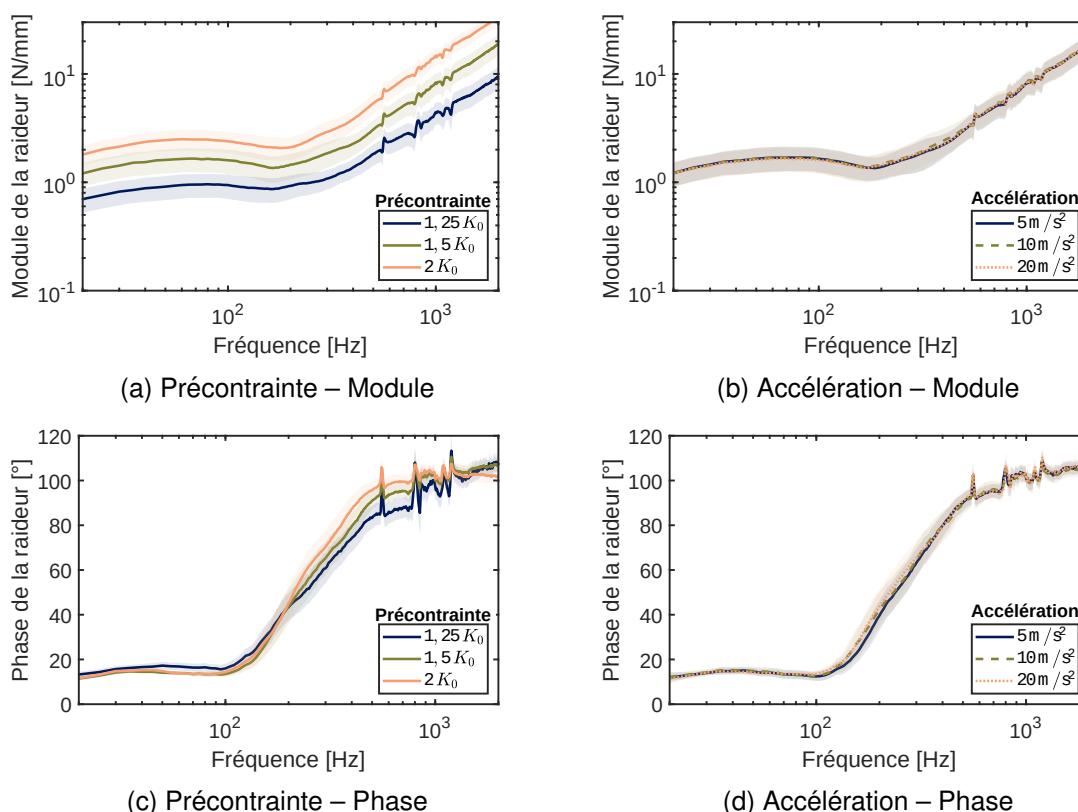


FIGURE 3.8 – Module et phase de la raideur dynamique 20 % de serrage, pour différentes accélérations (b et d) à $1,5 K_0$, et pour différentes précontraintes à 20 m.s^{-2} (a et c) ; les courbes représentent les valeurs moyennées sur la cohorte ; les aplats colorés représentent les intervalles de confiance à 95 %

de la précontrainte sur cette même grandeur, à accélération constante (20 m.s^{-2} et pour un serrage de 20 %. La puissance dissipée diminue avec une pente approximativement constante de -10 dB par octave, ce qui signifie qu'en doublant la fréquence, la puissance dissipée est divisée par trois. Dans la zone fréquentielle correspondant aux extrema locaux du module, la diminution de puissance s'accroît sur quelques centaines de hertz, avant de suivre une asymptote oblique.

Jusqu'à environ 80 Hz, le serrage de 40 % dissipe quatre à six fois plus de puissance que l'état sans serrage, présentant son influence maximale. Ce ratio retombe à environ deux à partir de 300 Hz et reste ensuite stable. En parallèle, les différences entre les niveaux de serrage s'amenuisent.

La précontrainte décale les courbes de manière presque constante sur l'axe vertical. La précontrainte intermédiaire entraîne une dissipation environ 1,5 fois plus élevée que la plus faible, tandis que la plus forte multiplie la dissipation par un facteur d'environ 2,5.

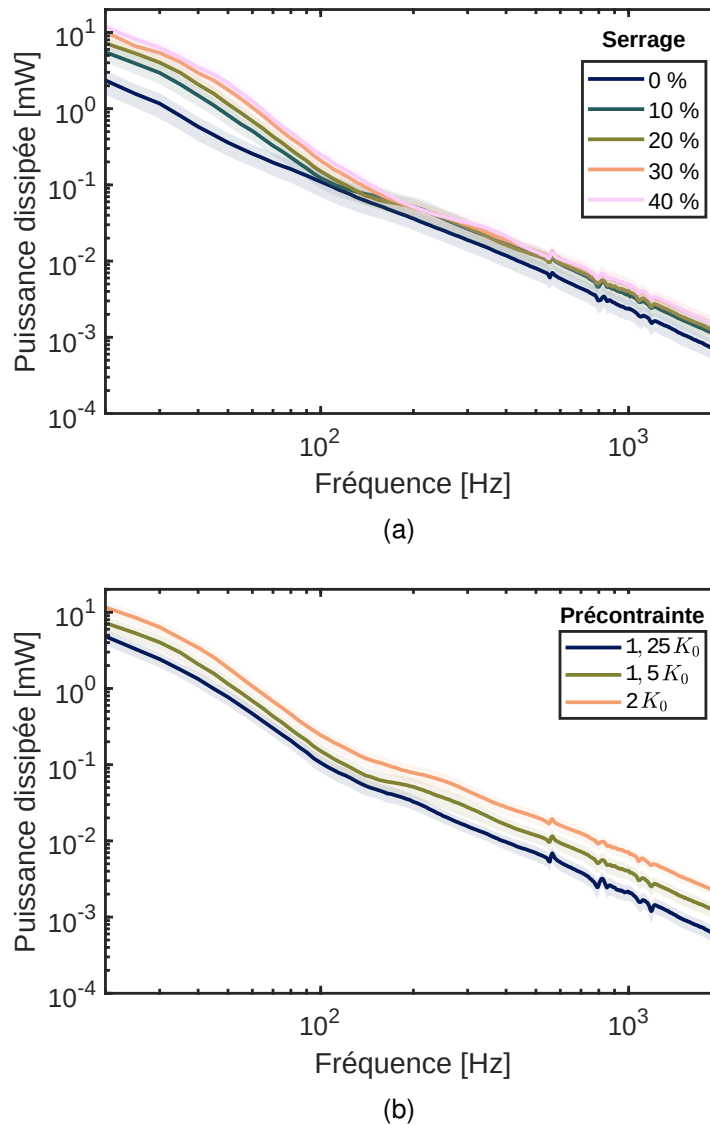


FIGURE 3.9 – Puissance dissipée en fonction de la fréquence : (a) effet du serrage pour une accélération de 20 m.s^{-2} et une précontrainte de $1,5 K_0$; (b) effet de la précontrainte pour une accélération de 20 m.s^{-2} et un serrage de 20 % ; les courbes représentent les valeurs moyennées sur la cohorte ; les aplats colorés représentent les intervalles de confiance à 95 %

3.2.4 Analyse croisée des mesures

La figure 3.10 présente l'évolution, en fonction du serrage, des modules longitudinaux et transverses, et des raideurs statiques et dynamiques. Les mesures sont normalisées par leur valeur mesurée à serrage nul. La raideur statique est calculée au point initial d'indentation et le module de la raideur dynamique à la fréquence la plus basse (20 Hz), moyenné sur l'ensemble des niveaux d'accélération et précontrainte. Nous pouvons observer que le module de cisaillement longitudinal est la grandeur qui augmente le plus

avec le serrage, atteignant une valeur huit fois supérieure à 40 % par rapport à l'état sans serrage, tandis que le module transverse évolue de manière plus modérée (rapport d'environ 3). Les raideurs statique et dynamique sont quant à elles multipliées par un facteur 6 et présentent une croissance quasi-linéaire très similaire. En effet, ces deux raideurs varient quasi linéairement avec l'accroissement du serrage (coefficient de détermination linéaire R^2 supérieur à 0,99).

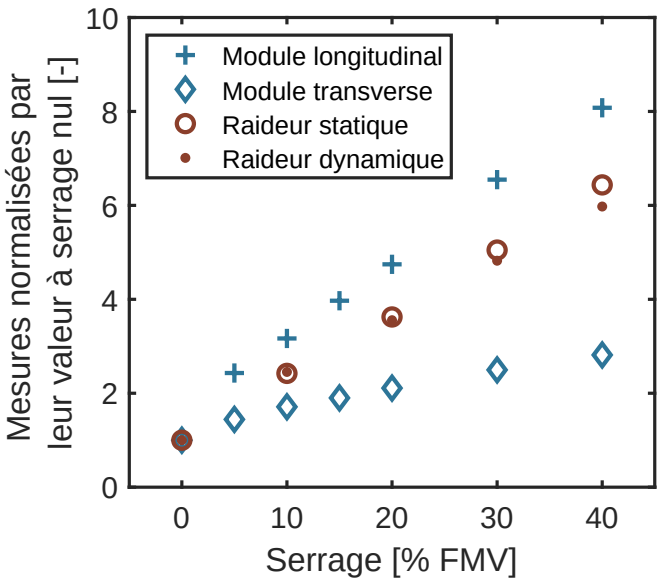


FIGURE 3.10 – Effet du serrage sur les modules longitudinal et transverse, la raideur statique à déplacement nul et la raideur dynamique à 20 Hz ; les grandeurs sont normalisées par leur valeur à serrage nul ; la raideur dynamique est moyennée pour tous les niveaux d'accélération et de précontrainte

Pour chaque volontaire, des corrélations croisées ont été calculées entre l'ensemble des variables et sont résumées dans la table 3.1. Il en ressort que l'effet du serrage est fortement corrélé entre les différentes techniques de mesure. Toutefois, les modules de cisaillement longitudinal et transversal présentent des coefficients de corrélation plus faibles entre eux.

Grandeurs comparées	Moyenne	Écart-type
Module longitudinal – Module transverse	0,79	0,27
Module longitudinal – Raideur statique	0,92	0,08
Raideur statique – Module dynamique	0,91	0,10

TABLE 3.1 – Coefficients de corrélation R^2 entre les techniques de mesure, calculés pour chaque volontaire

3.3 Discussion

3.3.1 Mesures par élastographie

Les mesures par élastographie ont révélé une relation quasi-linéaire entre le module de cisaillement longitudinal et la force de serrage (figure 3.4). Dans la littérature, une tendance comparable a été observée entre ce module et le niveau de contraction isométrique pour différents muscles : le PMID (Bouillard et al., 2011), le muscle abducteur du petit doigt (Ateş et al., 2015) ou encore le biceps (Yoshitake et al., 2014; Nordez et Hug, 2010). Dans notre étude, le niveau de contraction du PMID reste *a priori* inconnu, aucune correspondance n'ayant été établie entre les niveaux de serrage et de contraction isométrique. Toutefois, la linéarité observée suggère une augmentation proportionnelle de la contraction avec la force exercée.

À 40 % de serrage, le module longitudinal moyen atteint 77 kPa, une valeur légèrement inférieure à celles rapportées pour des contractions volontaires de même intensité : 125 kPa par Yoshitake et al. (2014), 100 kPa par Ateş et al. (2015), et 105 kPa par Bouillard et al. (2011). Cette différence pourrait s'expliquer par un niveau de contraction moindre. En effet, rien ne garantit qu'un pourcentage donné de serrage conduit à une activation équivalente de chacun des muscles impliqués ; le PMID ayant en outre probablement une contribution secondaire à la force résultante, comparativement aux muscles extrinsèques. À l'inverse, les études mentionnées reposaient sur des mouvements isolés — flexion du coude pour le biceps, abduction de l'index pour le PMID — sollicitant spécifiquement le muscle analysé. La nature différente des muscles étudiés peut également expliquer cet écart. Au repos, le module de 9,5 kPa concorde avec les valeurs mesurées par Watanabe et al. (2019) sur le PMID : entre 6 et 7 kPa selon l'angle de flexion de l'index.

Le rapport du module longitudinal sur le module transverse est fréquemment utilisé pour quantifier le degré d'anisotropie d'un muscle. Ce ratio dépend de l'activation musculaire (Gennisson et al., 2010; Ngo et al., 2024), ce que montrent nos mesures, mais également de l'étirement du muscle (Ngo et al., 2022). Une comparaison directe avec la littérature reste délicate, en l'absence d'information sur le niveau d'étirement du PMID *in situ*. Le ratio d'anisotropie mesuré croît de 1,1 à 0 % de serrage à 4,3 à 40 %, des valeurs cohérentes avec celles rapportées dans d'autres études : 3,35 par Ngo et al. (2024) et 2,11 par Knight et al. (2022).

Les écarts observés par rapport à ces études peuvent également s'expliquer par de potentielles erreurs métrologiques lors du positionnement de la sonde. Une mauvaise orientation peut conduire à une sous-estimation du module longitudinal, mais aussi à une

surestimation du module transverse (Knight et al., 2022). Ce risque est accentué ici par les faibles dimensions du PMID, notamment dans le plan transverse, rendant le positionnement délicat. L'orientation bipennée des fibres a par ailleurs compliqué l'identification de leur direction, en particulier lors des mesures longitudinales.

3.3.2 Mesures par indentation

Le comportement hyperélastique du PMID est observable à travers la relation non linéaire reliant la force de réaction à la pénétration de l'indenteur, avec une raideur croissant à mesure que la déformation augmente. La comparaison avec d'autres études reste délicate en raison des variations liées aux zones testées (nature des tissus, structures sous-cutanées) et aux conditions expérimentales (forme et matériau de l'indenteur). Toutefois, des essais similaires sur le biceps (Clemen et al., 2017), la cuisse (Fougeron et al., 2020), le doigt (Noël, 2017b) et également le PMID (Yielder et al., 2007) révèlent des comportements analogues et des ordres de grandeur comparables.

Par analogie avec les courbes contrainte-déformation de la peau (figure 2.14), la première phase, à faible raideur, pourrait refléter la contribution de l'élastine, tandis que la seconde, marquée par une raideur croissante, traduirait l'allongement progressif des fibres de collagène (Maurel et al., 2014). Une troisième phase, caractérisée par une raideur élevée et linéaire à forte déformation, n'a été observée que chez certains sujets. L'absence de relation simple entre la pénétration et la déformation lors de l'indentation, en raison de la complexité structurelle du tissu, empêche de conclure formellement sur la présence systématique de cette phase. Il est possible que, même à des niveaux de pénétration élevés, les tissus n'aient pas été suffisamment sollicités pour l'atteindre. Cette hypothèse est étayée par l'absence de structure rigide sous le PMID, telle qu'un os, contrairement à d'autres études où cette troisième phase est clairement observée (Noël, 2017b; Fougeron et al., 2020).

Le calcul d'un module d'Young équivalent de contact permet de prendre en compte la géométrie de l'indenteur dans les comparaisons inter-études, au prix d'hypothèses supplémentaires sur le contact (Johnson, 1985). En l'absence de serrage, ce module varie entre 35 et 41 kPa pour des déplacements de 1 à 4 mm. À titre de comparaison, Pailler-Mattei et al. (2008) rapportent, pour le bras, des valeurs comprises entre 13 et 18 kPa sur la même plage, avec une courbe également convexe. L'augmentation du module avec la profondeur de pénétration pourrait traduire la sollicitation de couches sous-cutanées plus rigides, comme le muscle.

Le décalage vertical entre les courbes selon le niveau de serrage est cohérent avec les observations de Clemen et al. (2017); Fougeron et al. (2020). L'élévation intermédiaire entre les modules de cisaillement longitudinal et transverse, mesurés par élastographie,

s'explique probablement par les déformations multidirectionnelles induites par l'indenteur. Enfin, la forte corrélation entre le module de cisaillement longitudinal et la raideur mesurée par indentation quasi-statique suggère que ces deux méthodes reflètent de manière comparable les effets du serrage sur les propriétés mécaniques du muscle.

3.3.3 Mesures par analyse mécanique dynamique

À notre connaissance, aucune étude n'a examiné l'influence de la contraction musculaire sur les propriétés viscoélastiques *in vivo* en fonction de la fréquence de sollicitation. Dans nos mesures, la raideur dynamique à 40 Hz varie de $0,31 \text{ N.mm}^{-1}$, pour les niveaux de précontrainte et de serrage les plus faibles, à $4,1 \text{ N.mm}^{-1}$ dans les conditions les plus élevées. En comparaison, Boyer et al. (2007) rapportent une valeur moyenne de $0,094 \text{ N.mm}^{-1}$ pour la peau du bras à la même fréquence, mais avec une précontrainte nettement plus faible (0,2 mm). Par ailleurs, Noël (2017b) a obtenu des valeurs comprises entre 5 et 25 N.mm^{-1} pour les tissus de la phalange, dans des conditions de précontrainte statique plus élevées et avec un indenteur de géométrie différente.

Bien qu'aucun modèle rhéologique classique, ni système masse–ressort–amortisseur ne puisse être identifié frontalement à partir de nos mesures — en particulier en raison des variations de phase — certaines analogies permettent toutefois d'éclairer le comportement observé. Deux hypothèses principales peuvent être avancées pour interpréter les différentes phases du module dynamique, séparées par des minima locaux. Selon une lecture rhéologique, le plateau initial pourrait correspondre à la région caoutchouteuse d'un polymère amorphe, dominée par les mouvements collectifs de longues chaînes moléculaires, tandis que le régime asymptotique renverrait à une région vitreuse. La zone intermédiaire, associée au réarrangement partiel de ces chaînes, pourrait expliquer la présence des deux pics de phase, comparables aux pics α et β décrits en viscoélasticité (Lakes, 2009).

D'un point de vue structurel, ces minima peuvent également s'interpréter comme des résonances locales. Cette hypothèse est soutenue par des simulations harmoniques ayant mis en évidence des résonances musculaires dans la bande 200–400 Hz (Noël et al., 2022; Vauthier et al., 2023). L'augmentation de la raideur liée au serrage est susceptible de déplacer ces résonances vers les hautes fréquences, en lien avec l'élévation du module d'Young, la masse étant supposée constante.

Aux fréquences élevées, la vibration de l'indenteur devient plus localisée, exhibant probablement en majorité les tissus les plus superficiels comme la peau. Néanmoins, le serrage continue d'influencer la raideur mesurée, ce qui suggère que le muscle continue d'impacter la réponse du système, au moins en tant que condition aux limites. Pour obtenir une approximation de la distance de propagation de la vibration, en négligeant le module de

l'indenteur et en considérant les tissus comme incompressibles, nous estimons le module d'Young global (englobant peau, tissus sous-cutanés et muscle) à 131 kPa pour un déplacement de 1 mm ; ce qui correspond à une longueur d'onde de 5,7 mm à une fréquence de 2 000 Hz (Kinsler, 2000).

L'évolution parallèle des modules statique et dynamique, ainsi que la forte corrélation entre les méthodes de mesure, attestent de la capacité du dispositif de DMA à discriminer les effets induits par le niveau de serrage. Bien que la littérature rapporte une certaine variabilité de l'impédance mécanique mesurée sur poignée vibrante, l'influence du serrage est systématiquement reconnue dans une bande fréquentielle typique de 25 Hz à 100 Hz (Lindenmann et al., 2022), en accord avec nos observations.

3.3.4 Limitations et perspectives

Plusieurs limites ont été mises en évidence au cours des expérimentations. La principale réside dans l'approche adoptée, centrée sur l'analyse de cohorte. Dans le but d'inclure un échantillon représentatif de travailleurs exposés aux vibrations, les analyses ont été menées sur l'ensemble des participants, sans distinction en sous-groupes ni traitement individualisé. Cette agrégation a permis de dégager des tendances globales relativement homogènes, mais au prix d'une atténuation des différences interindividuelles, parfois marquées. En particulier, l'implication du PMID dans le serrage varie selon les individus. La préhension repose principalement sur la flexion des phalanges, qui ne sollicite pas directement ce muscle (Watanabe et al., 2019). Principalement responsable de l'abduction de l'index, le PMID n'intervient que de manière secondaire dans le verrouillage en flexion.

Des disparités d'amplitude notables ont été observées entre les individus, malgré la corrélation globale entre les trois grandeurs mesurées (table 3.1). Ces variations ne sont pas associées à la FMV, ce qui suggère qu'elles pourraient refléter une sollicitation plus ou moins importante du PMID, en fonction des stratégies individuelles de préhension. Cependant, ces différences peuvent aussi provenir de la variabilité interindividuelle des propriétés des tissus musculaires.

Le protocole a été conçu de manière à privilégier la robustesse et la répétabilité des mesures au sein d'une cohorte large, ce qui s'est fait au détriment de la précision individuelle. Ainsi, lors des essais quasi-statiques, l'ajustement exponentiel, bien qu'adéquat pour représenter l'ensemble de la courbe, tend à surestimer la raideur aux faibles niveaux de pénétration, compromettant la caractérisation du comportement initial. Par ailleurs, le nombre de conditions expérimentales et de répétitions a été volontairement restreint afin de limiter la durée des essais à une demi-journée par volontaire. Bien que l'effet de l'accélération sur les mesures dynamiques se soit révélé modéré, l'exploration d'une

gamme plus étendue d'amplitudes aurait pu permettre de mettre en évidence des effets plus marqués.

Une autre limitation concerne les possibilités d'exploitation des résultats. L'application la plus directe résiderait dans l'identification de paramètres pour des lois de comportement. Toutefois, bien que les essais menés soient complémentaires — en couvrant des aspects d'hyperélasticité, de viscoélasticité et d'anisotropie — leur intégration conjointe dans une démarche d'identification constitue en elle-même un objet de recherche.

Par ailleurs, chaque méthode, prise isolément, ne fournit qu'une description partielle et insuffisante pour une identification complète du comportement musculaire. À titre d'exemple, dans le cas de l'élastographie, modéliser le PMID comme un matériau linéaire isotrope transverse nécessite l'estimation de deux modules de cisaillement, deux coefficients de Poisson et deux modules d'Young. Les modules de cisaillement ont été directement mesurés et les coefficients de Poisson sont supposés à partir de l'hypothèse d'incompressibilité. Le module d'Young transverse peut être estimé simplement du fait de l'isotropie du plan de symétrie mais le module longitudinal reste, quant à lui, inaccessible par cette méthode.

Dans le cadre de l'indentation quasi-statique, l'identification de propriétés mécaniques à partir de la théorie du contact est limitée, en raison de la structure multicouche du milieu, le muscle étant la couche la plus profonde. La fiabilité des paramètres identifiés dépend fortement des conditions de contact. En particulier, le coefficient de frottement varie selon l'état de surface et le degré d'hydratation de la peau, et même en présence de lubrification, il reste en partie incertain. Par ailleurs, la force de réaction est sensible à l'angle d'incidence de l'indenteur. L'inclinaison de la poignée a été choisie pour approcher un contact normal avec la peau ; toutefois, cette orientation, influencée par la morphologie du volontaire, était approximative.

Enfin, l'estimation directe des modules de stockage et de perte par DMA n'a pas pu être réalisée comme lors d'essais *ex vivo* sur des échantillons de géométrie contrôlée, en raison de la complexité structurelle du système *in vivo*. Cette contrainte limite la possibilité de recourir à une identification directe fondée sur des modèles rhéologiques simples, tels que les séries de Prony.

Dans ce contexte, la modélisation par EF constitue l'approche la plus pertinente pour l'identification des propriétés mécaniques. Elle consiste à reproduire numériquement l'essai d'indentation pour caractériser la réponse purement élastique, puis l'excitation vibratoire pour accéder aux paramètres viscoélastiques. Cette méthode s'avère applicable même en présence de lois de comportement complexes, comme l'ont démontré les travaux de Clemen et al. (2017) sur le biceps.

3.4 Conclusion

Les travaux présentés dans ce chapitre proposent une approche originale de caractérisation *in vivo* du comportement mécanique d'un muscle intrinsèque de la main, le PMID, en fonction du niveau de serrage. Un dispositif expérimental dédié a été développé pour mesurer la raideur statique et dynamique du muscle, par indentation et par DMA, ainsi que pour extraire son module de cisaillement élastique grâce à l'élastographie ultrasonore.

Les mesures ont montré que le serrage, via la contraction musculaire, modifie significativement les propriétés mécaniques du muscle. La rigidification est particulièrement marquée dans la direction des fibres, avec une raideur augmentant linéairement avec le niveau de serrage. Les résultats révèlent également le rôle actif du muscle dans la transmission des vibrations à la main : une force plus élevée s'accompagne d'une dissipation accrue de l'énergie mécanique, en particulier aux basses fréquences.

Enfin, ces mesures fournissent une base intéressante pour l'identification des paramètres matériaux du muscle, soit directement pour les mesures par élastographie, soit par méthode inverse pour les essais d'indentation statique et dynamique.

4

CARACTÉRISATION DE LA PRESSION DE CONTACT INDUITE PAR LES EFFORTS DE SERRAGE ET DE POUSSÉE

Ce chapitre présente les travaux de caractérisation menés pour évaluer l'influence des forces de serrage et de poussée sur la pression de contact¹. Un protocole expérimental a été élaboré afin d'obtenir des cartographies de pression correspondant à différents niveaux de serrage et de poussée. Les essais ont été réalisés à l'aide d'une nappe de capteurs capacitifs. Une méthode d'analyse de ces cartographies a ensuite été développée pour extraire une valeur moyenne de pression par doigt, de manière à être exploitée dans la modélisation des forces de serrage.

Le consentement libre et éclairé de chaque volontaire a été recueilli par écrit, conformément aux réglementations en vigueur.

4.1 Matériels et méthodes

4.1.1 Dispositif expérimental

Comme dans le chapitre 3, le dispositif est conçu pour permettre aux volontaires d'adopter une posture proche de celle décrite dans la norme NF EN ISO 10068 (2023) relative aux mesures de vibrations : debout, face à la poignée, le coude droit fléchi à 90°.

1. Il était initialement prévu d'inclure la poussée dans la modélisation.

Le banc d'essais comprend deux parties distinctes : une poignée instrumentée permettant de mesurer et d'afficher les efforts de serrage et de poussée et un système de métrologie Novel Pliance destiné à l'acquisition des champs de pression.

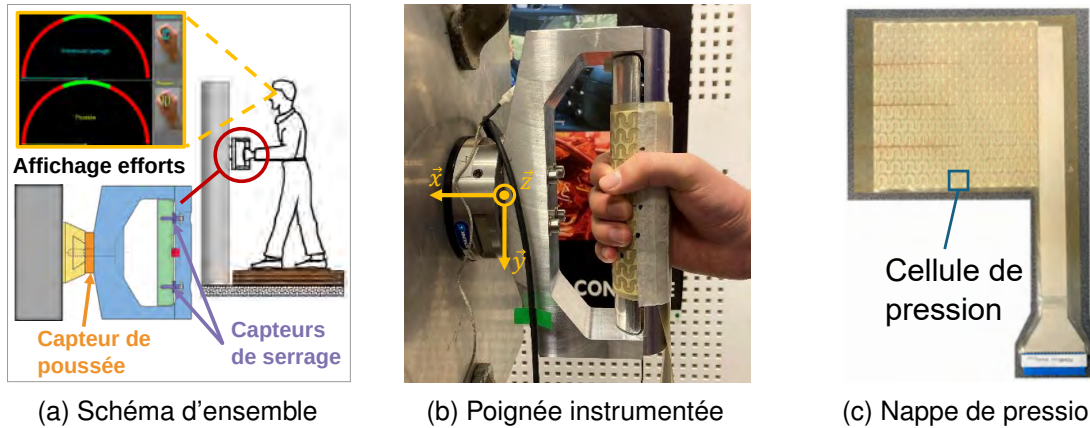


FIGURE 4.1 – Dispositif de mesure de la pression de contact en fonction des efforts de serrage et de poussée

4.1.2 Mesures des efforts de serrage et de poussée

La force de serrage est mesurée à l'aide de deux capteurs d'effort en compression (Omega LCM201-500N) insérés dans une poignée constituée de deux demi-cylindres de 40 mm de diamètre. Un capteur d'effort triaxial (FTN-Delta SI-660-60) est vissé entre la base de la poignée et son support (figure 4.1a). Ce support est fixé par des serre-joints à une poutre en I, elle-même ancrée au sol.

Les efforts de serrage sont mesurés dans la direction $\vec{x}$ (figure 4.1b), normale au support et parallèle à l'avant-bras. Les capteurs sont connectés à deux circuits d'acquisition : un boîtier National Instruments USB-6363 destinée à l'enregistrement des efforts de serrage et de poussée, et une carte d'acquisition Leo Bodnar contrôlée par une application légère développée en Delphi dédiée à l'affichage en temps réel des efforts exercés par le volontaire. Le niveau de serrage et de poussée exercés sont affichés sur un écran à l'aide d'aiguilles (figure 4.1a).

Les signaux de poussée et de serrage sont échantillonnés à 100 Hz. Les programmes de contrôle, d'acquisition et de traitement ont été développés avec le logiciel Matlab (version R2021b).

4.1.3 Mesures de la pression de contact

La pression de contact est mesurée à l'aide d'une nappe de 12×12 capteurs capacitifs (Novel Pliance) offrant une résolution de 1 cm^2 (figure 4.1c). Ces capteurs disposent d'un système d'acquisition spécifique (cartes et logiciel) fourni par le fabricant. Le logiciel Pliance associé n'est pas compatible avec des systèmes d'exploitation récents ; un second ordinateur de mesure, fonctionnant sous Windows XP Professional, est consacré à ces capteurs. En conséquence, l'acquisition des pressions de contact est disjointe du reste de l'instrumentation. Son déclenchement et son arrêt sont toutefois pilotés par une tension de commande générée via le boîtier National Instruments.

4.1.4 Protocole expérimental

Sept volontaires (quatre femmes et trois hommes), âgés de 21 à 29 ans (âge moyen : 25 ans), en bonne santé et non-fumeurs, ont participé à la campagne de mesures.

À chaque essai, une consigne de serrage et de poussée est tirée aléatoirement. Les volontaires doivent exercer simultanément un effort de serrage et de poussée sur la poignée de manière à positionner les aiguilles de force à l'intérieur d'une jauge verte définissant les tolérances admissibles autour des valeurs cibles. Une fois les aiguilles stabilisées la consigne est maintenue 5 secondes, durée pendant laquelle la pression de contact est enregistrée puis moyennée.

Les consignes sont exprimées en pourcentage de la FMV, déterminée avant les mesures. La FMV en serrage est évaluée en demandant aux volontaires de serrer progressivement la poignée jusqu'à leur maximum, sans exercer de poussée ; la valeur maximale atteinte sert de référence pour les consignes de serrage. De même, la FMV en poussée est évaluée sans contrainte sur le serrage. Les volontaires doivent néanmoins conserver la posture de référence et éviter d'engager le buste dans la poussée. Il leur est également demandé de pousser uniquement selon l'axe $\vec{x}$, parallèle à l'avant-bras. Les composantes de poussée hors axe (figure 4.1b) sont mesurées afin de vérifier que leur résultante reste inférieure à 25 % de la poussée en $\vec{x}$. Ce seuil a été fixé à une valeur relativement haute pour ne pas complexifier la consigne, le respect de cette contrainte étant également contrôlé lors des mesures de pression. En cas de dépassement du seuil ou de sortie des tolérances, l'essai est répété.

Sur l'ensemble de la cohorte, la FMV moyenne est de 212 N en serrage et 51 N en poussée. La faible valeur en poussée s'explique par le contrôle strict de la posture normalisée, limitant la force exercée. Les mesures ont été réalisées pour cinq niveaux de consigne (10, 20, 30, 40 et 50 % de la FMV) en serrage et en poussée, sans répétition, soit 25 combinaisons testées.

Une phase d'apprentissage précède les mesures durant laquelle les volontaires s'exercent avec des consignes arbitraires. Un temps de repos d'une minute est accordé entre chaque essai et une pause de dix minutes est prévue à mi-parcours du plan d'expérience.

4.1.5 Exploitation des mesures brutes

Dans ces essais, le système de mesure de pression développé par (Lemerle et al., 2008a) a été utilisé. Toutefois, comme discuté en section 2.4.2, ce dispositif n'est pas conçu pour fournir une information locale précise, en raison de sa faible résolution spatiale. La figure 4.3 (à gauche) présente deux cartographie brutes obtenues : les différentes zones anatomiques y sont difficilement identifiables.

Par ailleurs, la mesure produit un vecteur de 144 points, trop volumineux pour être utilisé directement comme cible dans un modèle. Même après exclusion des cellules de pression nulle (zones blanches sur la figure), le vecteur contiendrait encore une centaine de points.

À cela s'ajoutent des variations interindividuelles importantes. La position et la géométrie de la main diffèrent entre les volontaires, de sorte que, même sous une consigne identique, les cartographies varient fortement. Moyenner les pressions cellule par cellule n'aurait donc pas de sens, une cellule correspondant probablement à des points anatomiques différents d'un individu à l'autre.

Pour contourner cette difficulté, nous avons choisi de synthétiser les cartographies par zones anatomiques et de normaliser les pressions avant de les moyenner entre individus, conformément à certaines approches décrites dans la littérature (section 2.4.2). La résolution de la nappe demeure néanmoins insuffisante pour délimiter directement ces zones.

4.1.5.1 — *Mesure de l'empreinte de la main*

Afin d'extraire des zones anatomiques à partir des mesures de pression, l'empreinte de la main des volontaires a été relevée avant les acquisitions de manière à la superposer aux cartographies de pression lors de l'exploitation.

Une première approche explorée fut l'utilisation de films de pression Fujifilm Prescale. Ce système est constitué de deux feuillets : l'un contient un réactif, l'autre des microcapsules éclatant sous la pression et colorant le réactif. À l'aide de cette technique, il est théoriquement possible de mesurer à la fois la surface de contact et l'amplitude de la pression par densité de coloration. Bien qu'il soit principalement destiné à des applications industrielles sur surfaces planes, son utilisation pour l'étude de la main a été

rapportée par Lee et Rim (1991).

Des essais préliminaires ont été réalisés sur une poignée en aluminium avec des films modèles 5LW (plage de 6 à 50 kPa) et 4LW (50 à 200 kPa), correspondant aux seuils de détection les plus faibles disponibles. Bien qu'une empreinte ait pu être obtenue (figure 4.2a), la mesure de la pression s'est révélée peu fiable : saturation fréquente avec le modèle 5LW, sous-détection avec le 4LW. De plus, l'application sur la nappe à la surface plus souple, dégradait fortement la qualité de l'empreinte. L'installation des feuillets, nécessitant de superposer manuellement les films réactif et microcapsulé sur la poignée, s'est avérée très délicate : la manipulation provoquait fréquemment des pollutions invisibles au moment de la pose et se révélant une fois les feuillets assemblés. Par ailleurs, l'enroulement autour de la poignée entraînait parfois une coloration spontanée avant usage. En raison de ces limitations, cette méthode n'a pas été retenue.

La méthode finalement adoptée consiste à appliquer une peinture corporelle brillante sur la main des volontaires (figure 4.2b) et à placer un papier calque autour de la nappe. L'empreinte obtenue est ensuite scannée et après ajustement du contraste (figure 4.2c), elle permet un détourage satisfaisant des différentes zones anatomiques (figure 4.3). Pour faciliter l'identification ultérieure des phalanges, une couleur différente a été appliquée entre les plis des articulations IP.

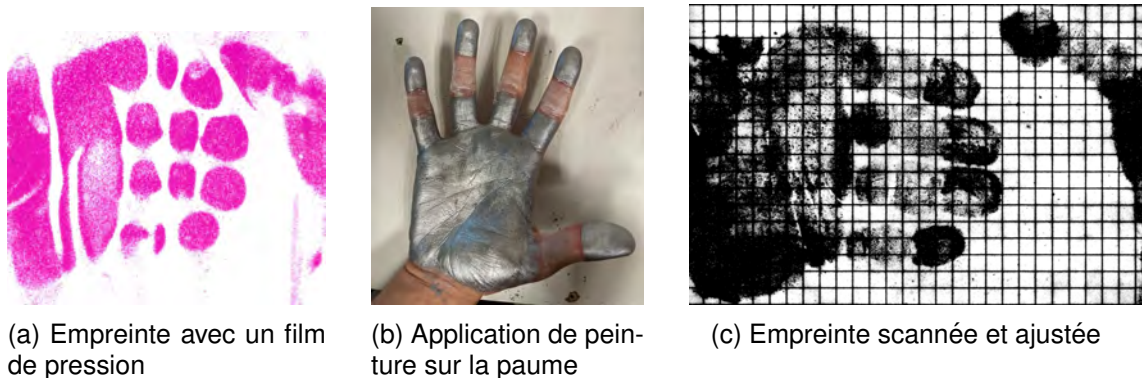


FIGURE 4.2 – Mesure de l'empreinte de la main

4.1.5.2 — Exploitation de la cartographie à l'aide de l'empreinte

Il a ensuite été nécessaire de définir une méthode permettant de relier les contours anatomiques aux mesures de pression. Nous avons utilisé une approche empirique : pour chaque capteur, la force résultante F s'exprime $F = P S_c$, où P est la pression mesurée et S_c la surface du capteur. En supposant une pression constante, la pression locale est recalculée selon $P' = \frac{F}{S_e}$, où S_e est la surface de l'empreinte projetée (pouvant contenir plusieurs zones anatomiques) à l'intérieur du capteur. La contribution F_i d'une zone anatomique i sur un capteur donné est enfin estimée par $F_i = P' S_{e,i}$, avec $S_{e,i}$ la surface

de i à l'intérieur du capteur. La pression moyenne par zone anatomique est estimée en appliquant cette méthode à tous les capteurs.

Cette méthode, bien que visuellement satisfaisante (figure 4.3, méthode 1), imposait un post-traitement lourd, notamment pour recalibrer précisément les empreintes, et produisait des résultats difficilement comparables aux données de la littérature. En outre, un nombre élevé de zones (trois par doigt long) n'était pas forcément nécessaire pour un premier niveau de modélisation.

Deux limitations expérimentales ont également été identifiées. D'une part, le contact du pouce varie fortement entre les individus et est difficilement exploitable. D'autre part, la nappe, longue de 120 mm, est insuffisante pour couvrir totalement la circonférence de la poignée (126 mm pour un diamètre de 40 mm). Cette zone de jonction a été placée sous la paume pour limiter son influence au niveau des doigts, ce qui a entraîné une sous-estimation des pressions induites par la poussée.

Face à ces limites, une exploitation simplifiée a été adoptée, notre objectif minimal étant d'évaluer la distribution de la pression entre les doigts longs, comme proposé par certains auteurs (figure 2.15b, Mühldorfer-Fodor et al. (2017)). Dans cette méthode, l'expérimentateur sélectionne manuellement les cellules correspondant à chaque doigt. Les forces sur les cellules partagées sont réparties équitablement entre les doigts. Les zones hors doigts longs (paume et pouce) ne sont pas exploitées. La pression moyenne par doigt est ensuite calculée puis normalisée pour exprimer la contribution relative de chaque doigt à la pression totale (figure 4.3, méthode 2).

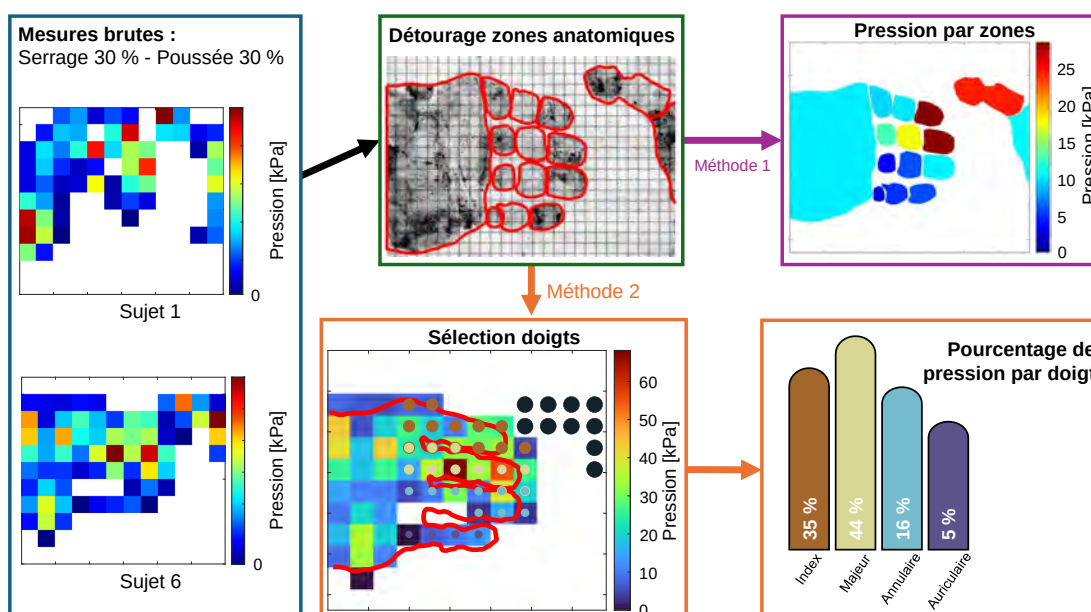


FIGURE 4.3 – Exploitation des cartographies de pression de contact

4.2 Résultats et discussion

Compte tenu du faible nombre de participants, l'analyse statistique s'est limitée au calcul de grandeurs usuelles (moyenne, médiane, écart-type, quartiles) et l'interprétation des résultats demeure essentiellement qualitative.

La figure 4.4 présente la distribution de pression, par volontaire, moyennée sur l'ensemble des conditions expérimentales (chaque couleur représente un sujet). Pour faciliter la lecture, les volontaires ont été classés par ordre décroissant de pression exercée par l'index. Une forte variabilité des contributions respectives des doigts peut être observée entre les individus, sans qu'une tendance générale ne s'en dégage. Nous pouvons toutefois noter que l'index et le majeur contribuent conjointement à environ 70 % de la pression exercée.

Une part de cette variabilité interindividuelle peut être attribuée à des différences morphologiques mais deux sources importantes de biais ont également été identifiées dans notre démarche. La première concerne le protocole expérimental : la combinaison des consignes de serrage et de poussée s'est révélée relativement complexe pour les volontaires, ce qui a pu les conduire, consciemment ou non, à adopter des stratégies spécifiques pour respecter les consignes. Ainsi, certains ont pu privilégier l'utilisation d'un doigt pour ajuster précisément la position de l'aiguille au détriment d'une mobilisation naturelle et équilibrée de l'ensemble des doigts.

La seconde source de biais provient de la méthode d'exploitation des cartographies. La force résultante totale exercée sur une cellule sollicitée par plusieurs doigts a été répartie équitablement entre eux, faute d'éléments permettant une pondération réaliste de cette répartition. En outre, toute erreur d'attribution d'une cellule à un doigt entraîne mécaniquement une surestimation de la pression exercée par ce doigt, et une sous-estimation équivalente pour son voisin. La probabilité d'une telle erreur est d'autant plus élevée que la sélection manuelle des cellules, bien que guidée par le contour de l'empreinte, demeure délicate.

La figure 4.5 présente la contribution moyenne des doigts en fonction du niveau de poussée, moyennée entre les volontaires et entre les niveaux de serrage (figure 4.5a), ainsi que la contribution moyenne par niveau de serrage, moyennée entre les volontaires et entre les niveaux de poussée (figure 4.5b).

Sous réserve des limites liées à la taille réduite de l'échantillon, il apparaît que le pourcentage moyen de pression varie très faiblement avec le serrage et la poussée. Concernant la poussée, cette stabilité pourrait s'expliquer par le fait que son effet se manifeste principalement au niveau de la paume, zone qui n'a pas été prise en compte dans l'exploitation. Concernant le serrage, l'observation est moins attendue. Une légère augmentation de la contribution de l'annulaire (de 18,5 à 21 %) et de l'auriculaire (de 5,5 à 8 %) apparaît avec

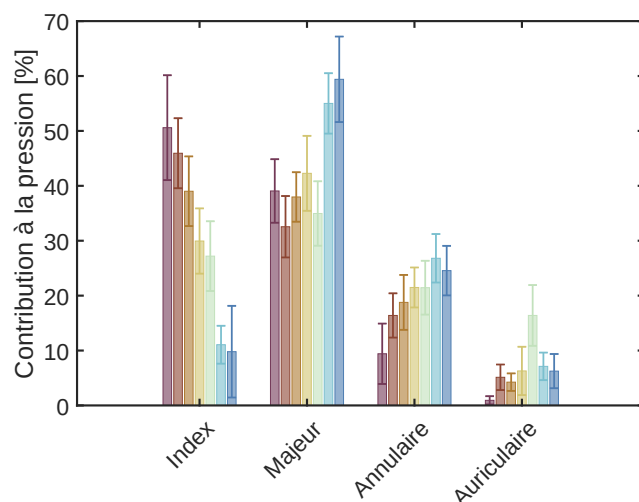


FIGURE 4.4 – Contribution relative des doigts à la pression totale par volontaire ; les valeurs sont moyennées pour toutes les conditions expérimentales ; les barres d'erreur représentent l'écart-type entre les conditions

l'augmentation du serrage. Ce phénomène pourrait résulter de mécanismes de compensation musculaire : afin de conserver une contraction modérée des muscles de l'index et du majeur et de prévenir la fatigue, le recours croissant aux autres doigts serait privilégié pour atteindre des niveaux de serrage plus élevés (section 2.1.5).

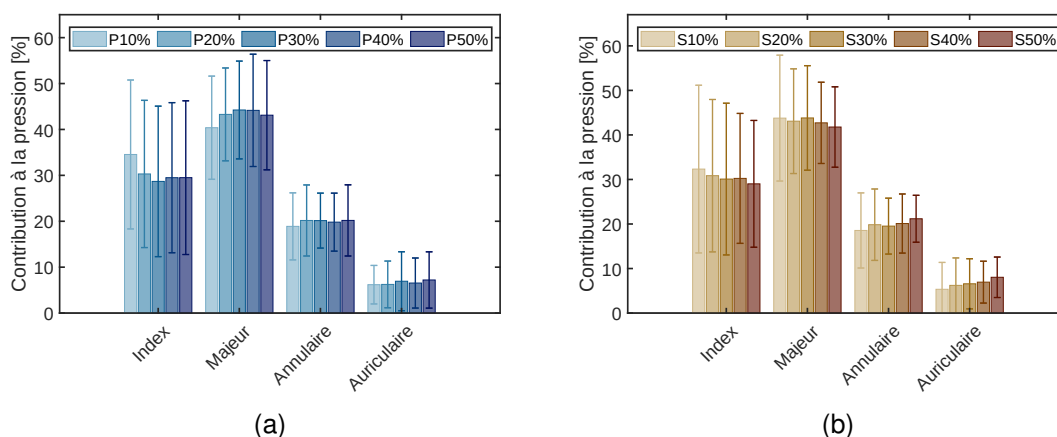


FIGURE 4.5 – Contribution relative des doigts à la pression totale en fonction de la poussée (a), du serrage (b) ; les valeurs sont moyennées entre les volontaires et le second paramètre : serrage (a), poussée (b) ; les barres d'erreur représentent l'écart-type

La figure 4.6 présente une synthèse de nos mesures comparée aux résultats de la littérature. L'ensemble de nos données, tous niveaux de serrage et de poussée confondus, est représenté à l'aide de diagrammes en boîte jaunes (premier quartile, médiane, troisième quartile). Les extrêmes ne sont pas affichées afin de ne pas étirer outre mesure l'échelle du graphique. Le pourcentage moyen est indiqué par une croix. Les diagrammes

verts regroupent les pourcentages rapportés dans la littérature (quatorze répartitions issues de douze articles). Ces données proviennent soit de mesures spécifiques comparant directement les contributions entre doigts longs (Mühldorfer-Fodor et al., 2017; Amis, 1987; Cai et al., 2018), soit d'estimations réalisées à partir des zones anatomiques décrites dans les études.

Certains auteurs font référence indifféremment à la pression ou à la force. Dans le cas de mesures réalisées à l'aide de nappes de capteurs, les deux grandeurs peuvent être considérées comme équivalentes. En revanche, les travaux utilisant des poignées instrumentées par des capteurs d'effort peuvent produire des résultats différents selon l'orientation de ces capteurs (Amis, 1987; Freund et al., 2002). Nous avons tout de même choisi d'inclure sans distinction l'ensemble de ces études afin de situer nos résultats dans un cadre aussi large que possible.

Nos mesures indiquent des contributions en pression de l'index, du majeur, de l'annulaire et de l'auriculaire évaluées respectivement à 30, 43, 20 et 7 %.

Malgré une dispersion importante des pourcentages de pression, les moyennes obtenues restent cohérentes avec celles rapportées dans la littérature. Il est à noter que, même si les moyennes entre les études sont relativement proches — les protocoles étant souvent comparables, notamment par l'évaluation de la FMV — la dispersion intra-étude n'est pas négligeable (par exemple, Cai et al. (2018) rapporte un écart-type d'environ 5 %, une fois recalculé entre les doigts longs). Nos résultats montrent une utilisation plus marquée du majeur, se traduisant en réaction par des contributions moindres de l'annulaire et surtout, de l'auriculaire.

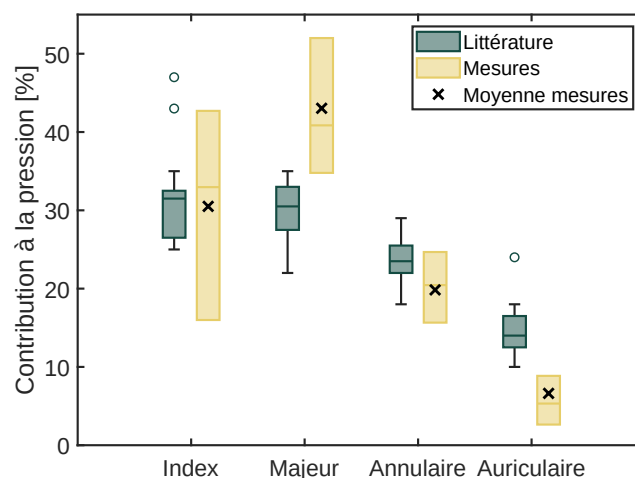


FIGURE 4.6 – Comparaison des contributions mesurées à la littérature ; la dispersion des valeurs est représentée à l'aide diagrammes en boîte

Tout au long de cette section, nous avons choisi de présenter les résultats entre les

doigts uniquement en pourcentage relatif, sans faire état des pressions absolues, ceci pour plusieurs raisons. D'une part, cette représentation est plus parlante pour illustrer la contribution respective de chaque doigt long à la force de serrage — ce qui explique son usage majoritaire dans la littérature et facilite une comparaison directe de nos résultats.

D'autre part, il a été démontré que l'utilisation de cette nappe de capteurs sur des cylindres de forte courbure introduit des erreurs de mesure significatives (Tomasini etdelle Marche, 2008; Lemerle et al., 2008a,b). Le rapport technique relatif au développement de ces nappes évalue à 30 % l'erreur de mesure en poussée pour une poignée de 40 mm de diamètre (Tomasini etdelle Marche, 2008). Bien qu'aucune valeur spécifique ne soit rapportée pour le serrage, il est raisonnable de supposer une erreur d'ordre comparable. En considérant que cette erreur provient principalement de la flexion des capteurs et est ainsi indépendante de la force appliquée, la normalisation des résultats permet de réduire partiellement ce biais. Cette hypothèse est soutenue par la linéarité observée entre les mesures réalisées à l'aide de poignées instrumentées et celles obtenues avec des nappes de capteurs (Lemerle et al., 2008b).

Par ailleurs, la friction et la sollicitation partielle des capteurs constituent des sources supplémentaires d'erreur, particulièrement sensibles pour des forces faibles (Tomasini etdelle Marche, 2008; Lemerle et al., 2008b). Le chargement de seulement 25 % de la surface d'une cellule peut ainsi conduire à une erreur allant jusqu'à -30 % de la valeur attendue.

Ces éléments pourraient expliquer en partie la faible contribution observée de l'auriculaire dont la surface de contact et la force exercée sont les plus faibles parmi les doigts.

Malgré ces potentielles erreurs métrologiques, il convient de souligner que les champs de pression mesurés restent du même ordre de grandeur que ceux observés dans la littérature : les pressions maximales atteignent respectivement 220 kPa et 240 kPa chez Cai et al. (2018) et Mühldorfer-Fodor et al. (2017), contre 191 kPa sur l'ensemble de nos mesures. Lee et Rim (1991) rapportent des pressions locales pouvant aller jusqu'à 1 MPa en utilisant des films de pression Fujifilm Prescale.

4.3 Conclusion

En conclusion, nous avons développé un dispositif expérimental permettant de quantifier la pression de contact exercée par la main en fonction des niveaux de serrage et de poussée. Pour pallier la résolution insuffisante du système métrologique employé, nous avons conçu une méthode d'exploitation des cartographies de pression, basé sur la mesure de l'empreinte de la main, permettant de calculer la répartition de pression entre les doigts longs. Nos résultats montrent une contribution dominante du majeur puis

de l'index, avec des variations interindividuelles notables. Le niveau de serrage et de poussée influence faiblement la répartition de la pression entre les doigts. Ces observations doivent toutefois être nuancées par la taille restreinte de la cohorte étudiée et les limites méthodologiques liées à la résolution des capteurs ; des améliorations pourraient être envisagées, notamment par l'emploi de dispositifs de mesure à plus haute définition. Enfin, la répartition de pression entre les quatre doigts pourra être exploitée lors de la modélisation du serrage.

5

MODÉLISATION PAR ÉLÉMENTS FINIS DE LA PRÉHENSION

Ce chapitre présente le développement d'un modèle par EF permettant de simuler la préhension d'un cylindre rigide à différents niveaux de serrage. Le comportement mécanique des tissus a été identifié à partir des mesures sur le PMID présentées dans le chapitre 3 et de données issues de la littérature. Les articulations ont été modélisées par des liaisons mécaniques dont les paramètres ont été déterminées à partir de la géométrie du maillage. Les simulations ont ensuite été conduites en appliquant des rotations aux liaisons, de manière à reproduire la distribution de pression de contact présentée dans le chapitre 4.

L'ensemble des simulations par EF a été réalisé à l'aide du logiciel LS-DYNA, version R13.1. Les analyses ont été menées en régime quasi-statique à l'aide d'un solveur implicite utilisant une résolution non linéaire basée sur une méthode quasi-Newton.

Les opérations extérieures à la simulation par EF ont été réalisées à l'aide du logiciel Matlab (version R2023a).

5.1 Maillage de la main

Les développements numériques ont été menés à partir d'un maillage préexistant de la main droite, issu d'une segmentation IRM réalisée sur un homme de 28 ans, mesurant 1,78 m, pesant 78 kg et n'ayant subi aucun traumatisme récent.

Lors des séquences d'imagerie, le sujet tenait un cylindre de 40 mm de diamètre sans exercer de serrage. Le maillage présente donc une géométrie proche de celle de la main en condition de préhension (figure 5.1a). Certains éléments anatomiques, non direc-

tement restructurables par le logiciel de segmentation, ont été ajoutés en s'appuyant sur les dimensions et les points d'insertion décrits dans la littérature anatomique. Cela concerne plusieurs ligaments et tendons, les capsules articulaires et les poulies digitales (figure 5.1c).

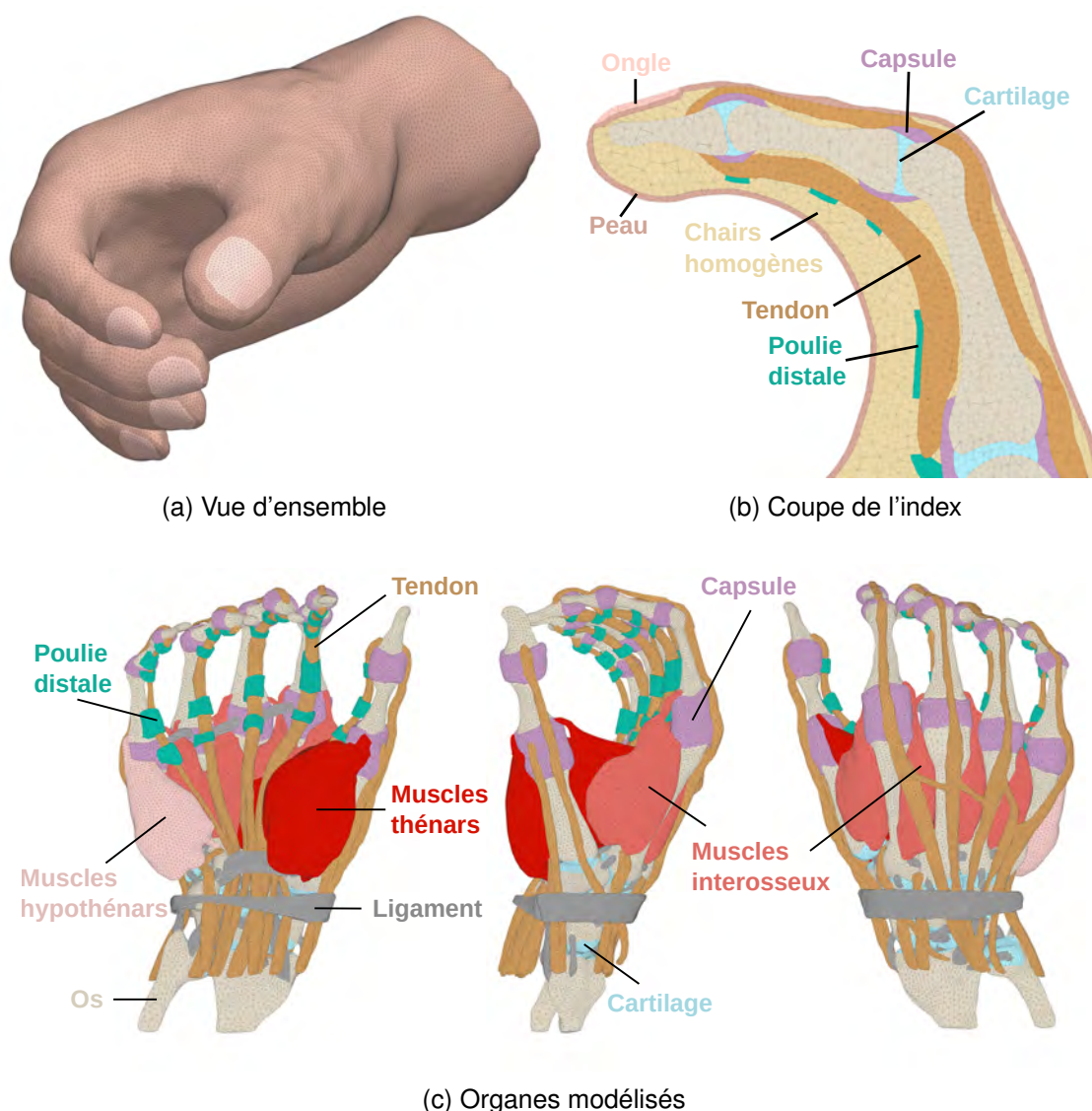


FIGURE 5.1 – Maillage issu de la segmentation IRM de la main droite d'un volontaire

Le maillage inclut les vingt-sept os de la main ainsi que les extrémités distales de l'ulna et du radius. Le cartilage des articulations du carpe et du poignet est modélisé en évitant la surface osseuse sur une épaisseur de 0,5 mm (figure 5.1c). Le cartilage des articulations MCP et IP est modélisé en comblant l'espace entre les os à l'intérieur de la capsule articulaire (figure 5.1b).

Les muscles intrinsèques ne peuvent être distingués individuellement et sont modélisés sous la forme de trois groupes de tissus homogènes représentant les muscles thénars,

interosseux et hypothénars (figure 5.1c)

Les extrémités proximales des tendons étant sectionnées au niveau de l'avant-bras, les muscles extrinsèques ne sont pas modélisés (figure 5.1c). À l'intérieur d'un doigt, les tendons fléchisseurs profonds et superficiels sont modélisés comme un seul solide (figure 5.1b).

Le complexe ligamentaire carpien est modélisé de manière simplifiée en s'appuyant sur des proportions et insertions anatomiques extraites de la littérature (figure 5.1c).

La peau est modélisée par une couche superficielle de tissu de 0,5 mm d'épaisseur (figures 5.1a et 5.1b). Des chairs homogènes comblent l'espace laissé entre la peau et les organes (figure 5.1b).

Le maillage est formé de tétraèdres d'une longueur caractéristique comprise entre 0,5 et 3 mm. La table 5.1 présente le nombre de nœuds et d'éléments, ainsi que le volume relatif de chaque groupe anatomique.

Organes	Nœuds	Éléments	Volume relatif
Chairs homogènes	175 771	754 315	55,7 %
Muscles	87 429	20 037	16,4 %
Os	44 106	177 480	12,8 %
Peau	70 077	208 800	7,0 %
Tendons	33 609	108 160	4,0 %
Ligaments	9 876	28 399	1,1 %
Cartilage	20 480	57 779	1,3 %
Capsules articulaires	7 832	21 300	1,2 %
Poulies distales	7 856	3 359	0,3 %
Ongles	1 747	4 559	0,1 %

TABLE 5.1 – Composition du maillage de main

5.2 Comportement mécanique des tissus

5.2.1 Tissus élastiques

Les os, le cartilage et les ongles ont été modélisés comme des matériaux élastiques isotropes. Leurs propriétés mécaniques sont résumées dans la table 5.2.

Tous les os du modèle ont été décrits avec un comportement identique. Le module d'Young E a été estimé à 18 100 MPa en moyennant les modules mesurés en traction ex

vivo pour des os longs humains (fémur, tibia, humérus et radius ; Fung et Cowin (1994)). La masse volumique ρ a été fixée à $1\,950\text{ kg.m}^{-3}$ à partir de mesures effectuées sur la partie corticale de diaphyses d'os longs (Fung et Cowin, 1994). En l'absence de données expérimentales concluantes, nous avons assumé un coefficient de Poisson ν de 0,3, valeur couramment retenue dans les travaux de modélisation (Pramudita et al., 2017).

Les propriétés mécaniques du cartilage proviennent de mesures par indentation *ex vivo*, réalisées en milieu hydraté par Richard et al. (2013). Les auteurs y identifient un comportement viscoélastique modélisé par un modèle de Zener. Les temps de relaxation observés dépassent néanmoins une dizaine de secondes. En conséquence, seule la réponse élastique du tissu a été considérée, en retenant un module d'Young asymptotique (correspondant à une relaxation infinie) de 1,8 MPa. En raison de la forte hydratation *in vivo* du cartilage, Le coefficient de Poisson a été estimé à 0,47 et la masse volumique à $1\,000\text{ kg.m}^{-3}$ (Richard et al., 2013).

Le module d'Young des ongles, évalué à 2 320 MPa, est issu d'essais de traction *ex vivo* menés à une humidité relative de 55 %, considérée comme représentative de l'état physiologique. La masse volumique, mesurée par pycnométrie, est de $1\,300\text{ kg.m}^{-3}$ (Baraldi et al., 2015). En l'absence de données expérimentales, le coefficient de Poisson a été fixé à 0,3 (Farran et al., 2009).

Tissu	$\rho\text{ [kg.m}^{-3}\text{]}$	$\nu\text{ [-]}$	$E\text{ [MPa]}$
Os	1 950	0,3	18 100
Cartilage	1 000	0,47	1,8
Ongle	1 300	0,3	2 320

TABLE 5.2 – Propriétés mécaniques des tissus élastiques

5.2.2 Tissus viscoélastiques

Les tendons et les ligaments présentent une réponse élastique linéaire à leur niveau de tension *in situ*, ainsi que des propriétés viscoélastiques (Maurel et al., 2014).

Leur masse volumique a été fixée à $1\,000\text{ kg.m}^{-3}$ et le coefficient de Poisson à 0,49, en raison de leur forte teneur en eau et de leur faible compressibilité (Untaroiu et al., 2005).

Les propriétés élastiques et visqueuses ont été déterminées de manière indépendante. Le comportement élastique des tendons est décrit par un module d'Young de 816 MPa, obtenu lors d'essais de traction *ex vivo* sur le tendon d'Achille Wren et al. (2001). Un module d'Young de 234 MPa a été retenu pour les ligaments. Ce dernier a été mesuré lors d'essais de traction *ex vivo* sur des ligaments calcanéo-fibulaires (situés dans la cheville) ayant été embaumés afin de préserver leurs propriétés (Liao et al., 2015).

Les données disponibles sur les propriétés visqueuses des tendons concernent essentiellement des temps de relaxation longs (de 1 à 300 s), correspondant à des régimes de très basse fréquence (Tang et al., 2011). En l'absence de mesures pertinentes à des fréquences plus élevées, un comportement visqueux commun a été adopté pour les tendons et les ligaments. Celui-ci repose sur un développement en série de Prony, identifié à partir de mesures *ex vivo* sur le ligament collatéral médial du genou (Untaroiu et al., 2005).

Le comportement viscoélastique des tendons et des ligaments a été retranscrit dans LS-DYNA à l'aide de modèles rhéologiques de Maxwell généralisé, dont la fonction de relaxation en cisaillement s'exprime :

$$\mu(t) = \mu + \sum_{k=1}^N G_k e^{-\beta_k t} \quad (5.1)$$

Les coefficients β_k [s^{-1}] sont égaux aux termes $1/\tau_k$ de la formulation 2.51 employée par Untaroiu et al. (2005).

Pour un temps de relaxation infini, la fonction $\mu(t)$ tend vers le module de cisaillement élastique μ . Celui-ci a été déduit du module d'Young E , mesuré par Wren et al. (2001) pour les tendons et par Liao et al. (2015) pour les ligaments, et du coefficient de Poisson ν :

$$\mu = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (5.2)$$

Le module de cisaillement instantané μ_0 se définit comme :

$$\mu_0 = \lim_{t \rightarrow 0^+} \mu(t) = \mu + \sum_{k=1}^N G_k \quad (5.3)$$

Cette grandeur a été employée par Untaroiu et al. (2005) pour définir les coefficients visqueux à l'aide des modules normalisés g_k :

$$g_k = \frac{G_k}{\mu_0} \quad (5.4)$$

Les paramètres G_k du modèle de Maxwell généralisé ont été déterminés à partir des coefficients g_k et du module de cisaillement μ en utilisant les relations précédentes. Les valeurs obtenues sont présentées dans la table 5.3. Faute de données expérimentales spécifiques, les capsules ligamentaires et les poulies distales ont été modélisées avec les mêmes propriétés viscoélastiques que les ligaments, en raison de la similarité de leur composition.

Tissu	ρ [kg.m ⁻³]	ν [-]	E [MPa]	G_k [MPa]	β_k [s ⁻¹]
Tendon	1 000	0,49	816	86,29	10
				14,96	85,40
				200,19	6,15
Ligament, capsule, poulie	1 000	0,49	234	24,74	10
				4,29	85,40
				57,41	6,15

TABLE 5.3 – Paramètres utilisés dans les modèles viscoélastiques de Maxwell généralisé ; $k \in \llbracket 1, 3 \rrbracket$

5.2.3 Tissus visco-hyperélastiques

La peau et les chairs ont été modélisées comme des matériaux visco-hyperélastiques, en s'appuyant sur les propriétés identifiées par Noël (2018). Cette étude repose sur une identification par méthode inverse réalisée à partir d'essais d'indentation statique et dynamique sur le doigt. Le modèle EF employé pour l'identification ne distinguant pas la peau des tissus sous-cutanés, un comportement mécanique identique a été retenu pour la peau et les chairs dans notre modèle.

La masse volumique a été fixée à 1 000 kg.m⁻³ et le coefficient de Poisson à 0,49, en raison de la forte teneur en eau et de la faible compressibilité de ces tissus.

La réponse hyperélastique du matériau a été décrite à l'aide d'une loi d'Ogden d'ordre $N = 1$. Toutefois, la formulation employée par Noël (2018) diffère légèrement de celle implémentée dans LS-DYNA. Les principales divergences résident dans l'expression des élongations : la première est formulée à partir des élongations principales, tandis que la seconde utilise leurs formes réduites. De plus, les fonctions associées à la variation de volume diffèrent entre les deux approches.

Ainsi, dans l'étude de Noël (2018), la densité d'énergie de déformation W s'exprime :

$$W = \sum_{k=1}^N 2 \frac{\mu_k}{\alpha_k^2} \left(\lambda_1^{\alpha_k} + \lambda_2^{\alpha_k} + \lambda_3^{\alpha_k} - 3 + \frac{1}{\beta} (J^{-\alpha_k \beta} - 1) \right) \quad (5.5)$$

où $\beta = \frac{\nu}{1-2\nu}$, avec ν le coefficient de Poisson.

Dans LS-DYNA, la densité d'énergie de déformation est formulée :

$$W = \sum_{k=1}^N \frac{\mu_k}{\alpha_k} \left(\bar{\lambda}_1^{\alpha_k} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_k} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_k} - 3 \right) + K (J - 1 - \ln J) \quad (5.6)$$

K désigne le module d'incompressibilité initial, donné par :

$$K = \frac{2\mu(1+\nu)}{3(1-2\nu)} = \frac{(1+\nu)}{3(1-2\nu)} \sum_{k=1}^N (\mu_p \alpha_p) \quad (5.7)$$

Pour adapter les paramètres proposés par Noël (2018) au formalisme de LS-DYNA, une hypothèse d'incompressibilité a été formulée — uniquement dans le cadre de l'identification. Cette simplification permet de négliger les contributions volumiques et d'assimiler les élongations réduites $\bar{\lambda}$ aux élongations principales λ (puisque $J = 1$). L'égalité des équations 5.5 et 5.6 permettent de déduire immédiatement les paramètres : $\mu_1 = 3,57 \times 10^{-4}$ MPa et $\alpha_1 = 22,95$.

Dans l'étude de Noël (2018), la contribution viscoélastique est modélisée à l'aide d'un spectre de relaxation Box Spectrum, dont le module dynamique s'écrit :

$$\hat{\mu}_{Box}(\omega) = H_0 \left(\frac{1}{2} \ln \left(\frac{1 + (\omega \tau_2)^2}{1 + (\omega \tau_1)^2} \right) + i (\arctan(\omega \tau_2) - \arctan(\omega \tau_1)) \right) \quad (5.8)$$

où $\omega = 2\pi f$, f étant la fréquence d'excitation. H_0 , τ_1 et τ_2 sont les paramètres du modèle.

Seul un développement en série de Prony est implémenté dans LS-DYNA pour adjoindre de la viscoélasticité à un modèle hyperélastique d'Ogden. Son module dynamique est donné par :

$$\hat{\mu}(\omega) = \sum_{k=1}^N \frac{G_k}{\beta_k^2 + \omega^2} (\omega^2 + i\beta_k \omega) \quad (5.9)$$

Cette équation correspond à la transformée de Fourier du comportement viscoélastique du modèle de Maxwell généralisé (équation 5.1).

Les coefficients G_k et β_k ont été déterminés par ajustement du module complexe $\hat{\mu}(\omega)$ sur celui du modèle Box Spectrum $\hat{\mu}_{Box}(\omega)$, en minimisant l'erreur quadratique entre les deux fonctions sur la plage 10–500 Hz. L'optimisation a été conduite à l'aide de la toolbox Optimization de Matlab, en recourant à un algorithme à régions de confiance.

Les valeurs initiales de G_k et β_k ont été choisies empiriquement dans le voisinage de H_0 , $1/\tau_1$ et $1/\tau_2$ du modèle Box Spectrum. L'optimisation a convergé vers un résultat satisfaisant à partir d'un développement d'ordre $N = 2$.

Le résultat de l'ajustement est présenté sur la figure 5.2, où sont représentés le module de stockage (partie réelle de $\hat{\mu}$) et le module de perte (partie imaginaire de $\hat{\mu}$).

Tous les paramètres retenus pour décrire le comportement mécanique de la peau et de la chair sont récapitulés dans la table 5.4.

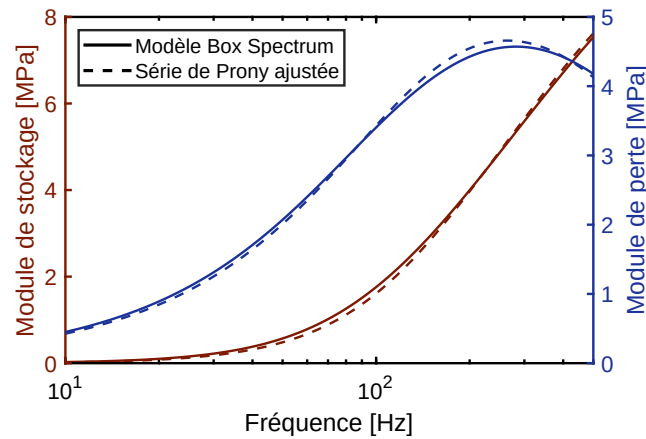


FIGURE 5.2 – Ajustement d'une série de Prony d'ordre 2 au modèle Box Spectrum

Tissu	ρ [kg.m ⁻³]	ν [-]	μ_1 MPa	α_1 [-]	G_k MPa	β_k s ⁻¹
Chair, peau	1 000	0,49	$3,57 \times 10^{-4}$	22,95	5,79	176,39
					4,64	467,64

TABLE 5.4 – Paramètres visco-hyperélastiques (modèle de Ogden et série de Prony) utilisées pour décrire la peau et les chairs

5.2.4 Comportement mécanique du muscle

Les modèles hyperélastiques isotropes transverses intégrant une activité contractile sont particulièrement adaptés à la modélisation des tissus musculaires (Payan et Ohayon, 2017). Toutefois, deux contraintes majeures ont fait obstacle à leur utilisation dans notre étude. D'une part, le paramétrage de ces modèles requiert l'allongement du muscle et son niveau de contraction, deux grandeurs que nous n'avons pas quantifiées expérimentalement. D'autre part, la prise en compte de l'anisotropie en grande déformation nécessite un maillage structuré selon la direction des fibres musculaires (Maier et Schulte, 2022), ce qui ne correspond pas avec le maillage tétraédrique dont nous disposons.

En conséquence, nous avons adopté une approche simplifiée pour modéliser l'activation musculaire. Pour chaque niveau de serrage, des paramètres matériels ont été identifiés, puis utilisés dans une simulation dédiée à reproduire ce même niveau de serrage. Ce choix a permis de réduire la complexité des lois de comportement utilisées, au prix d'une identification distincte pour chaque condition de serrage.

La réponse élastique du muscle a été modélisée à l'aide d'une loi d'Ogden d'ordre 1. Ses paramètres ont été identifiés par modélisation inverse des essais d'indentation quasi-statique. Le modèle par EF employé est volontairement dépouillé : l'objectif n'était pas d'obtenir une identification très fine, mais de valider l'ensemble de la démarche, de l'iden-

tification des paramètres à leur utilisation dans les simulations de serrage.

5.2.4.1 — Comportement élastique isotrope transverse

Avant d'aborder l'identification des propriétés hyperélastiques, nous présentons le comportement élastique isotrope transverse déduit analytiquement des mesures par élastographie. Ce comportement n'a pas été intégré aux simulations de serrage, mais a été utilisé dans l'analyse modale de la main (chapitre 6).

La description d'un matériau isotrope transverse nécessite cinq paramètres : le module de cisaillement longitudinal μ_L , le module de cisaillement transverse μ_T , le coefficient de Poisson dans le plan longitudinal ν_{LT} , le coefficient de Poisson dans le plan transverse ν_{TT} et le module d'Young longitudinal E_L .

Les modules μ_L et μ_T ont été mesurés pour les différentes conditions de serrage sur le PMID (section 3.2.1). L'hypothèse d'incompressibilité du muscle impose $\nu_{LT} = 0,5$.

Le coefficient de Poisson transverse ν_{TT} a ensuite été déduit de la relation :

$$\nu_{TT} = 1 - \frac{E_T}{2E_L} \quad (\text{Knight et al., 2022}) \quad (5.10)$$

Dans le plan transverse isotrope, le module d'Young E_T s'exprime :

$$E_T = 2\mu_T (1 + \nu_{TT}) \quad (5.11)$$

Cependant, le module d'Young longitudinal E_L reste inconnu. Pour déterminer ce paramètre, nous avons considéré que :

$$\frac{E_L}{E_T} = \frac{\mu_L}{\mu_T} \quad (\text{Rouze et al., 2020}) \quad (5.12)$$

Nous avons d'ailleurs remarqué dans la section 3.3.1 que le rapport $\frac{\mu_L}{\mu_T}$ mesuré sur le PMID aux différents niveaux de serrage se trouve dans le voisinage de valeurs du rapport $\frac{E_L}{E_T}$ rapportés dans la littérature sur d'autres muscles. L'ensemble des propriétés élastiques isotropes transverse, pour chaque niveau de serrage, est synthétisé dans la table 5.5. Notons que de nombreux chiffres significatifs sont conservés pour μ_{TT} . En effet, en raison de la valeur de μ_{LT} proche de 0,5, un arrondi trop important peut conduire à des coefficients invalides dans le tenseur des rigidités.

5.2.4.2 — Comportement hyperélastique

Pour identifier le comportement hyperélastique isotrope du muscle, l'essai d'indentation quasi-statique décrit dans la section (3.1.3) a été reproduit pour chaque niveau de serrage à l'aide d'un modèle par EF.

Serrage [% FMV]	ρ [kg/m ³]	ν_{LT} [-]	ν_{TT} [-]	μ_L [kPa]	μ_T [kPa]	E_L [kPa]
0	1 000	0,499	0,55	10	9	31
10	1 000	0,499	0,75	30	15	105
20	1 000	0,499	0,80	45	18	162
30	1 000	0,499	0,822 580 65	62	22	226
40	1 000	0,499	0,837 662 34	77	25	283

TABLE 5.5 – Paramètres élastiques isotropes transverses du PMID issus de nos mesures par élastographie (3.2.1) et de la littérature

Le maillage de ce modèle a été conçu de manière à reproduire approximativement les dimensions de l'espace occupé entre le pouce et l'index par le PMID et les muscles thénars sur le maillage de main (figure 5.3, à gauche). Le muscle est maillé à l'aide d'éléments tétraédriques d'une longueur caractéristique de 1 mm dans la zone d'intérêt, tandis que les régions plus profondes sont maillées plus grossièrement, avec une arête maximale de 3 mm.

Nous avons supposé que le muscle était latéralement attaché aux os. En conséquence, les nœuds correspondants ont été encastres. Les faces supérieure et inférieure du modèle ont été laissées libres (figure 5.3, au centre).

L'indenteur a été modélisé par un cylindre à extrémité sphérique de 5 mm de diamètre. Son maillage est constitué d'éléments hexaédriques dont les dimensions varient entre 0,5 et 1 mm. L'indenteur est positionné au centre de la zone musculaire, avec une orientation normale à la surface, et son extrémité coïncide avec le plan supérieur du muscle.

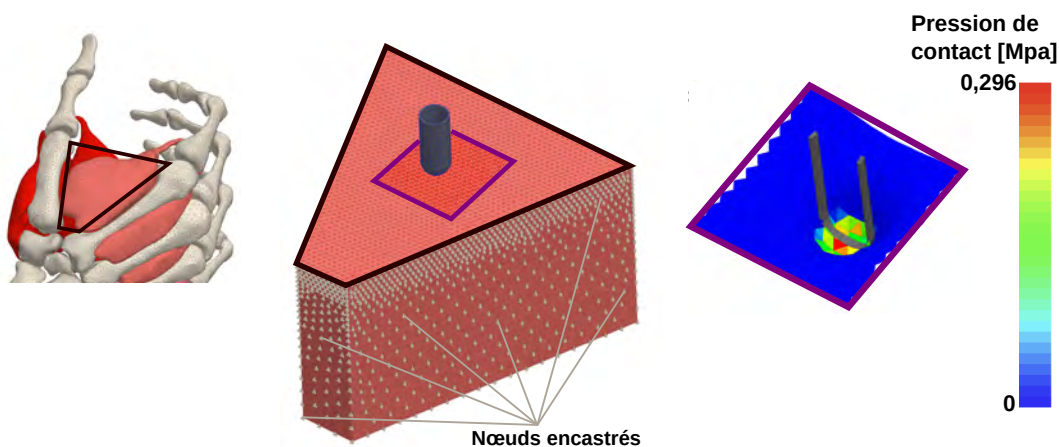


FIGURE 5.3 – Identification du comportement mécanique du PMID par méthode inverse

Le muscle est modélisé comme un solide homogène, régi par une loi hyperélastique isotrope d'Ogden d'ordre 1. L'indenteur est considéré comme rigide.

Un contact surface–surface symétrique, gouverné par la formulation de pénalisation mortar (LS-DYNA Dev, 2022), est défini entre l'indenteur et la surface musculaire sous-jacente (figure 5.3, à droite). Le contact a été considéré sans frottement. Ce choix est avant tout motivé par des considérations de simplification, bien que les essais aient été menés en lubrifiant le contact avec un gel à base d'eau, ce qui rapproche notre hypothèse de modélisation des conditions expérimentales réelles.

Au cours de la simulation, un déplacement vertical descendant de 8 mm est imposé à l'indenteur. La force de réaction au contact est calculée tous les 0,1 mm, permettant ainsi d'obtenir une courbe force–déplacement qui est ensuite comparée à la courbe expérimentale moyennée sur la cohorte de volontaires (figure 3.5a).

Un problème d'optimisation a été formulé afin d'ajuster les paramètres μ_1 et α_1 de la loi d'Ogden, en minimisant l'écart entre les résultats de simulation et les données expérimentales. Le contrôle des simulations ainsi que l'optimisation ont été réalisés à l'aide du logiciel dédié LS-OPT (version 2022 R1). L'ajustement des paramètres est assuré par un algorithme d'optimisation hybride, combinant recuit simulé et descente de gradient.

Les valeurs initiales des paramètres pour le serrage nul ont été déterminées en déduisant un modèle néo-hookéen (où $\alpha_1 = 2$) à partir du module de cisaillement mesuré par élastographie. Pour les niveaux de serrage suivants, les paramètres initiaux ont été fixés en reprenant les résultats de l'ajustement obtenu au niveau de serrage inférieur.

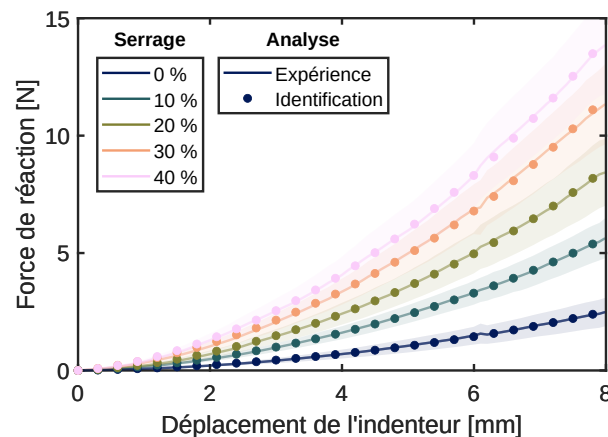


FIGURE 5.4 – Courbes force–déplacement simulées à l'issue de l'identification

Les courbes d'indentation simulées sont présentées en figure 5.4, et les coefficients de la loi d'Ogden obtenus figurent dans la table 5.6. Les valeurs identifiées ont ensuite été utilisées dans les simulations numériques de serrage. Le même comportement mécanique a été appliqué à l'ensemble des muscles du modèle. Les résultats de l'identification seront discutés ultérieurement, à l'issue de la modélisation du serrage.

Serrage [% FMV]	ρ [kg/m ³]	ν [-]	μ_1 [MPa]	α_1 [-]
0	1 000	0,49	$2,66 \times 10^{-3}$	10,81
10	1 000	0,49	$1,07 \times 10^{-2}$	7,93
20	1 000	0,49	$1,45 \times 10^{-2}$	8,55
30	1 000	0,49	$1,49 \times 10^{-2}$	9,64
40	1 000	0,49	$1,17 \times 10^{-2}$	9,87

TABLE 5.6 – Paramètres de la loi d'Ogden modélisant le comportement du muscle, identifiés par niveau de serrage

5.2.4.3 — Comportement viscoélastique

Il était initialement prévu de modéliser l'ensemble des essais menés par indentation sur le muscle. Cette démarche impliquait de déduire un critère de précontrainte des simulations d'indentation statiques selon la méthode décrite dans la section 3.1.4, puis de reproduire les mesures par DMA afin d'identifier les paramètres de modèles viscoélastiques. Ces simulations n'ont toutefois pas pu être mises en œuvre en raison des limitations techniques de LS-DYNA pour l'analyse dynamique implicite en régime stationnaire, qui seront abordées dans le chapitre suivant.

En conséquence, des paramètres viscoélastiques indépendants du niveau de serrage ont été extraits de la littérature. Ils proviennent de séries de Prony identifiées lors d'essais de compression confinée et non confinée réalisés *ex vivo* sur des muscles de porc (Vaidya et Wheatley, 2020). Seules les contributions associées à des temps de relaxation inférieurs à une seconde ont été retenues.

5.3 Intégration de la cinématique articulaire

Le contrôle des mouvements du modèle a été réalisé en imposant des rotations à des liaisons cinématiques simulant les articulations. Cette démarche a d'abord nécessité d'élaborer un modèle cinématique adapté à la reproduction de la préhension, puis d'identifier la position des axes de ces liaisons sur le maillage.

5.3.1 Choix du modèle cinématique

Deux modèles cinématiques sont présentés. Le premier (figure 5.5a) a été établi à partir de la littérature articulaire (section 2.2) et des caractéristiques de notre maillage. Il constituait l'objectif initial de modélisation du point de vue cinématique. Au terme du développement, un second modèle (figure 5.5b) a été retenu, en raison des contraintes

rencontrées, qu'elles soient d'ordre cinématique ou non.

Les articulations IP ont été modélisées par des liaisons pivot, conformément aux mouvements observés sur le doigt. Les articulations MCP autorisent deux DDL en F–E et en A–A. Les mouvements d'abduction sont toutefois limités lors de la flexion, en raison de la tension des ligaments collatéraux. Ces articulations étant principalement fléchies lors du serrage, les mouvements d'A–A ont été négligés, ce qui a conduit à modéliser les articulations MCP par des liaisons pivot en F–E. Par ailleurs, l'écartement initial des doigts nécessaire au positionnement autour de la poignée est déjà pris en compte dans la géométrie du maillage, très proche de la posture de préhension.

Initialement, les mouvements de l'articulation TMC devaient être modélisés par une liaison sphérique à doigt positionné approximativement au centre de l'os trapèze (figure 5.5a). Cette approche simplifiée visait à assurer la mobilité du pouce, en évitant d'identifier des axes de rotation sur la base de surfaces articulaires, des difficultés ayant été observées dans la littérature pour définir expérimentalement ses axes de rotation. Bien que l'application de mouvements au pouce n'ait pas posé de difficulté fonctionnelle, les travaux présentés au chapitre 4 n'ont pas permis de définir de cibles pour ce doigt. En l'absence de données permettant de piloter les mouvements du pouce, nous avons choisi de rigidifier l'articulation TMC et de supprimer les liaisons IP (figure 5.5b). Le pouce, bien que rendu immobile, participe néanmoins au serrage de manière passive, en s'opposant rigidement à la flexion des doigts longs.

Les ligaments du massif carpien étant inclus dans le modèle, nous souhaitions initialement éviter l'ajout d'artefacts cinématiques, afin de laisser le maintien de l'ensemble au seul comportement mécanique des ligaments. Cette position a toutefois été revue pour deux raisons. D'une part, en l'absence de contraintes cinématiques, des mouvements relatifs non négligeables entre les os carpiens ont été observés, suggérant une rigidité insuffisante de la structure ligamentaire. Ce point aurait pu être corrigé, par exemple, en augmentant artificiellement le module d'Young des ligaments. Cependant, nous avons rencontré certaines difficultés liées concernant la simulation des liaisons dans LS-DYNA (section 5.3.4), ce qui nous a conduit à restreindre fortement les mouvements du poignet et du carpe. En conséquence, les os de l'avant-bras, du carpe et du métacarpe ont été liés rigidement dans la suite de l'étude(figure 5.5b).

5.3.2 Identification de l'axe de rotation

Afin d'identifier les axes de rotation des liaisons de type pivot, nous avons adapté à la géométrie de notre maillage la méthode proposée par Zhi Chan (2018). Cette approche repose, d'une part, sur l'hypothèse que la rotation s'effectue dans le plan sagittal de l'os, lequel est déterminé par une analyse en composantes principales (PCA) appliquée

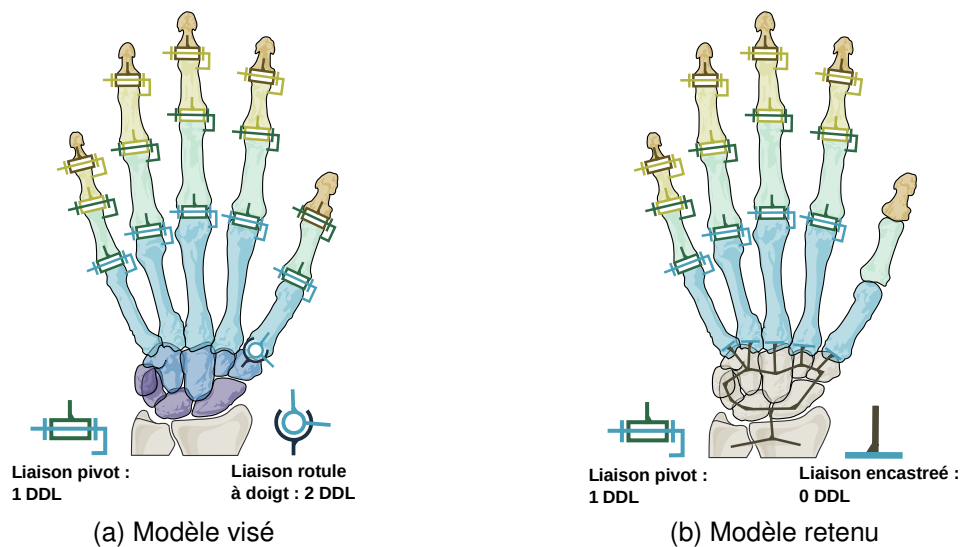


FIGURE 5.5 – Liaisons cinématiques de la main pour simuler la préhension

aux éléments du maillage (Figuroa et al., 2016). D'autre part, la position du centre de rotation dans ce plan est estimée en calculant l'intersection des normales au contour de la surface articulaire proximale avec la normale au point de courbure maximale, puis en déterminant le barycentre de ces points d'intersection (Zhi Chan, 2018).

Cette méthode a été appliquée sur les éléments et les nœuds situés en surface des os. Le maillage de surface des phalanges et des métacarpiens a d'abord été raffiné avec une résolution de 0,25 mm, puis extrait du maillage complet, de manière à être interprété dans Matlab. Ce dernier a été utilisé pour développer les programmes de positionnement des axes de rotation et d'écriture des liaisons dans LS-DYNA.

La PCA permet d'extraire les axes dominants de la géométrie des phalanges en identifiant les directions selon lesquelles la dispersion des coordonnées du maillage est maximale. Cette technique est adaptée aux phalanges dont la morphologie présente trois directions bien définies. La forme allongée de l'os est gouvernée par un axe longitudinal, tandis que la section présente une géométrie elliptique. La section se caractérise par un demi-grand axe transversal et un demi-petit axe vertical, donnant à la phalange une forme aplatie.

Une version pondérée de la PCA a été utilisée. Ainsi, les coordonnées des barycentres des éléments surfaciques sur lesquels l'analyse est effectuée sont pondérées par la surface de chaque élément. Cette pondération permet de limiter l'influence des variations locales de discrétisation du maillage. Bien que cette méthode puisse également être appliquée au maillage volumique, seul le maillage surfacique a été extrait, afin de réduire le volume de données à manipuler.

La géométrie sphérique de la tête distale des métacarpiens, qui autorise des mouvements combinés de F–E et d'A–A, ne permet pas de définir de manière univoque un plan

de F–E. Nous avons donc fait l’hypothèse que la direction de la flexion est uniquement déterminée par le plan sagittal de la phalange proximale (figure 5.6a).

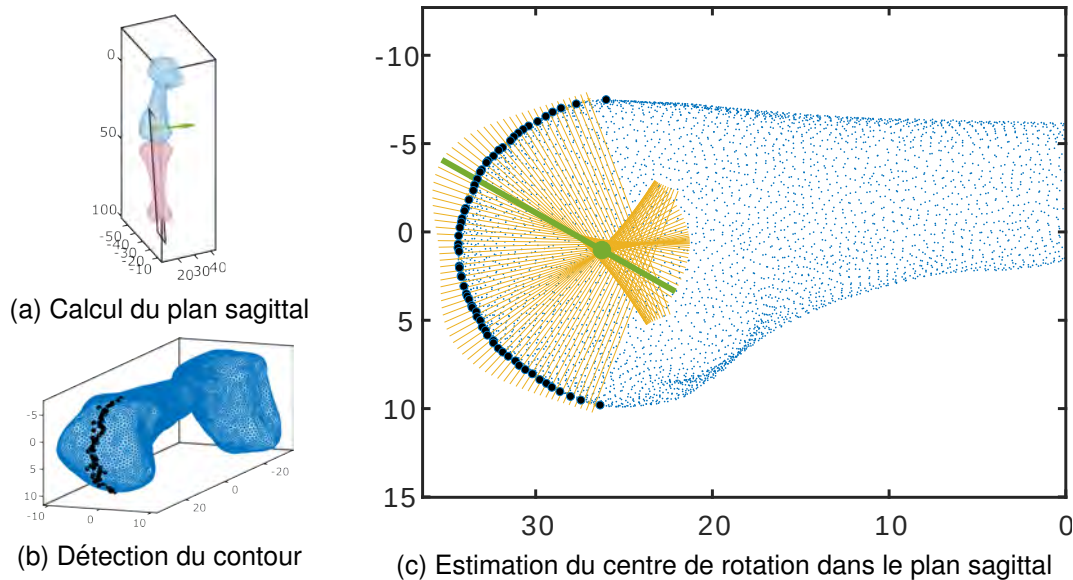


FIGURE 5.6 – Identification de l’axe de rotation de la liaison MCP ; tous les axes sont en mm

Les modèles simplifiés d’articulations IP présents dans la littérature supposent généralement que tous les axes de rotation sont parallèles entre les différentes phalanges et que le plan sagittal commun divise symétriquement chacun des os. Or, cette hypothèse ne s’est pas vérifiée lors de l’estimation des plans sagittaux de chaque phalange. En conséquence, nous avons considéré que les rotations IP s’effectuent dans le plan moyen (figure 5.7a, plan vert) entre les plans sagittaux des deux os impliqués dans l’articulation (figure 5.7a, plans rouge et bleu).

Pour tous les types d’articulation, un algorithme simple de recherche de nœuds a été mis en œuvre afin d’identifier les nœuds formant le contour de l’os dans le plan de projection sagittal (figures 5.6b et 5.7b). La procédure consiste à balayer les coordonnées horizontalement et à identifier, pour chaque coordonnée, le nœud situé à la position verticale maximale. En ajoutant des contraintes sur la distance entre deux points successifs et sur l’écart par rapport au plan sagittal, des contours cohérents et exploitables ont été obtenus (figures 5.6c et 5.7c, points noirs cerclés en bleu).

Le calcul de la courbure du contour requiert un échantillonnage équidistant des points le décrivant. À cette fin, un polynôme de degré 4 est ajusté au nuage de points candidats, puis discrétisé de manière équidistante à l’aide de la fonction proposée par D’Errico (2025). Il a été observé que la position du centre de rotation estimée par l’algorithme convergeait à partir d’un contour constitué d’environ 300 points. En conséquence, ce nombre a été fixé à 1 000 pour l’ensemble des analyses afin de garantir la stabilité des

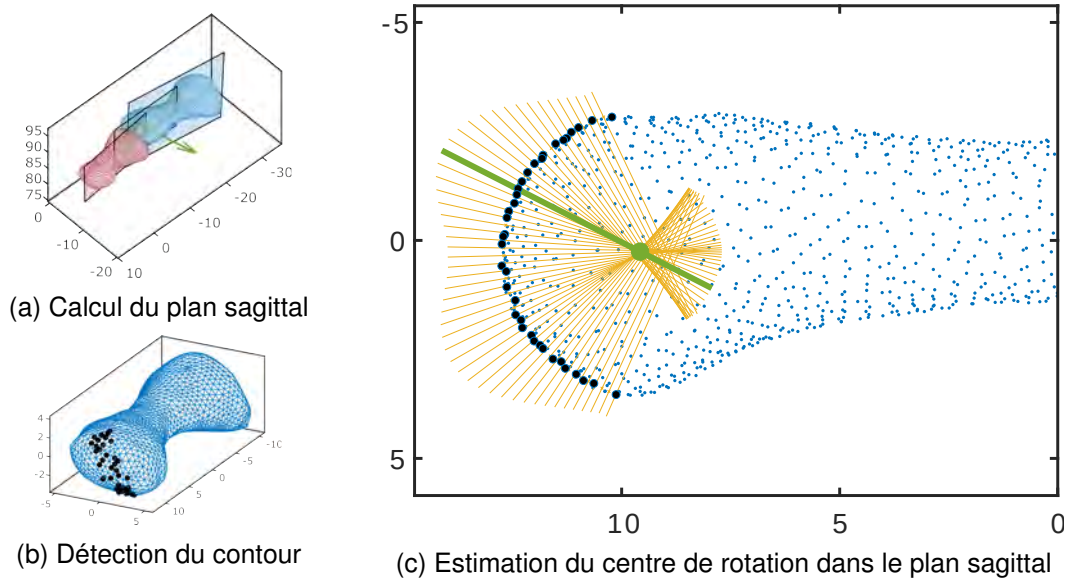


FIGURE 5.7 – Identification de l'axe de rotation de la liaison IPD ; tous les axes sont en mm

résultats. Pour des raisons de lisibilité, les figures 5.6c et 5.7c, qui illustrent l'identification du centre de rotation, n'en présentent qu'un sous-ensemble, correspondant au nombre de lignes jaunes visibles.

La courbure a ensuite été estimée à l'aide de la fonction développée par Kroon (2025), reposant sur une interpolation locale du contour par des polynômes de degré 2. Enfin, le centre de rotation dans le plan a été identifié par le barycentre des points d'intersection entre les normales locales au contour et la normale au point de courbure maximale (figures 5.6c et 5.7c, droite verte).

Les fichiers de commande décrivant les liaisons dans LS-DYNA ont ensuite été générés à l'aide d'un programme Matlab. La définition d'une liaison pivot requiert deux corps rigides ainsi qu'un axe de rotation. Pour cela, deux corps rigides nodaux (CRN), chacun constitué de six nœuds, ont été introduits : un nœud maître positionné au centre de la liaison, deux nœuds définissant l'axe de rotation, et trois nœuds internes à l'os permettant l'ancrage de la liaison à l'os. La liaison est définie entre ces deux CRN (figure 5.8b).

La méthode d'identification a été appliquée avec succès à l'ensemble des liaisons modélisées (figure 5.8a).

5.3.3 Chargement des liaisons et limitations du solveur

Dans un premier temps, les articulations ont été contrôlées en appliquant des rotations ou des couples arbitraires aux axes des liaisons, afin de vérifier le bon fonctionnement du modèle. Plusieurs observations ont émergé de ces simulations.

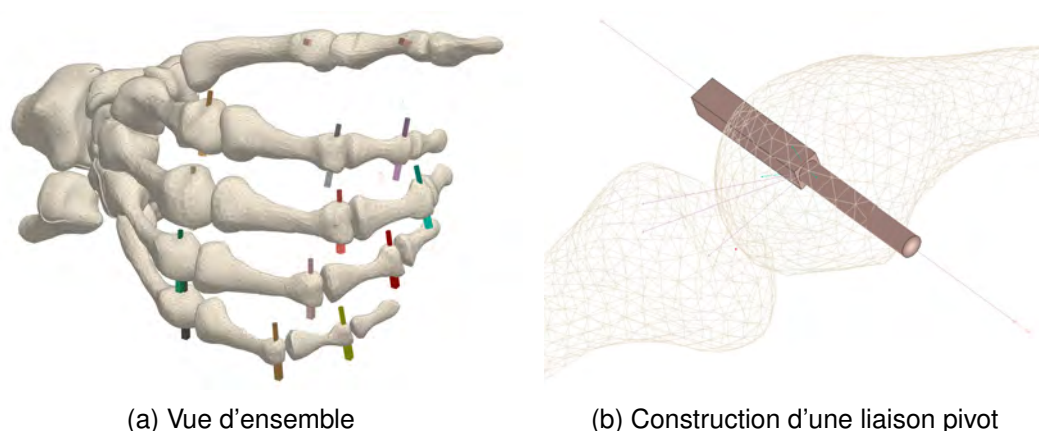


FIGURE 5.8 – Ajout des liaisons pivot au modèle

Avant que la main n'entre en contact avec la poignée, un contrôle en rotation s'avère préférable. D'une part, cette phase vise à reproduire les mouvements de la main ; imposer des contraintes cinématiques répond directement à cette exigence. D'autre part, aucun effort extérieur ne s'exerce encore sur le système composé majoritairement de tissus mous. Dans ce contexte, l'application d'un couple, même faible, induit des mouvements importants difficiles à anticiper et susceptibles de compromettre la convergence du calcul.

À l'inverse, une fois le contact établi, l'objectif de la simulation devient la reproduction des efforts de contact ; un contrôle en couple se révèle alors plus adapté. En effet, les forces de contact augmentent rapidement avec la rigidification des tissus : de faibles rotations peuvent alors engendrer des charges élevées, également préjudiciables à la convergence.

La méthode d'identification et de contrôle des liaisons a d'abord été mise en œuvre et validée sur un modèle simplifié de doigt. Le maillage de ce modèle est symétrique par rapport au plan sagittal, rendant les liaisons pivot coplanaires. Ainsi, lors de la rotation combinée des articulations IP, l'orientation des liaisons demeure inchangée. En revanche, le passage au modèle complet de la main a révélé une limitation du solveur, qui n'actualisait pas l'orientation des liaisons au cours du calcul. La rotation de l'articulation MCP, située en amont, était correctement exécutée, mais le changement d'orientation induit sur les liaisons IP entraînait leur blocage.

En raison de l'amplitude relativement faible des mouvements (quelques degrés), ce problème n'a été identifié qu'à un stade avancé du développement. Les blocages étaient en effet compensés par des déformations anormales des os, dont l'analyse permit finalement de remonter à l'origine du dysfonctionnement.

Le problème s'est montré récurrent que l'analyse soit statique implicite ou dynamique implicite, c'est pourquoi l'utilisation de liaisons cinématiques dans le modèle EF a été écartée.

5.3.4 Pilotage de noeuds de l'ossature

Afin de contourner les défaillances associées à la gestion des liaisons cinématiques par le solveur, une méthode de contrôle alternative du système a été mise en œuvre. Les os ont été considérés comme un ensemble de corps rigides (uniquement pour ce calcul, et non dans la résolution EF) reliés par les pivots identifiés précédemment.

La stratégie adoptée consiste à imposer à un nombre limité de nœuds internes aux os des trajectoires correspondant aux rotations des articulations. Ces trajectoires sont calculées au préalable à l'aide d'un programme Matlab, selon une cinématique de corps rigides, puis utilisées comme données d'entrée pour le calcul EF. En supposant que les os subissent des déformations négligeables au regard de celles des tissus mous, la cinématique articulaire obtenue à l'issue du calcul EF reflète fidèlement les mouvements induits par les liaisons, ces dernières ayant été supprimées du modèle.

Chaque doigt a été représenté par une chaîne cinématique, composée du métacarpien, de la phalange proximale, de la phalange médiale et de la phalange distale. Afin de simplifier le problème, le métacarpien a été considéré comme fixe dans le repère global.

Les coordonnées des nœuds à contrôler, exprimées dans le repère global, ont été extraites du maillage. Pour chaque os, quatre nœuds internes ont été sélectionnés : un dans la tête, un à la base, deux dans la diaphyse (figure 5.9b). Ce choix est empirique et vise à assurer la convergence des calculs et à limiter les rotations autour de l'axe longitudinal de l'os. En effet, seules des translations sont imposées aux nœuds, ce qui n'empêche pas les solides de subir des rotations autour de ceux-ci.

Dans la position initiale, des repères locaux centrés sur chaque liaison ont été définis. L'axe $\vec{x}$ a été choisi comme l'axe de rotation de la liaison. Les autres axes ont été construits selon la procédure suivante. Un vecteur $\vec{u}$ est défini entre le centre de la liaison et le premier nœud extrait de l'os distal à la liaison, ce qui permet de construire ensuite une base orthonormée directe à l'aide du produit vectoriel, noté ici $\wedge$:

$$\vec{y} = \vec{x} \wedge \vec{u} \quad \text{et} \quad \vec{z} = \vec{x} \wedge \vec{y}$$

les vecteurs $\vec{x}$ et $\vec{u}$ ayant été préalablement normalisés.

Le mouvement des nœuds extraits est ensuite décrit à l'aide de transformations homogènes (section 2.2.1.3).

Pour chaque liaison, un repère est attaché respectivement à l'os proximal et à l'os distal, ces deux repères coïncidant dans la position initiale. Des transformations homogènes sont définies entre le repère global et les repères locaux associés aux liaisons. Celles-ci permettent de calculer des transformations entre les repères locaux, que ce soit entre deux liaisons fixées sur un même os, ou entre deux os au niveau d'une même liaison.

Lors de la rotation complète d'un doigt, les transformations entre deux liaisons fixées sur un même os restent constantes, du fait de la rigidité de l'os, et sont évaluées dans la position initiale. En revanche, les transformations entre deux os à travers une liaison évoluent au cours du mouvement et s'expriment sous la forme de matrices de rotation autour de l'axe $\vec{x}$ des liaisons. Ces dernières se calculent simplement et permettent de contrôler le mouvement du doigt.

Le calcul des trajectoires des nœuds dans le repère global repose ainsi sur la composition successive de transformations locales. À l'aide de la transformation inverse, le programme calcule la position de chaque nœud dans le repère global et génère les fichiers de commande LS-DYNA permettant d'imposer les trajectoires idoines. Le mouvement complet est décomposé en une succession de mouvements élémentaires.

Cette stratégie a été appliquée aux quatre doigts longs, chacun étant contrôlé par trois rotations articulaires, et a été utilisé avec succès dans le modèle EF de main. Il convient toutefois de noter que cette approche, purement cinématique, impose un pilotage du système en rotation et exclut *de facto* toute sollicitation en effort.

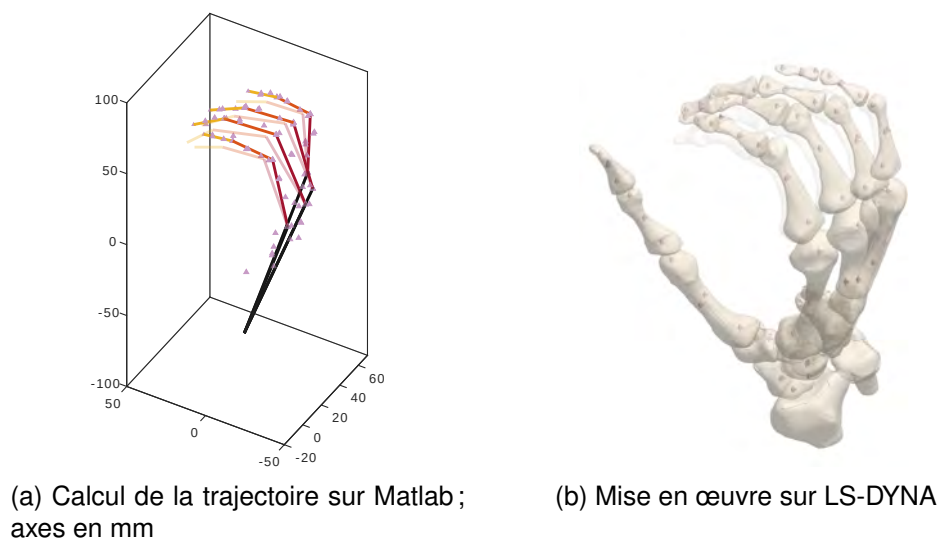


FIGURE 5.9 – Reproduction de la préhension en pilotant des nœuds internes aux os ; les segments transparents correspondent à la position finale du système

5.4 Reproduction du serrage

5.4.1 Modélisation de la poignée et conditions aux limites

La poignée est un cylindre rigide en aluminium maillée par balayage d'éléments hexaédriques structurés. Les choix effectués pour mettre en œuvre la cinématique ar-

ticulaire ont profondément modifié la stratégie retenue pour définir les conditions aux limites du modèle.

Initialement, la main avait été laissée libre tandis que la poignée était encastrée afin d'éviter des problèmes de convergence dus à des mobilités trop importantes du modèle. La poignée était scindée en deux demi-cylindres : le demi-cylindre gris était encastré au bâti, et le demi-cylindre orange était libre de conditions aux limites (figure 5.10a). Un contact collé était défini entre les deux parties, et la force de serrage avait été estimée en mesurant la force normale au contact. Cette modélisation reprenait les principes métrologiques employés avec les poignées instrumentées des chapitres 3 et 4.

Cette approche présentait cependant un inconvénient majeur : les efforts de contact entre la peau et le demi-cylindre orange, et ceux entre la peau et le demi-cylindre gris n'étaient pas nécessairement égaux et opposés, l'équilibre mécanique du système étant assuré par l'encastrement de la poignée, et non par les efforts de contact.

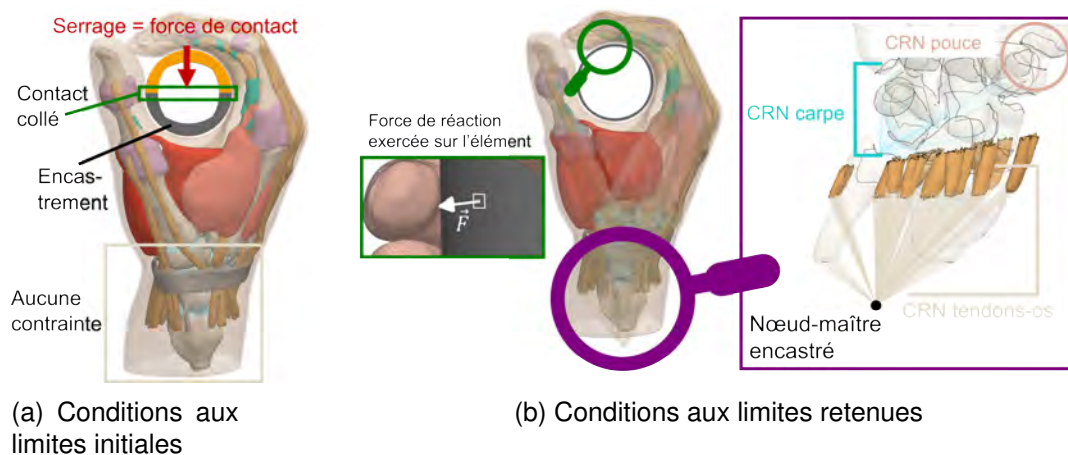


FIGURE 5.10 – Évolution des conditions aux limites du modèle

C'est pourquoi, nous avons implémenté une autre configuration de conditions aux limites en bloquant les mouvements de la main : un premier CRN lie rigidement les os de l'avant-bras, du carpe et du métacarpe ; un deuxième bloque l'articulation TMC du pouce ; un troisième fixe l'extrémité du modèle (tendons et os) à un nœud-maître encastré (figure 5.10b).

En contrepartie, une plus grande mobilité a été laissée à la poignée. Celle-ci est modélisée comme un solide rigide unique, libre de se déplacer dans le plan horizontal (le plan de la figure 5.10b). Les trois rotations et la translation verticale du solide ont été bloquées.

Un contact a été défini entre la peau et l'ensemble de la surface rigide. Dans ces conditions, lorsque le système est à l'équilibre, la force résultante de l'ensemble des pressions de contact s'appliquant sur le cylindre est nulle, ce qui reflète plus fidèlement l'équilibre

des forces lors de la prise réelle d'un outil. La force de serrage a été calculée en sommant les efforts de contact évalués aux nœuds de la poignée sur les faces correspondant aux demi-cylindres précédents (figure 5.11a).

5.4.2 Modélisation du contact

Un contact automatique surface-surface a été défini entre la peau et le cylindre en utilisant une formulation par pénalisation de type mortier (LS-DYNA Dev, 2022). Le serrage étant simulé par recalage essai-calcul, un grand nombre de simulations a été requis pour calibrer le modèle, ce qui imposait au préalable un paramétrage fiable et robuste de ce contact.

La documentation du solveur recommande cette formulation pour des contacts impliquant des matériaux présentant de grandes différences de raideur — le module de cisaillement initial de la peau est de 4 kPa. Toutefois, les paramètres par défaut ne permettent pas d'assurer la convergence du contact dans des conditions satisfaisantes.

Sans entrer dans les détails, l'algorithme de pénalisation évalue la pénétration de la surface des éléments de la peau, puis applique un effort correctif destiné à ramener cette surface au niveau de l'interface de contact. L'ajustement des paramètres de pénalisation constitue une étape aussi cruciale que délicate, car essentiellement empirique. L'exercice consiste à modifier des coefficients, tels que la raideur initiale de contact et la progressivité de la pénalisation, de manière à trouver un compromis entre une raideur trop élevée, empêchant toute pénétration — ce qui engendre des instabilités numériques —, et une raideur trop faible, qui autorise une pénétration excessive.

Dans notre cas, l'ajustement a été mené en s'appuyant sur le calcul de la force de serrage (figure 5.11c), cette dernière pouvant être estimée à la fois sur la face distale et sur la face proximale du cylindre (figure 5.11a). Lors du fonctionnement correct de la simulation, ces deux forces sont égales et croissent progressivement avec la sollicitation du modèle. Or, il a été observé qu'une pénétration excessive faussait les forces de contact, se manifestant par une divergence entre les forces estimées sur les éléments proximaux et distaux. Inversement, une pénalité trop élevée induisait une évolution erratique des efforts entre des incréments successifs. Les paramètres ont été ajustés jusqu'à l'obtention d'un comportement jugé satisfaisant, se traduisant par l'absence d'oscillations et par un écart entre les deux forces inférieur à 0,1 N (figure 5.11c).

Le coefficient de frottement a été fixé à 0,1 pour des raisons pragmatiques. Des valeurs plus élevées seraient plus réalistes (Zhang et Mak (1999) rapportent un coefficient d'environ 0,4 entre la peau et l'aluminium) mais introduiraient une composante tangentielle importante dans les efforts de contact, complexifiant le recalage du modèle. Un coefficient nul entraîne quant à lui un glissement excessif de la poignée sur la peau.

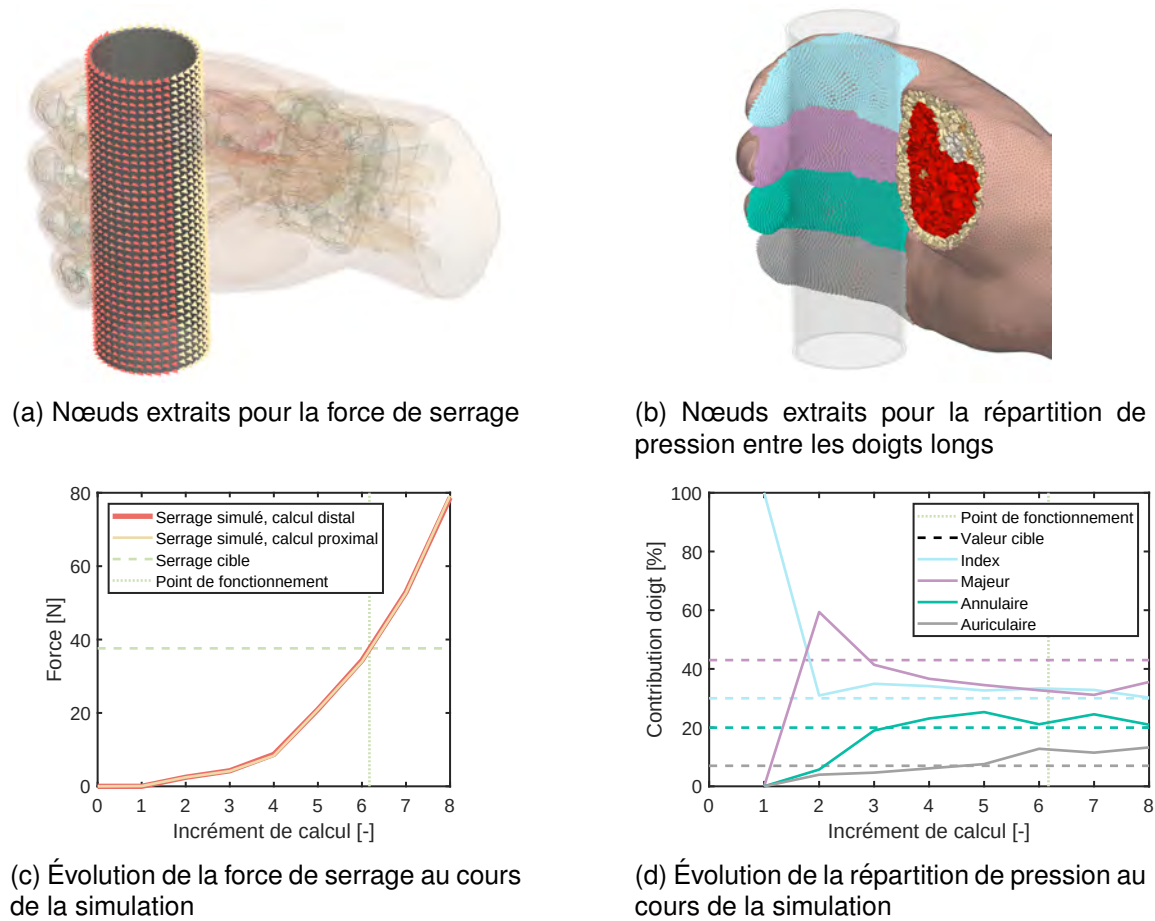


FIGURE 5.11 – Exploitation des forces et pressions de contact pour reproduire le serrage

5.4.3 Contrôle du modèle

La stratégie de contrôle du modèle consiste à appliquer des rotations aux articulations MCP, IPP et IPD des quatre doigts longs, de manière à reproduire différents niveaux de serrage mesurés dans le chapitre 3, tout en respectant la contribution respective de chaque doigt à la pression de contact identifiée au chapitre 4 (figure 4.6).

Afin de réduire le nombre de DDL indépendants (douze rotations), des relations ont été imposées entre les articulations intra-digitales : $\theta_{IPD} = 2/3 \theta_{IPP}$ (Zhan et al., 2017) et $\theta_{IPP} = 3/4 \theta_{MCP}$ (Chen Chen et al., 2013), où θ_{IPD} , θ_{IPP} et θ_{MCP} désignent respectivement les rotations des articulations IPD, IPP et MCP. Ainsi, la commande du système s'effectue uniquement via la rotation de l'articulation MCP de chaque doigt long, soit quatre paramètres indépendants.

À chaque niveau de serrage (10, 20, 30 et 40 % de la FMV), le comportement mécanique hyperélastique identifié pour ce niveau a été appliqué à l'ensemble des tissus musculaires du modèle (section 5.2.4.2).

L'objectif initial de la simulation est d'atteindre, en fléchissant progressivement les doigts, un point de fonctionnement défini par une force cible correspondant au pourcentage de FMV mesuré (figure 5.11c). Au point de fonctionnement, le second objectif est de reproduire la contribution de chaque doigt à la pression de contact totale : index 30 %, majeur 43 %, annulaire 20 % et auriculaire 7 % (figure 5.11d). La contribution de chaque doigt est calculée en sommant les pressions nodales par doigt (figure 5.11b) et en les normalisant par la somme sur tous les doigts, de manière analogue à l'exploitation des résultats expérimentaux (section 4.1.5.2).

Le calibrage des rotations articulaires n'a pas été formulé comme un problème d'optimisation formel en raison de l'instabilité des résultats, qui concentraient rapidement le contact sur un seul doigt, et du coût élevé des simulations par EF (environ 10 minutes par incrément, le chargement étant divisé en dix incréments).

Le processus de recalage a été initié à partir du cas à 30 % de serrage. Des simulations préliminaires ont été réalisées en appliquant à chaque doigt une rotation arbitraire, les autres étant maintenus immobiles, de manière à générer une force de serrage équivalente à la force cible pondérée par la contribution de pression souhaitée. Les rapports entre les amplitudes de rotation obtenus ont ensuite servi à appliquer une rotation simultanée des quatre doigts, selon ces proportions, jusqu'à atteindre le point de fonctionnement. Les rotations ainsi obtenues ont constitué un jeu de paramètres initiaux autour duquel différents angles ont été testés. La plage explorée a été progressivement reserrée, avec des variations de quelques degrés dans un premier temps, puis de l'ordre de quelques minutes d'angle en phase finale. Les valeurs retenues pour le serrage à 30 % ont ensuite servi d'initialisation pour les autres niveaux de serrage.

Des programmes spécifiques ont été développés pour extraire les forces et pressions de contact aux nœuds de la poignée et de la peau, le logiciel dédié LS-PrePost ne proposant que des fonctionnalités limitées pour l'export de données. Ces programmes automatisent l'appel au logiciel à l'aide de script de commandes et génèrent des fichiers CSV contenant les résultats. Toutefois, la faible stabilité du logiciel lors de traitements volumineux (ralentissements, fichiers faussés, plantages) a nécessité de segmenter les exports et d'introduire des procédures de vérification des fichiers produits. Ce surcoût computationnel a rendu le temps d'extraction des résultats non négligeable dans la procédure de recalage (environ dix minutes par simulation).

5.5.1 Reproduction des grandeurs cibles

Les résultats obtenus à l'issue du processus d'ajustement sont présentés sur la figure 5.12. Les simulations ont conduit à des forces de serrage (en newton) correspondant à 10,6 %, 19,8 %, 29,8 % et 41,5 % de la FMV (figure 5.12a). Ces résultats témoignent de la capacité du modèle à reproduire une force de serrage donnée de manière contrôlée.

Par ailleurs, l'ajustement des rotations a permis de restituer de manière satisfaisante la contribution de chaque doigt à la pression de contact totale (figure 5.12b). Pour l'ensemble des niveaux de serrage, les écarts entre les valeurs simulées et les valeurs cibles demeurent inférieurs à 3 % quel que soit le doigt. Il est raisonnable de penser qu'une poursuite du processus d'ajustement, voire la mise en œuvre d'une optimisation ciblée autour des paramètres obtenus, permettrait de réduire encore ces écarts.

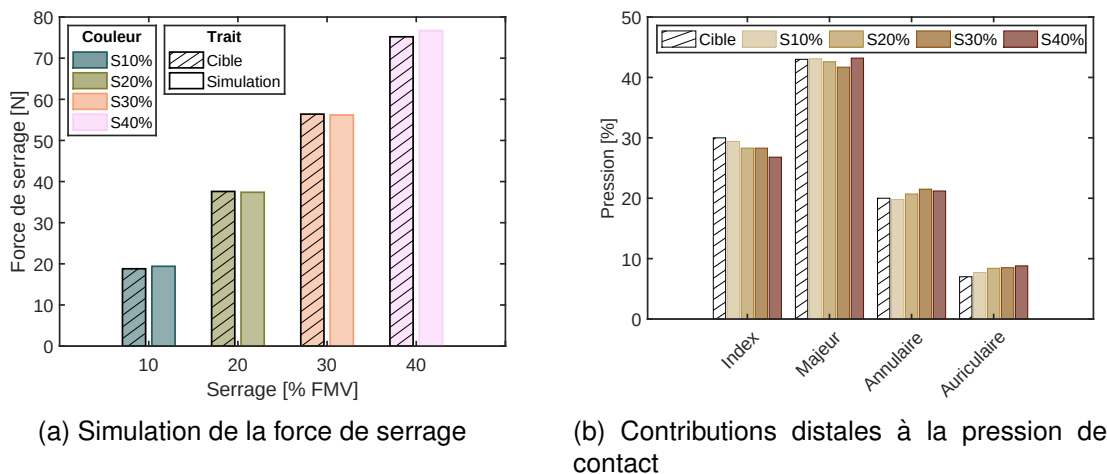


FIGURE 5.12 – Résultats obtenus à l'issue de l'ajustement des rotations articulaires

Ces deux résultats valident la démarche de modélisation au regard du cahier des charges initialement défini. En outre, le modèle donne accès à un large éventail de grandeurs mécaniques, ouvrant la voie à une analyse critique de celui-ci, au-delà des seules considérations d'ajustement.

5.5.2 Choix des grandeurs cibles

Dans le chapitre 4, nous avons suggéré que la contribution des doigts pouvait différer selon que l'on considère la pression de contact ou la force de serrage exercée, ces deux grandeurs traduisant des efforts locaux exprimés dans des directions distinctes. L'influence sur les résultats avait cependant été jugée suffisamment faible pour pouvoir traiter les données issues de la littérature sans distinction de méthode (figure 4.6).

Les simulations menées viennent confirmer ces considérations. La figure 5.13 présente

les contributions de chaque doigt, calculées à partir de la force projetée dans la direction du serrage. Si les résultats obtenus restent dans le voisinage des valeurs en pression, des écarts sont toutefois perceptibles, en particulier pour l'auriculaire. Ce doigt, bien qu'impliqué dans la pression de contact, n'apporte qu'une contribution négligeable à la force de serrage. Ce phénomène s'explique probablement par la longueur réduite de l'auriculaire. En effet, la zone de pression maximale située sous la pulpe de la phalange distale, n'est pas orientée dans l'axe du serrage. La contribution négative observée à 10 % de serrage pourrait en outre résulter d'efforts tangentiels au contact.

Ces observations soulignent que la direction retenue pour quantifier la force de serrage ne correspond pas strictement à la direction où la résultante des efforts de contact est maximale, cette dernière dépendant de la morphologie de chaque individu (section 2.4.2, Lemerle et al. (2008a)).

La représentation en pourcentage de la pression totale appliquée, bien que ne pouvant être directement reliée à l'effort de serrage, présente l'intérêt d'être indépendante du choix d'une direction. Dans notre étude, le recours à deux indicateurs pour l'ajustement des paramètres apparaît judicieux : la force globale de serrage et la pression locale apportent des informations complémentaires sur le chargement du système.

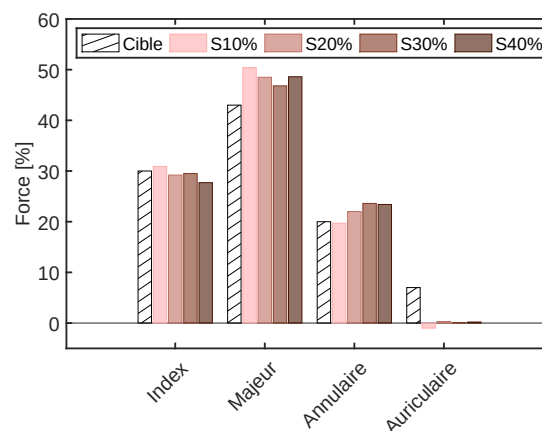


FIGURE 5.13 – Contributions distales à la force de serrage

5.5.3 Cinématique du système et contrôle angulaire

L'identification des liaisons pivot — définies par leur axe et leur centre de rotation — constitue une étape cruciale de la modélisation cinématique du système. Les liaisons sont des artefacts qui simplifient les articulations tout en reproduisant leurs mouvements. Il est donc plus pertinent d'étudier l'influence de leur positionnement sur les résultats du modèle que de chercher à en valider la position au sens strict. Ces résultats peuvent être analysés selon deux points de vue : la fidélité cinématique et la justesse des efforts

exercés sur la poignée.

Dans l'étude de Zhi Chan (2018), dont est extraite notre méthode, le centre de rotation est déterminé à partir de la courbure des os et par des identifications fonctionnelles, qui sont considérées comme plus précises car basées sur des mouvements réels. Des écarts compris entre 0,25 et 3 mm sont observés entre les deux approches.

Compte tenu de la faible amplitude des mouvements imposés aux doigts de notre modèle (au maximum 7°, figure 5.14), il est peu probable que des écarts millimétriques de positionnement des axes affectent significativement la cinématique globale.

En revanche, la force générée par le système est extrêmement sensible à ces variations. En effet, l'ajustement des rotations pour atteindre la répartition présentée sur la figure 5.12b se joue à quelques minutes d'angle. Des tests préliminaires ont été menés en perturbant légèrement la position des centres de rotation et les relations angulaires employées entre les articulations. Les résultats suggèrent que, malgré la sensibilité du modèle à certains paramètres, la démarche globale — identification des liaisons, ajout de relations articulaires, puis ajustement des rotations — demeure robuste, car il est toujours possible d'aboutir à un paramétrage conduisant à des résultats comparables.

L'évolution angulaire des articulations MCP révèle qu'une rotation d'environ 5° est nécessaire pour atteindre le niveau de serrage le plus faible (figure 5.14). Pour des niveaux de serrage plus élevés, la rotation requise pour passer au serrage supérieur diminue progressivement : 0,8°, 0,6°, puis 0,5°, tandis que le rapport entre les angles appliqués aux différents doigts reste relativement constant.

Ces résultats confirment la distinction formulée dans la section 2.4 entre le mouvement global de préhension et l'action de serrage. Le positionnement de la main autour de l'objet entraîne des modifications géométriques importantes sans sollicitation mécanique notable, alors que le serrage produit une augmentation marquée des efforts avec des changements géométriques minimes.

L'augmentation du nombre de mobilités indépendantes ne semble pas envisageable dans l'état actuel du modèle, même avec l'introduction de cibles supplémentaires, telles que la répartition de pression entre les phalanges d'un même doigt. Au niveau minimal de complexité que nous avons retenu, toute modification de l'un des quatre paramètres indépendants a entraîné une altération globale des résultats, de manière difficilement prévisible, rendant l'ajustement délicat. Dans ce contexte, et compte tenu du temps de calcul élevé, accroître le nombre de paramètres indépendants impliquerait vraisemblablement un coût computationnel difficilement soutenable, sans assurance de convergence.

5.5.4 Conséquences du serrage sur les tissus mous

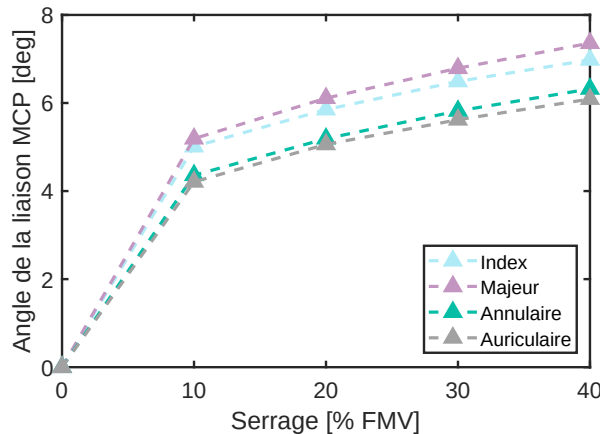


FIGURE 5.14 – Évolution de la rotation des articulations MCP avec le serrage

5.5.5 Évolution de la surface de contact

L'évolution quasi-logarithmique des rotations articulaires résulte du comportement hyperélastique des tissus mous, qui se raidissent fortement au-delà d'un certain seuil de déformation. Cette caractéristique se manifeste ici par une diminution progressive des changements géométriques lorsque le serrage augmente.

Le phénomène est particulièrement marqué dans les tissus digitaux et mis en évidence par l'évolution de la surface de contact entre la main et la poignée. La figure 5.15 illustre cette dernière en représentant l'évolution du nombre de nœuds en contact en fonction du niveau de serrage. Ces nœuds ont été déterminés en identifiant les points soumis à des efforts de contact non nuls, avec un seuil de détection fixé à 1×10^{-5} N. Si la surface de contact s'accroît logiquement avec le serrage, l'essentiel de ce contact est établi dès les faibles niveaux de serrage : ainsi, 86 % des nœuds en contact à 40 % de serrage le sont déjà à 10 %. Alors que les forces de contact sont multipliées par quatre entre 10 % et 40 % de serrage, le nombre de nœuds en contact n'augmente que de 19 %.

Afin de mettre en œuvre notre stratégie d'exploitation des cartographies de pression (section 4.1.5.1), nous avons supposé que la surface de contact était peu sensible aux variations du niveau de serrage, justifiant ainsi une mesure unique de l'empreinte pour l'ensemble des serrages étudiés. Cette hypothèse se trouve confortée par les simulations.

5.5.6 Comportement mécanique des tissus hyperélastiques

Le comportement mécanique des tissus hyperélastiques considérés dans le modèle est illustré sur la figure 5.16 en traction pure. Dans ce cadre de déformation simple, en supposant l'incompressibilité des tissus, il est possible d'exprimer analytiquement la contrainte

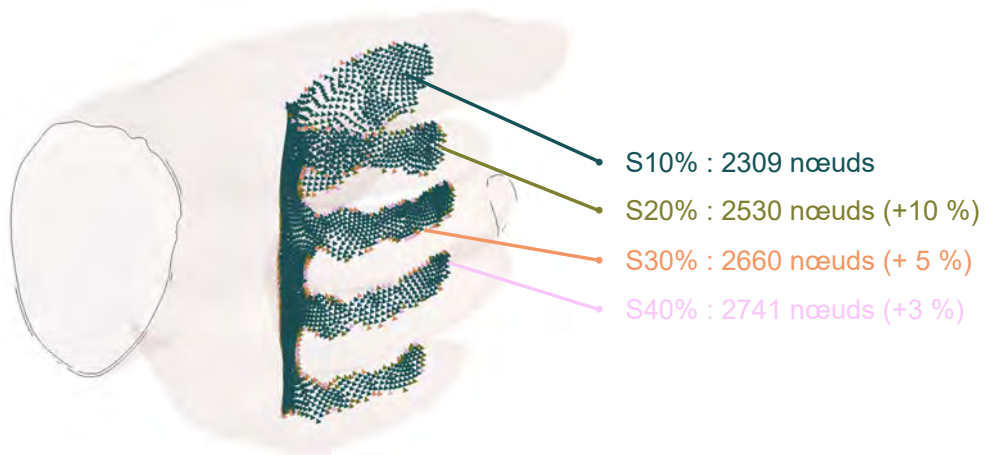


FIGURE 5.15 – Évolution du nombre de nœuds en contact avec le serrage

σ_{11} en fonction de l'élongation λ_1 :

$$\sigma_{11} = \sum_{k=1}^N \mu_k \left(\lambda_1^{\alpha_k} - \lambda_1^{-\frac{1}{2}\alpha_k} \right) \quad (5.13)$$

La déformation ε_{11} est reliée à l'élongation λ_1 par la relation :

$$\varepsilon_{11} = \lambda_1 - 1 \quad (5.14)$$

Le tracé des courbes contrainte-déformation permet d'observer les tendances physiques principales émergeant des propriétés des différents tissus modélisés.

Les chairs présentent la réponse mécanique la plus souple à faible déformation, suivie d'une rigidification nettement plus rapide que celle des autres tissus. Cette souplesse initiale a créé des difficultés de convergence de l'algorithme de pénalisation lors de la mise en contact de la peau avec la poignée. La rigidification importante de ces tissus a, quant à elle, induit une instabilité des résultats au paramétrage angulaire ; une légère modification géométrique entraînant un changement significatif de l'état de contrainte des tissus. Ce phénomène a également généré des problèmes numériques de pénétration avec l'augmentation locale de la pression de contact.

Cette rigidification brutale est néanmoins observée expérimentalement, survenant selon la littérature entre 30 et 60 % de déformation (Maurel et al., 2014), ce qui est cohérent avec le modèle mécanique choisi. Il convient toutefois de préciser que l'épiderme, non pris en compte ici, présente une réponse élastique beaucoup plus linéaire avec un module d'Young initial nettement supérieur, estimé à environ 4 MPa (Feng et al., 2022). L'ajout d'une couche élastique représentant l'épiderme améliorerait non seulement la fidélité biomécanique du modèle, mais pourrait aussi réduire les difficultés numériques liées au contact entre les tissus mous hyperélastiques et la surface rigide de la poignée.

Concernant le comportement musculaire, bien que le modèle reproduise fidèlement

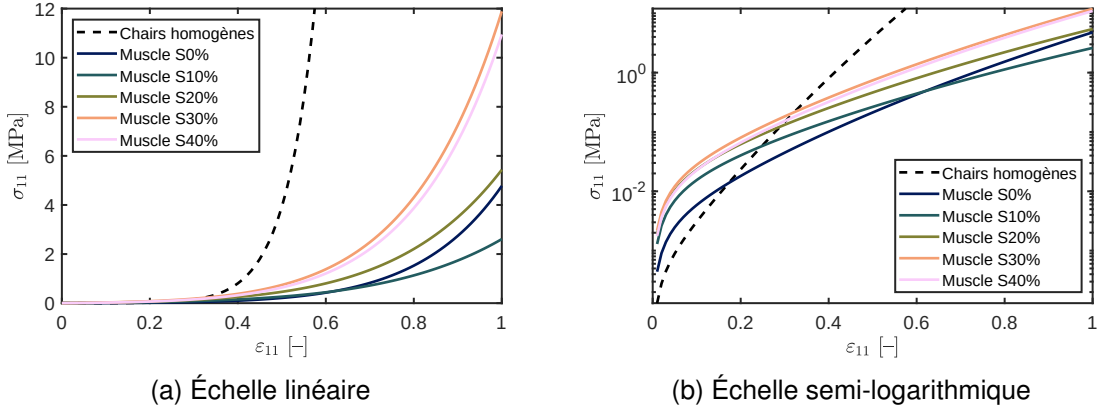


FIGURE 5.16 – Comportement mécanique des tissus hyperélastiques en traction pure

les résultats expérimentaux obtenus par indentation (figure 5.4), il présente des tendances discutables sous d'autres régimes de déformation (figure 5.16). Au-delà d'environ 50 % de déformation, aucune donnée expérimentale ne permet de valider des phénomènes tels que la rigidification plus marquée sans serrage qu'à 10 % et la similitude de comportement entre 30 % et 40 % de serrage. Ces différences proviennent principalement de l'influence croissante des coefficients α_k du modèle d'Ogden à mesure que la déformation augmente, ceux-ci ayant été identifiés sur la base de déformations modérées. En conséquence, l'utilisation des paramètres obtenus doit rester prudente au-delà de 50 % de déformation. En revanche, pour des niveaux inférieurs, les tendances restent cohérentes avec les différences observées expérimentalement entre les niveaux de serrage lors des essais d'indentation.

En outre, plusieurs remarques peuvent être formulées concernant la méthodologie d'identification adoptée. Tout d'abord, la couche superficielle constituée de peau et de tissus sous-cutanés recouvrant le muscle a été volontairement omise afin de simplifier le processus, sans justification physique véritable. Des essais préliminaires intégrant une couche homogène de tissus mous, modélisée à l'aide des paramètres présentés dans la table 5.4, ont mis en évidence une convergence plus difficile de l'algorithme d'ajustement ainsi qu'une réduction de la concordance simulation-expérience dans les premiers millimètres d'indentation.

Par ailleurs, nous avons envisagé de tester la validité des paramètres identifiés en reproduisant les essais d'indentation sur le modèle complet de la main, après simulation des différents niveaux de serrage. Toutefois, la résolution insuffisante du maillage de la peau sur ce modèle a empêché l'obtention de simulations convergentes.

Enfin, avant d'envisager une complexification du modèle d'identification, il serait pertinent d'évaluer la robustesse des résultats obtenus, notamment en étudiant l'influence de cer-

tains paramètres expérimentaux mal maîtrisés, tels que l'inclinaison de l'indenteur ou le coefficient de frottement du contact.

5.5.7 Contraintes et déformations dans les tissus mous

Afin d'obtenir une mesure synthétique des différents types de sollicitation, les résultats sont analysés à l'aide des contraintes et des déformations équivalentes de Von Mises. La contrainte équivalente σ_{vm} se définit par :

$$\sigma_{vm} = \sqrt{\frac{1}{2} \left((\sigma_{11} - \sigma_{22})^2 + (\sigma_{22} - \sigma_{33})^2 + (\sigma_{33} - \sigma_{11})^2 + 6(\sigma_{12}^2 + \sigma_{13}^2 + \sigma_{23}^2) \right)} \quad (5.15)$$

La déformation équivalente ε_{vm} s'exprime de manière analogue à l'aide des déformations ε_{ij} .

La figure 5.17a montre l'évolution des contraintes dans les muscles interosseux à 40 % de serrage, tandis que la figure 5.17b présente la variation des maximums de contraintes et de déformations équivalentes dans le PMID en fonction du serrage.

Les déformations les plus importantes sont observées dans les muscles thénars ainsi que dans le PMID situés entre le pouce et l'index, directement comprimés par la poignée. À l'inverse, les muscles hypothénars restent faiblement sollicités, en raison de l'absence de contact entre cette zone de la paume et la poignée. De même, les autres muscles interosseux présentent peu de déformations, les os métacarpiens étant immobilisés.

Les déformations dans la région thénar sont relativement homogènes et restent inférieures à 30 %. Cette observation est importante car elle souligne que les déformations ne sortent pas de la plage de validité proposée précédemment (figure 5.16). Toutefois, des pics anormaux de déformation sont relevés au niveau des insertions musculaires. Ces zones, représentées dans le modèle comme du tissu musculaire, correspondent en réalité à des structures tendineuses, ce qui pourrait expliquer la surestimation locale des valeurs.

Enfin, les contraintes maximales dans le PMID augmentent de manière quasi-linéaire avec la force de serrage. Quant aux déformations, elles croissent rapidement jusqu'à environ 10 %, puis plus modérément au-delà, selon une évolution comparable à celle observée pour les rotations articulaires (figure 5.14).

Les maximums de contraintes et de déformations dans les chairs de chaque doigt, en fonction du serrage, sont illustrés sur la figure 5.19. Contrairement au PMID, les contraintes n'augmentent pas linéairement dans ces tissus avec le serrage. Cette non-linéarité peut s'attribuer d'une part, au comportement plus fortement non-linéaire des chairs et d'autre part, à la flexion des doigts modifiant l'amplitude et l'orientation des

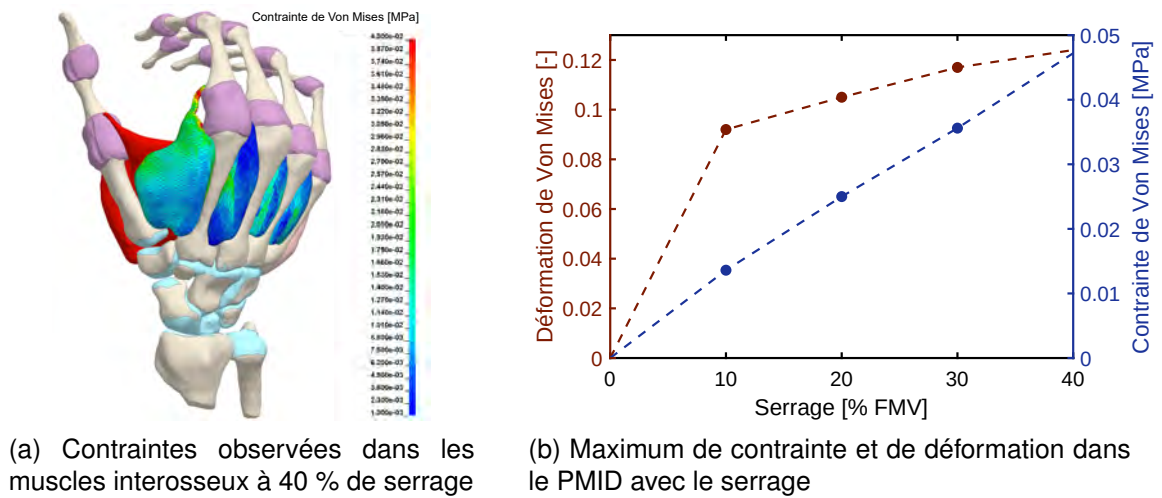


FIGURE 5.17 – Évolution des contraintes dans les muscles interosseux

efforts appliqués entre les serrages.

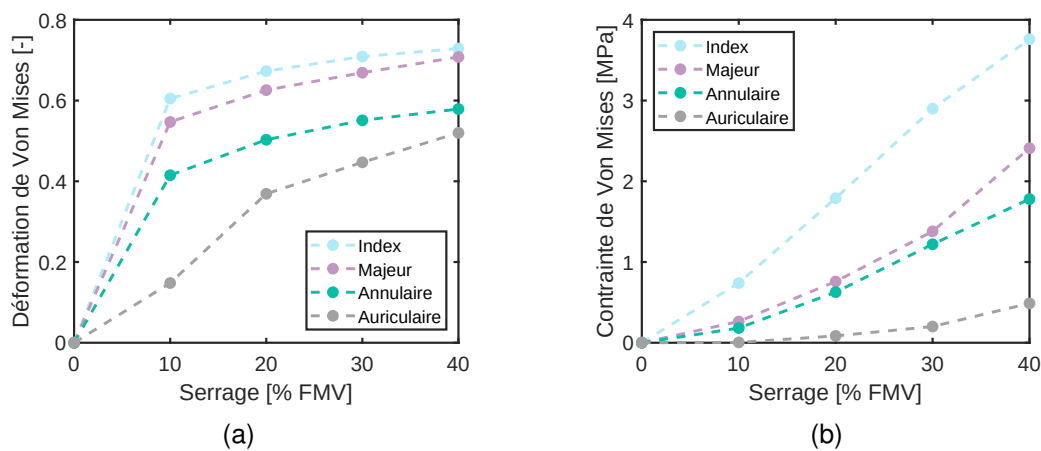


FIGURE 5.18 – Maximum de déformations (a) et de contraintes (b) par doigt en fonction du serrage

De manière inattendue, les niveaux de contrainte les plus élevés ne sont pas observés dans le majeur, bien que ce doigt exerce la pression de contact moyenne la plus importante. Ce phénomène s'explique par le fait que, si la pression moyenne est effectivement maximale au niveau du majeur, le pic absolu de pression est quant à lui observé sur l'index (figure 5.19). Ces résultats restent difficiles à interpréter de manière définitive, dans la mesure où ils pourraient également résulter de choix de modélisation (paramètres de contact, conditions aux limites, résolution du maillage, etc.). Ils suggèrent toutefois qu'une corrélation directe entre la force de contact globale exercée par un doigt et les niveaux de contrainte locaux ne peut être établie *a priori*.

Le maximum de pression observé, toutes simulations confondues, atteint 1,4 MPa (fi-

gure 5.19). Cette valeur, bien que relativement élevée, reste néanmoins plausible : Lee et Rim (1991) ont rapporté des pressions locales pouvant atteindre 1 MPa. Par ailleurs, à l'exception de ce maximum, les pressions présentent une forte variabilité spatiale et se situent, pour la majorité des éléments, dans une fourchette comprise entre 10 et 300 kPa. Ces valeurs sont cohérentes avec celles rapportées dans la littérature expérimentale (Cai et al., 2018; Mühlendorfer-Fodor et al., 2017) ainsi que dans les travaux de modélisation par EF (Hokari et al., 2020; Wang et al., 2022).

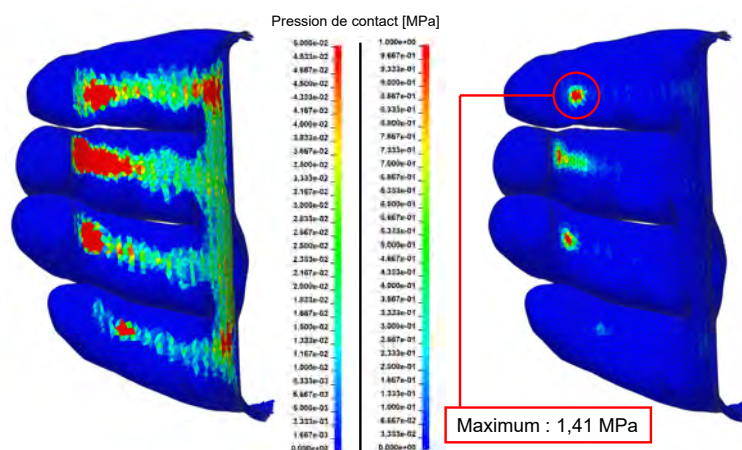


FIGURE 5.19 – Pression de contact sur les doigts longs à 40 % de serrage (deux échelles)

5.5.8 Contraintes et déformations des tissus élastiques

L'analyse des contraintes dans les autres tissus du modèle met en évidence plusieurs limitations notables de la modélisation. Des pics de contrainte aberrants sont observés localement dans les os à proximité immédiate des nœuds où sont imposés les déplacements. Ces valeurs atteignent entre 500 et 700 MPa, mais ne concernent qu'un nombre réduit d'éléments. Toutefois, même en dehors de ces singularités, les niveaux de contrainte semblent globalement surestimés, dépassant dans l'index la contrainte ultime de l'os évaluée approximativement à 150 MPa (Fung, 1993) figure 5.20a.

Les tendons partagent de nombreux nœuds avec les os, liant les deux structures à l'interface. Cette configuration empêche tout mouvement relatif à l'interface et induit une concentration des déformations au niveau des articulations (figure 5.20a). En réalité, les tendons glissent à l'intérieur de gaines synoviales, passent à travers les poulies digitales et ne se fixent qu'à leurs insertions. Ce phénomène est clairement observable sur les tendons, mais concerne en réalité l'ensemble des tissus : la coïncidence des nœuds entre les organes inhibant tout mouvement relatif à l'interface entre elles. Une alternative de modélisation pour les tendons consisterait à les représenter à l'aide d'éléments fi-

lares. Le comportement mécanique serait sûrement simplifié, mais permettrait peut-être de reproduire leur architecture fonctionnelle (Faudot et al., 2020), voire d'envisager leur utilisation pour appliquer des mouvements digitaux, via leur point d'insertion osseux (Wei et al., 2023).

Enfin, le cartilage utilisé pour représenter l'intérieur de la capsule synoviale ne correspond à aucune structure anatomique réelle. Cette modélisation artificielle, en plus de son absence de fondement physiologique, introduit des difficultés de convergence numérique. Dans ces conditions, il pourrait être pertinent de laisser cette région vide dans le modèle, celle-ci étant en réalité remplie de liquide synovial. Le comportement mécanique de l'articulation pourrait alors être restitué par l'ajout de raideurs appropriées au niveau des liaisons articulaires (Wu et al., 2017; Wang et al., 2022), à condition de disposer d'un solveur permettant d'employer des liaisons cinématiques.

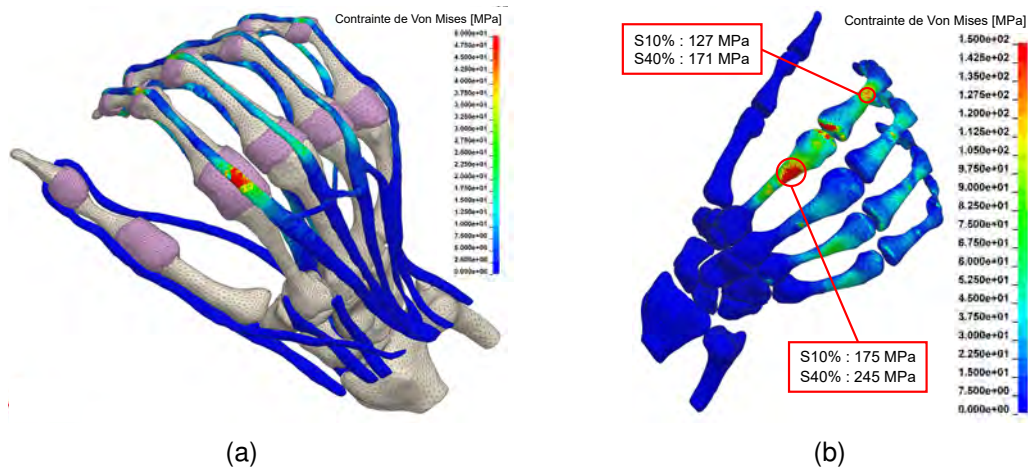


FIGURE 5.20 – Contraintes dans les tendons (a) et dans les os (b) à 40 % de serrage

5.5.9 Conclusion

En conclusion, un modèle de main par EF a été développé dans ce chapitre. Il intègre la plupart des structures anatomiques principales de la main, notamment les os, la peau, les muscles, les tendons, les ligaments et des chairs homogènes. Un modèle cinématique a été introduit afin de reproduire les mouvements de préhension ; les axes des liaisons pivot ont été déterminés à partir de la géométrie osseuse, en estimant la courbure des surfaces articulaires dans le plan sagittal des os.

Les mouvements ont été appliqués dans le solveur EF en imposant à des nœuds spécifiques des trajectoires calculées par la cinématique de corps rigides. Les propriétés mécaniques des tissus ont été extraites de la littérature, en s'évertuant à obtenir des données expérimentales représentatives des tissus modélisés. Le comportement hyperélastique des muscles a été obtenu par modélisation inverse des essais d'indentation

réalisés sur le PMID, présentés dans le chapitre 3.

En ajustant les rotations des liaisons articulaires, le modèle a permis de reproduire plusieurs niveaux de force de serrage, en intégrant aux muscles des propriétés élastiques spécifiques à chaque niveau. La procédure de recalage a également permis de restituer fidèlement les contributions digitales à la pression de contact identifiées au chapitre 4. Le modèle permet ainsi d'estimer localement les niveaux de contrainte et de déformation dans les tissus en fonction de la force de serrage exercée.

Bien que ce modèle soit destiné à la simulation de la réponse vibratoire de la main, plusieurs observations ont pu être relevées des simulations statiques. La surface de contact croît faiblement entre les niveaux de serrage, comparativement aux déformations nécessaires pour atteindre le niveau de serrage le plus faible. Globalement, les déformations et les contraintes augmentent avec le serrage, mais les valeurs maximales ne sont pas localisées sur le doigt exerçant la plus grande force de contact. Il a été montré que les déformations musculaires se concentraient principalement dans la zone située entre l'index et le pouce, et que leurs contraintes augmentaient de manière quasi-linéaire avec la force de serrage.

Enfin, plusieurs aspects du modèle restent perfectibles. Par exemple, une sur-rigidification cinématique excessive a été appliquée aux os carpiens et métacarpiens. Bien que le pouce contribue passivement aux efforts de contact, il serait pertinent d'introduire des grandeurs cibles permettant de le mobiliser activement. Par ailleurs, certains éléments irréalistes de la modélisation ont été relevés, comme la fixation des tendons le long des os du fait de la coïncidence des nœuds du maillage.

6

MODÉLISATION DE LA RÉPONSE VIBRATOIRE AVEC SERRAGE

Ce dernier chapitre a pour objectif de simuler le comportement vibratoire de la main en fonction du niveau de serrage. Les résultats des simulations statiques ont été utilisés pour initialiser le modèle en vue de l'analyse dynamique. À partir des résultats des simulations statiques, un modèle dynamique a été construit pour analyser l'impact du serrage sur la réponse vibratoire. Plusieurs stratégies de résolution ont été explorées, mais les contraintes techniques rencontrées ont conduit à concentrer l'étude sur une analyse modale du système. Celle-ci a néanmoins permis de dégager de premières informations sur le comportement vibratoire de la main, ainsi que des éléments de discussion relatifs aux choix de modélisation adoptés.

6.1 Modifications apportées au modèle

L'analyse vibratoire a été menée dans un cadre linéaire, en régime stationnaire.

Notre stratégie de modélisation a consisté à adapter le modèle statique à l'hypothèse de linéarité, à exploiter les résultats pour introduire des déformations et contraintes initiales, et à modifier les conditions aux limites au contexte dynamique.

Trois sources de non-linéarité sont présentes dans le modèle statique : le contact entre la peau et le cylindre, les grandes déformations et le comportement hyperélastique des chairs et des muscles.

6.1.1 Suppression du contact

Dans les simulations dynamiques, le contact et le cylindre sont supprimés. Le contact est remplacé par des conditions aux limites appliquées aux nœuds effectivement en contact avec le cylindre pendant le serrage, leur nombre variant selon le niveau de force exercée (section 5.5.5). Les vibrations de l'outil sont ensuite modélisées par un mouvement imposé à ces nœuds.

6.1.2 Prise en compte des déformations initiales

Les contributions statiques (contact induisant de grandes déformations) et dynamiques (vibrations générant de petites déformations) sont traitées de manière disjointe. Le maillage déformé obtenu à chaque niveau de serrage est extrait pour définir une nouvelle configuration de référence, propre à l'analyse dynamique.

Dans le calcul statique, les effets visqueux sont négligés, les déformations résultant uniquement du comportement élastique ou hyperélastique des tissus.

Les déformations provoquées par le serrage altèrent la raideur structurelle du système et la raideur comportementale des tissus hyperélastiques, ces deux facteurs étant susceptibles de modifier le comportement dynamique de la main. Lors de l'initialisation des simulations dynamiques, les changements de raideur structurelle sont intégrés par l'utilisation du maillage dans sa géométrie déformée. Les propriétés mécaniques des tissus hyperélastiques dépendent de leur état de déformation. Dès lors, la seule géométrie déformée ne suffit pas à décrire leur comportement. Pour les chairs et les muscles, le gradient de déformation est évalué au lancement du calcul, à partir des coordonnées nodales de la géométrie non déformée (équation 2.15). Le gradient de déformation permet de déterminer l'état de déformation associé au maillage déformé, et d'en déduire la raideur locale des tissus. Les propriétés des tissus modélisés de façon élastique linéaire ne sont pas modifiées par le niveau de déformation.

6.1.3 Linéarisation locale de l'hyperélasticité

Bien que les calculs statiques induisent de grandes déformations, seules des petites fluctuations autour de cet état sont considérées dans les simulations dynamiques. C'est pourquoi, en analyse harmonique, le comportement des tissus hyperélastiques est linéarisé localement autour de l'état de déformation initial par le solveur.

Les modèles rhéologiques utilisés pour décrire le comportement viscoélastique des tissus sont linéaires.

6.1.4 Modification des conditions aux limites

À l'issue des simulations de serrage, l'équilibre du système est assuré par l'annulation des efforts extérieurs — dus au contact et aux mouvements imposés aux os — et des efforts internes résultant de la déformation des tissus.

Lors de l'analyse harmonique, le comportement hyperélastique est linéarisé autour de l'état de déformation obtenu. Cette approximation a pour effet de figer le système dans un état d'équilibre statique en supprimant les efforts internes liés à la déformation. Par conséquent, il n'est plus nécessaire d'imposer d'efforts extérieurs, via des conditions aux limites, pour maintenir l'équilibre. Néanmoins, l'ajout de conditions reste possible, dans le but de reproduire plus fidèlement les contraintes s'exerçant sur le système dans la réalité.

À la fin des simulations statiques, les os sont immobilisés par des conditions cinématiques. Celles-ci ont été utilisées comme outil de modélisation pour imposer les rotations articulaires mais ne correspondent à aucun phénomène mécanique réel. En conséquence, les conditions cinématiques sur les os ont été supprimées pour l'analyse harmonique.

En réalité, l'équilibre des phalanges en flexion est assuré par les forces musculaires transmises aux os par les tendons, au niveau de leurs points d'insertion (figure 2.6). Cette action musculaire est représentée de manière simplifiée dans le modèle par la fixation des extrémités des tendons au radius et à l'ulna (figure 5.10b, CRN tendons-os).

À l'extrémité proximale du modèle, trois conditions aux limites ont été testées sur le nœud-maître du CRN tendons-os :

- libre,
- bloquée,
- fixée à un solide poly-articulé possédant deux DDL dans les trois directions. Les propriétés mécaniques (masse, raideur, viscosité) de ce solide sont issues du modèle proposé dans la norme NF EN ISO 10068 (2023) (annexe D, éléments « Bras supérieur et épaule » et « Partie supérieure du corps »).

6.2 Méthodes de résolution

Cette section présente de manière synthétique les principales méthodes numériques utilisées pour la résolution des problèmes dynamiques implicites. L'objectif est de justifier les méthodes retenues et de présenter les difficultés rencontrées pour chaque approche. Pour une présentation détaillée de ces thèmes, le lecteur pourra se reporter à l'ouvrage de Bonet et Wood (1997), ainsi qu'à la documentation théorique de LS-DYNA LS-DYNA Dev (2022).

L'analyse dynamique vise à résoudre, pour l'ensemble des DDL nodaux du modèle le système matriciel d'équations découlant du principe fondamental de la dynamique :

$$M \ddot{x} + F_i - F_e = 0 \quad (6.1)$$

où $\ddot{x}$ désigne le vecteur des accélérations nodales, M la matrice de masse, tandis que F_i et F_e correspondent respectivement au vecteur des efforts internes et extérieurs.

La linéarisation de cette équation autour d'une configuration d'équilibre statique conduit à une formulation du type :

$$M \ddot{x} + C \dot{x} + K x = F \quad (6.2)$$

où K désigne la matrice de raideur (matérielle et structurelle) du système, C désigne la matrice d'amortissement (visqueux, structurel, modal, proportionnel) et F désigne les forces extérieures dynamiques.

6.2.1 Analyses harmoniques

En régime permanent, l'utilisation de la transformée de Fourier permet de convertir l'équation différentielle 6.2 en une équation algébrique :

$$(-\omega^2 M + i\omega C + K) \hat{x} = \hat{F} \quad (6.3)$$

où $\hat{x}$ et $\hat{F}$ désignent respectivement la transformée de Fourier de x et F ; $\omega = 2\pi f$, f étant la fréquence d'excitation.

Deux méthodes de résolution peuvent être envisagées en analyse harmonique pour calculer $\hat{x}$:

- l'approche modale, qui consiste à résoudre le problème aux valeurs propres associé au système non amorti (réponse libre), puis à calculer la réponse forcée par superposition modale ;
- La résolution directe, qui repose sur l'inversion du système matriciel décrit par l'équation 6.3 pour chaque fréquence d'analyse.

La résolution modale présente des avantages en termes de coût computationnel, mais elle ne permet de prendre en compte que des modèles d'amortissement proportionnel (modal, Rayleigh), adaptés aux structures ayant une faible densité modale. La méthode directe, généralement plus coûteuse, offre la possibilité d'intégrer des formes d'amortissement plus complexes, notamment visqueux à l'aide de modèles rhéologiques. La main étant un système fortement amorti du fait des propriétés viscoélastiques des tissus mous, nous nous sommes naturellement orientés vers une résolution directe.

Cependant, bien que le solveur LS-DYNA propose une telle approche, des essais préliminaires réalisés sur des modèles élémentaires ont révélé que la viscoélasticité n'était pas prise en compte dans la résolution harmonique. Cette limitation nous a conduits à conclure que, dans l'état actuel, l'analyse harmonique n'était pas exploitable dans notre cas d'étude : la superposition modale étant inadaptée au comportement viscoélastique de la main, et la résolution directe, présentant des défaillances majeures du solveur utilisé.

6.2.2 Analyses temporelles implicites

Pour contourner cette limitation, il a été envisagé de conserver une résolution temporelle implicite et de calculer la réponse en fréquence *a posteriori*. Cette stratégie a montré des résultats encourageants sur des modèles élémentaires, au comportement visco-hyperélastique, non précontraints ou soumis à une précontrainte simple (compression uniaxiale). Plusieurs types de signaux d'excitation ont été explorés : balayage en fréquence, sinus wobulé et bruit blanc.

Cependant, le passage au modèle complet de la main a introduit un ensemble de difficultés supplémentaires. En premier lieu, le solveur en résolution temporelle ne permet pas, contrairement à l'analyse harmonique, de linéariser la précharge hyperélastique. Il est dès lors nécessaire d'introduire une condition aux limites au niveau des os pour maintenir l'équilibre statique initial. Or, le blocage complet des os ne constitue pas une solution satisfaisante dans la mesure où il inhibe fortement le comportement vibratoire du système.

L'alternative consistant à appliquer un effort de maintien, en remplacement des contraintes cinématiques, n'a pas permis d'obtenir de résultats concluants. En effet, les forces évaluées à l'issue des simulations statiques sur ces nœuds ne prennent pas en compte les contributions viscoélastiques des tissus, modifiant l'équilibre du système en dynamique.

Par ailleurs, les simulations ont nécessité de recourir exclusivement à des excitations harmoniques imposées en déplacement, appliquées de manière progressive à l'aide d'une fonction d'enveloppe de type tangente hyperbolique. Une excitation en vitesse ou en accélération, ou une application trop brutale, a entraîné des erreurs de constantes d'intégration du signal temporel. Ces erreurs se sont manifestées par une dérive de la position du modèle, et par un bruitage numérique des vitesses et des accélérations simulées, rendant l'analyse inexploitable.

Enfin, pour que les résultats puissent être exploités, la résolution temporelle impose deux contraintes difficilement accordables. D'une part, l'utilisation d'un pas de temps très faible est nécessaire pour assurer la stabilité et la précision numérique (compris entre 1×10^{-2}

et 1×10^{-4} s, selon les fréquences considérées). D'autre part, la durée de simulation doit être suffisamment longue pour pouvoir négliger les effets transitoires et atteindre un régime quasi-stationnaire (plusieurs secondes). Ces exigences se traduisent par un coût computationnel trop élevé pour être mis efficacement en œuvre sur un modèle complexe.

En conséquence, les développements basés sur une résolution temporelle n'ont pas été menés à terme. Bien qu'elle reste théoriquement exploitable, cette méthode s'est révélée difficilement applicable au modèle de main du fait de sa complexité.

Ainsi, l'exploitation des simulations de serrage s'est, pour l'heure, limitée à une analyse modale du système. Bien que cette approche ne permette pas d'estimer précisément la réponse en fréquence du système, l'étude des résonances propres fournit néanmoins de premières informations sur le comportement vibratoire de la main, ainsi que des éléments de discussion sur les choix de modélisation adoptés.

6.3 Analyse modale de la main

Afin de ne pas surcontraindre le modèle, aucune condition aux limites n'a été appliquée au niveau des doigts pour l'analyse modale.

La figure 6.1 présente une planche illustrant une sélection de modes propres jugés représentatifs du comportement modal de la main. Ces résonances ont été calculées à 10 % de serrage avec une condition aux limites bloquée à l'extrémité proximale du modèle.

En raison de la complexité de la structure anatomique, l'analyse modale ne permet pas d'identifier des résonances isolées propres à chaque sous-structure. Les modes observés résultent généralement de couplages entre plusieurs composants, doigts et muscles notamment. Par ailleurs, le niveau de serrage modifie la nature même des modes observés, rendant difficile le suivi en fréquence d'une résonance donnée en fonction du niveau de serrage.

Malgré ces phénomènes, certaines tendances générales se dégagent des simulations. Des résonances localisées au niveau du poignet apparaissent autour de 100 Hz (figure 6.1a) ; celles du pouce sont observées à environ 170 Hz (figure 6.1b) ; les doigts longs présentent des résonances à partir de 230 Hz (figures 6.1d et 6.1e), couplées à des modes musculaires au-delà de 280 Hz (figures 6.1f et 6.1g) ; enfin, des résonances se localisant plus spécifiquement dans les muscles au-delà d'environ 300 Hz (figures 6.1h et 6.1i).

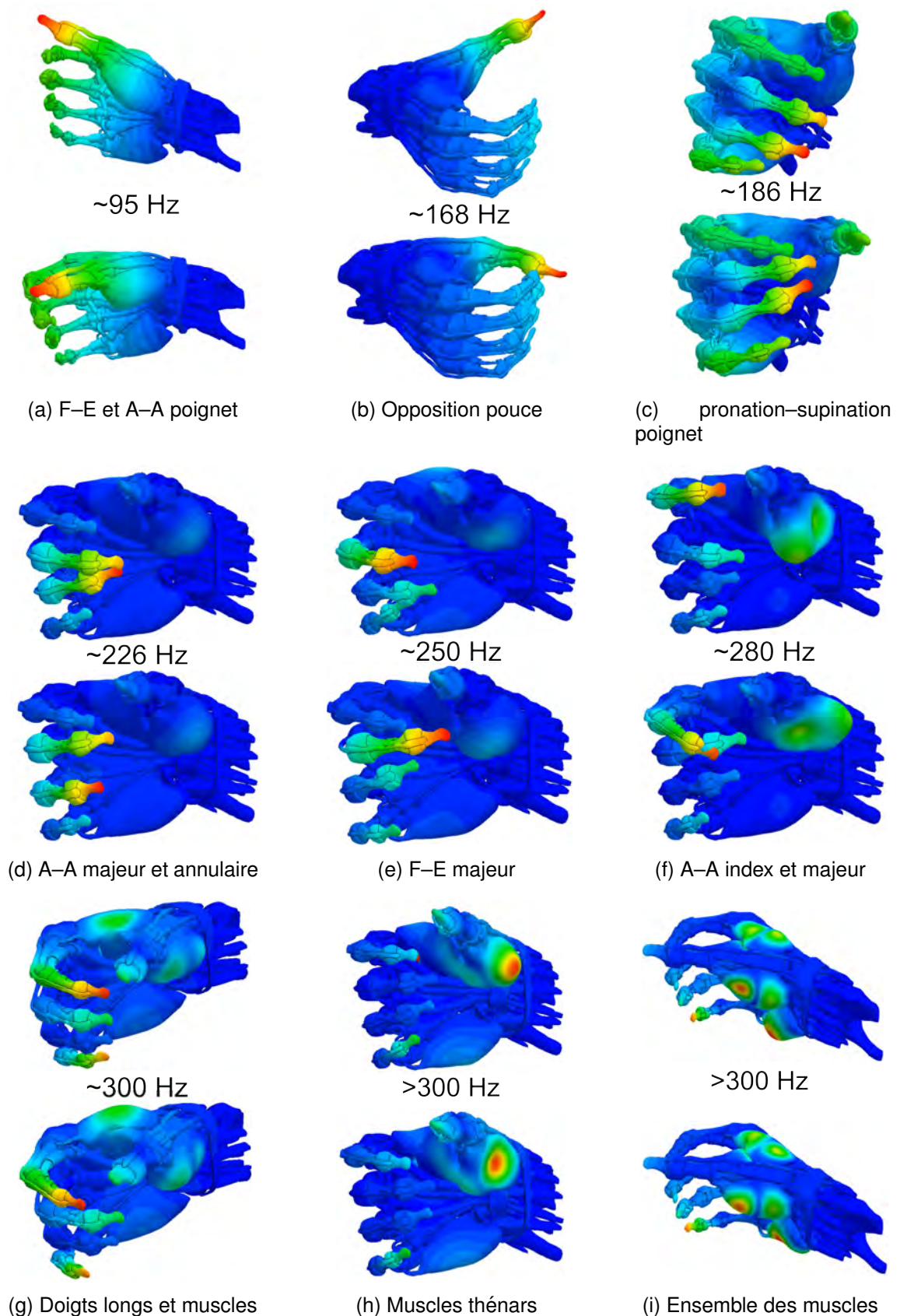


FIGURE 6.1 – Modes propres et fréquences propres observés à 10 % de serrage, avec une condition encastree au niveau du poignet; pour chaque fréquence propre, les images supérieures et inférieures représentent les déformées modales dans deux positions différentes

6.3.1 Effets des conditions aux limites

Pour l'ensemble des niveaux de serrage étudiés, deux résonances du poignet ont été observées autour de 95 Hz et 98 Hz. Ces résonances, qui couplent des mouvements de flexion-extension (F–E) et d'abduction-adduction (A–A), n'apparaissent que lorsque l'extrémité proximale du modèle est bloquée.

Lorsque le modèle est connecté au solide poly-articulé de la norme NF EN ISO 10068 (2023), seules les résonances propres à ce solide sont visibles en basses fréquences (9, 16 et 45 Hz), les paramètres de ce dernier ayant été probablement ajustés pour reproduire les résonances de l'épaule, du coude et du poignet (Adewusi et al., 2012).

Il est important de noter que le choix des conditions aux limites ne modifie pas les résonances observées à des fréquences plus élevées, localisées au niveau des doigts et des muscles.

L'ensemble des analyses présentées dans la suite considère uniquement le modèle dont l'extrémité proximale est bloquée.

6.3.2 Comparaison avec la littérature

Les résonances musculaires obtenues sont difficiles à comparer en l'absence de données expérimentales disponibles dans la littérature. Il est néanmoins possible de situer les fréquences de résonance observées pour le poignet et les doigts par rapport aux plages de valeurs rapportées dans des travaux antérieurs.

Remarquons d'abord que le mode de pronation–supination observé au niveau du poignet ne correspond pas à une mobilité réelle de cette articulation, ce mouvement étant en réalité produit par l'articulation du coude (figure 6.1c).

Les fréquences de résonance du poignet (95 Hz) sont sensiblement plus élevées que les valeurs mesurées expérimentalement, qui se situent généralement entre 20 et 45 Hz (Xu et al., 2011; Dong et al., 2012; Noël et al., 2022). En ce qui concerne les doigts, les données expérimentales sont plus dispersées, avec des résonances rapportées entre 80 et plus de 300 Hz (Xu et al., 2011). Les résonances obtenues par simulation, comprises entre 168 et approximativement 300 Hz s'inscrivent dans la partie supérieure de l'intervalle.

Les fréquences de résonance élevées suggèrent une sur-rigidification du système et soulèvent, entre autres, des interrogations quant à la pertinence de certains paramètres mécaniques retenus, notamment pour les os, les tendons et les ligaments.

Les os sont des matériaux composites, fortement hétérogènes et anisotropes. Il est donc particulièrement réducteur de les modéliser de façon homogène et isotrope. Le module

d'Young retenu dans cette étude (18 000 MPa) est issu de mesures réalisées sur des os longs, tels que le tibia et fémur, et pourrait ne pas refléter fidèlement le comportement des os de la main. Cette valeur est légèrement supérieure à celles proposées dans d'autres travaux de modélisation de la main : 17 000 MPa dans Harih et Tada (2019), 15 000 MPa dans Chamoret et al. (2016).

Les valeurs rapportées dans la littérature expérimentale concernant les propriétés mécaniques des tendons et des ligaments présentent une variabilité importante. Par exemple, Liao et al. (2015), dont est extrait le module d'Young des ligaments (234 MPa), rapportent des variations allant du simple au double entre des tissus embaumés ou non, et des écarts de plusieurs centaines de mégapascals entre différents ligaments.

De manière générale, il serait pertinent d'étudier l'influence d'une variation — dans un domaine physiquement plausible — des propriétés mécaniques des différents tissus. Cette démarche se justifie à la fois par la dispersion importante des valeurs rapportées dans la littérature, et par la faible validité de la modélisation homogène de structures biologiques complexes, comme l'os.

6.3.3 Influence du serrage

L'analyse modale sans serrage produit des résultats sensiblement différents de ceux obtenus avec serrage. Si les fréquences de résonance identifiées pour les différentes structures restent comparables entre les configurations, la densité modale observée en l'absence de serrage est nettement plus élevée. Par exemple, à la résonance unique associée au mouvement d'opposition du pouce à 168 Hz (figure 6.1b) correspond, dans le cas sans serrage, quatre résonances similaires comprises entre 161 et 174 Hz.

En revanche, les résonances du poignet sont peu sensibles au niveau de serrage. La fréquence du mode illustré sur la figure 6.1a n'augmente que de 0,8 Hz entre 10 % et 40 % de serrage.

Le serrage modifie la nature des modes propres observés sur les doigts, rendant leur comparaison difficile d'un niveau à l'autre. Néanmoins, certaines résonances communes peuvent être identifiées, et présentent une influence faible du serrage sur la fréquence de résonance. Par exemple, la fréquence du mode d'A–A du majeur et de l'annulaire (figure 6.1d) augmente de 2 Hz entre 10 % et 40 % de serrage.

La rigidification des muscles lors du serrage, modélisée en faisant varier les paramètres de leur loi de comportement, affecte fortement les fréquences de résonance des muscles. Par exemple, la résonance illustrée sur la figure 6.1g est décalée de 90 Hz entre 10 % et 40 % de serrage. De manière générale, les résonances musculaires ne se correspondent pas d'un niveau de serrage à l'autre. L'évolution du comportement modal des muscles

pourrait expliquer en partie certaines différences observées sur les doigts, ces derniers étant généralement couplés à des résonances musculaires.

Compte tenu de la masse importante des muscles dans la main, leur rigidification (à masse constante) pourrait être à l'origine de l'augmentation de l'impédance mécanique du système main-bras avec le serrage, telle qu'observée expérimentalement dans la littérature (section 1.5.1). Cette hypothèse pourrait être explorée plus précisément en simulant cette impédance en analyse harmonique.

Des analyses modales supplémentaires ont été réalisées pour prendre en compte l'anisotropie des muscles. Les lois de comportement utilisées pour ces analyses sont les lois transverses isotropes identifiées en section 5.2.4.1, table 5.5. La direction des fibres musculaires a été définie comme l'axe longitudinal du métacarpien situé au centre de chaque groupe musculaire : le pouce pour les muscles thénars, le majeur pour les muscles inter-osseux, et l'auriculaire pour les muscles hypothénars.

Ces simulations ont montré que l'anisotropie musculaire a peu d'effet sur les résonances du poignet et des doigts. En revanche, ce comportement isotrope transverse modifie sensiblement les résonances localisées dans les muscles, tout en conservant une tendance marquée à l'augmentation des fréquences modales musculaires avec le niveau de serrage.

6.4 Conclusion

Ce chapitre a présenté les développements numériques visant à modéliser la réponse vibratoire de la main en fonction du serrage. Plusieurs approches de résolution ont été étudiées, mais aucune n'a permis de donner des résultats satisfaisants. L'analyse harmonique par résolution directe s'est heurtée à des défaillances du solveur et la résolution temporelle s'est révélée difficilement applicable à la complexité du modèle.

L'étude s'est donc limitée à une analyse modale en fonction du serrage. Si elle ne permet pas d'estimer précisément la réponse en fréquence de la main, elle fournit un premier niveau d'informations sur le comportement vibratoire de la main en fonction du serrage.

Les modes des structures osseuses sont faiblement impactées par la rigidification liée au serrage, présentant des décalages de fréquence de résonance d'au maximum quelques hertz. Le comportement vibratoire des muscles est quant à lui largement modifié, du fait de la modification du comportement mécanique de ces derniers, gagnant en raideur avec l'augmentation du serrage. Ces observations sont stables, que les muscles soient modélisés de façon hyperstatique isotrope ou élastique isotrope transverse. Ces premiers résultats sont encourageants mais nécessiteraient d'être approfondis par une ana-

lyse harmonique plus poussée. En effet, l'analyse modale n'est pas un outil adapté pour étudier le comportement dynamique des tissus mous internes aux doigts. Pour ces derniers, il serait bénéfique de calculer localement des fonctions de réponse en fréquence, pour chaque niveau de serrage, afin de préciser ces premières observations.

CONCLUSION

Cette thèse a permis d'établir une méthodologie complète de modélisation mécanique de la préhension. La méthode proposée a été mise en œuvre sur un modèle numérique par éléments finis, reproduisant la cinématique articulaire ainsi que les propriétés mécaniques des principales structures anatomiques de la main. Les résultats obtenus ont démontré la capacité du modèle à reproduire de manière contrôlée et précise différentes forces de serrage.

Deux dispositifs expérimentaux ont été développés afin de consolider la modélisation proposée. Le premier dispositif a permis de caractériser *in vivo*, sur une cohorte de vingt-sept volontaires, le comportement mécanique du premier muscle interosseux dorsal à différents niveaux de force de serrage. Les mesures, effectuées par indentation quasi-statique, analyse mécanique dynamique et élastographie ultrasonore, ont exhibé les caractéristiques hyperélastiques, viscoélastiques et anisotropes du muscle. La rigidification marquée selon la direction des fibres musculaires a confirmé l'accroissement de la contraction du muscle avec l'intensité du serrage. Les données obtenues par indentation ont permis, grâce à une modélisation inverse, d'identifier les paramètres des lois de comportement hyperélastique pour chaque niveau de serrage testé, puis de les intégrer au modèle de main.

Un second dispositif a permis d'estimer, chez sept volontaires, la pression de contact exercée par chacun des doigts longs à différentes amplitudes de serrage et de poussée. Les mesures ont mis en évidence une forte variabilité interindividuelle, mais une répartition stable de la contribution de chaque doigt à la pression totale, quelles que soient les conditions testées. Les contributions relatives de chaque doigt long ont été utilisées comme grandeurs cibles devant être reproduites par le modèle.

Les mouvements du modèle de main ont été pilotés à l'aide d'un modèle cinématique simulant les articulations entre les doigts par des liaisons pivot. Les axes de ces liaisons ont été déterminés en adaptant une méthode prédictive issue de la littérature, basée sur le calcul de la courbure des surfaces articulaires du maillage. Les rotations des pivots ont été reproduites dans le modèle par éléments finis en imposant des trajectoires, calculées

à partir du modèle cinématique, à des nœuds spécifiques de l'ossature.

Les propriétés mécaniques des tissus — hors muscles — ont été sélectionnées à partir des données de la littérature. Les rotations des articulations métacarpo-phalangiennes des doigts longs ont été ajustées de manière à reproduire la force de serrage correspondant aux niveaux mesurés sur la cohorte lors de la caractérisation musculaire, tout en respectant les contributions moyennes de pression imposées, ce qui valide l'objectif initial de la modélisation. Bien que ce modèle soit destiné, à terme, à simuler la réponse vibratoire de la main, les simulations statiques ont permis de donner de premières informations, par exemple, sur l'évolution des contraintes et des déformations dans les tissus avec le serrage.

Les résultats obtenus à l'issue des simulations de serrage ont démontré leur exploitabilité dans la modélisation du comportement vibratoire de la main, dont le développement n'est pas encore abouti. Toutefois, des simulations par analyse modale ont révélé qu'une augmentation du serrage entraîne une légère élévation des fréquences de résonance des structures osseuses et modifie de manière significative le comportement modal des muscles.

Bien qu'une attention particulière ait été portée à la rigueur de la méthode de développement, plusieurs limitations importantes peuvent être soulevées et constituent des pistes d'amélioration du modèle.

En premier lieu, les travaux d'identification des propriétés mécaniques des muscles, esquissés dans cette thèse, demeurent superficiels et s'appuient sur des simplifications importantes. Il serait pertinent de poursuivre et d'affiner ces travaux à partir des données expérimentales recueillies. La modélisation de l'essai d'indentation pourrait notamment être étendue à l'analyse mécanique dynamique afin d'identifier des propriétés viscoélastiques dépendantes du niveau de serrage, les muscles étant actuellement modélisés à l'aide de propriétés homogènes issues de la littérature. Plus généralement, la démarche gagnerait à être étoffée, tant en termes de fidélité anatomique — en intégrant les tissus superficiels recouvrant le muscle — qu'en éprouvant la robustesse des paramètres identifiés. À plus long terme, une approche exploitant l'ensemble des mesures disponibles pourrait permettre d'identifier un comportement hyperélastique isotrope transverse. Une telle modélisation nécessiterait une adaptation du maillage de main, permettant de représenter explicitement les directions des fibres musculaires. Ce raffinement ouvrirait la possibilité d'attribuer à chaque muscle un niveau d'activation propre, en remplacement de l'activation uniforme actuellement considérée.

Par ailleurs, bien que les mouvements du modèle soient correctement contrôlés, ils restent trop limités. Seules les articulations métacarpo-phalangiennes des doigts longs disposent de mobilités indépendantes et le pouce est immobile. Une caractérisation plus fine de la pression de contact en fonction du serrage permettrait d'extraire de nouvelles gran-

deurs cibles, nécessaires à l'introduction de mobilités supplémentaires. L'ajout de ces mobilités s'accompagnerait toutefois d'une complexification de l'ajustement des paramètres, appelant une démarche d'optimisation plus élaborée afin de maîtriser son coût computationnel. En complément, l'étude des propriétés mécaniques des ligaments présents dans le modèle permettrait d'améliorer la représentation du maintien des os carpiens et de supprimer les contraintes cinématiques appliquées. L'introduction de contacts entre les structures internes ou l'utilisation d'éléments simplifiés permettrait de reproduire le glissement des tendons lors de la flexion des doigts, actuellement empêché par l'utilisation de nœuds communs à l'interface des structures anatomiques.

Les limitations induites par les contraintes techniques du solveur utilisé ne remettent pas en cause la portée générale de la méthode que nous avons développée, et pourraient être surmontées en transposant ce travail à d'autres solveurs. En particulier, l'emploi de simulations harmoniques en résolution directe offrirait des informations précieuses sur le comportement vibratoire de la main, notamment au sein des tissus mous, pour lesquels la résolution modale est peu adaptée. Ce type d'analyse permettrait également une comparaison plus directe avec les données expérimentales disponibles dans la littérature, en particulier en termes d'impédance mécanique ou de transmissibilité, mesurées à différents niveaux de serrage. De plus, les conséquences du choix des propriétés décrivant les organes les plus rigides du modèle (os, tendons, ligaments) pourraient être étudiées plus rigoureusement, ces derniers ayant probablement une forte influence sur la dynamique globale du système.

Plusieurs perspectives d'exploitation du modèle peuvent être envisagées. Ce travail ouvre notamment la voie à des applications dans le domaine de la conception de poignées limitant la transmission des vibrations à la main. Dans un premier temps, il serait pertinent de chercher à réduire localement les pressions de contact, celles-ci induisant une rigidification des tissus susceptibles d'accroître la propagation vibratoire. De tels travaux de conception pourraient être menés, par exemple, par optimisation topologique de la forme de la poignée ou par l'ajout de matériaux souples et amortissants en surface.

Enfin et surtout, les niveaux de contrainte et de déformation, qu'ils soient statiques ou dynamiques, estimés par le modèle, constituent probablement des grandeurs importantes dans la pathogénèse du risque vibratoire main-bras, mais ils sont difficilement interprétables de manière directe. Cependant, ces résultats sont susceptibles d'être exploités, à long terme, dans le cadre du modèle mécano-biologique développé par Reda et al. (2022) qui simule l'apparition de sténoses en fonction du frottement exercé par le sang sur la paroi artérielle. À ce jour, ce modèle ne prend en compte que les effets indirects des vibrations, se traduisant par une altération du système nerveux central entraînant une diminution des contraintes de cisaillement du sang sur la paroi artérielle. L'intégration d'effets directs, comme les contraintes mécaniques induites par le serrage

et les vibrations, représenterait une évolution importante dans la compréhension des mécanismes physiologiques impliqués dans les pathologies vibratoires ; ces nouvelles connaissances ayant pour but ultime une meilleure protection des salariés au regard des risques sur la santé liés à une exposition de la main aux vibrations.

BIBLIOGRAPHIE

- [Adewusi et al. 2012] ADEWUSI, S. ; RAKHEJA, S. ; MARCOTTE, P. : **“Biomechanical Models of the Human Hand-Arm to Simulate Distributed Biodynamic Responses for Different Postures”**. Dans *International Journal of Industrial Ergonomics* 42 (2012), Mars, numéro 2, pages 249–260. – ISSN 01698141. DOI : 10.1016/j.ergon.2012.01.005
- [Adewusi et al. 2014] ADEWUSI, S. ; THOMAS, M. ; VU, V. H. ; LI, W. : **“Modal Parameters of the Human Hand-Arm Using Finite Element and Operational Modal Analysis”**. Dans *Mechanics and Industry* 15 (2014), Novembre, numéro 6, pages 541–549. – ISSN 22577750. DOI : 10.1051/meca/2014060
- [Adewusi et al. 2008] ADEWUSI, S. A. ; RAKHEJA, S. ; MARCOTTE, P. ; BOILEAU, P. E. : **“On the Discrepancies in the Reported Human Hand-Arm Impedance at Higher Frequencies”**. Dans *International Journal of Industrial Ergonomics* 38 (2008), Septembre, numéro 9, pages 703–714. – ISSN 0169-8141. DOI : 10.1016/j.ergon.2007.12.004
- [Aldien et al. 2006] ALDIEN, Y. ; MARCOTTE, P. ; RAKHEJA, S. ; BOILEAU, P. E. : **“Influence of Hand-Arm Posture on Biodynamic Response of the Human Hand-Arm Exposed to Zh-Axis Vibration”**. Dans *International Journal of Industrial Ergonomics* 36 (2006), Janvier, numéro 1, pages 45–59. – ISSN 01698141. DOI : 10.1016/j.ergon.2005.07.001
- [Amari 2019] AMARI, Mael : **“Vibrations Main-Bras. Guide Des Bonnes Pratiques”**. 2019. – Rapport de Recherche
- [Amis 1987] AMIS, A. A. : **“Variation of Finger Forces in Maximal Isometric Grasp Tests on a Range of Cylinder Diameters”**. Dans *Journal of Biomedical Engineering* 9 (1987), Octobre, numéro 4, pages 313–320. – ISSN 0141-5425. DOI : 10.1016/0141-5425(87)90079-3
- [An et al. 1983] AN, K. N. ; UEBA, Y. ; CHAO, E. Y. ; COONEY, W. P. ; LINSCHIED, R. L. : **“Tendon Excursion and Moment Arm of Index Finger Muscles”**. Dans *Journal of Biomechanics* 16 (1983), Janvier, numéro 6, pages 419–425. – ISSN 0021-9290. DOI : 10.1016/0021-9290(83)90074-X
- [An et al. 1979] AN, K.N. ; CHAO, E.Y. ; COONEY, W.P. ; LINSCHIED, R.L. : **“Normative Model of Human Hand for Biomechanical Analysis”**. Dans *Journal of Biomechanics* 12 (1979), Janvier, numéro 10, pages 775–788. – ISSN 00219290. DOI : 10.1016/0021-9290(79)90163-5
- [Arnaudo 2006] ARNAUDO : **“Enquête Summer 2003. Les Expositions Aux Risques Professionnels. Les Ambiances et Contraintes Physiques”**. 2006. – Rapport de Recherche
- [Arnold et al. 2023] ARNOLD, Nicole ; SCOTT, Justin ; BUSH, Tamara R. : **“A Review of the Characterizations of Soft Tissues Used in Human Body Modeling : Scope, Limitations, and the Path Forward”**. Dans *Journal of Tissue Viability* 32 (2023), Mai, numéro 2, pages 286–304. – ISSN 0965-206X. DOI : 10.1016/j.jtv.2023.02.003

- [Ateş et al. 2015] ATEŞ, Filiz ; HUG, François ; BOUILLARD, Killian ; JUBEAU, Marc ; FRAPPART, Thomas ; COUADE, Mathieu ; BERCOFF, Jeremy ; NORDEZ, Antoine : **“Muscle Shear Elastic Modulus Is Linearly Related to Muscle Torque over the Entire Range of Isometric Contraction Intensity”**. Dans *Journal of Electromyography and Kinesiology* 25 (2015), Août, numéro 4, pages 703–708. – ISSN 1050-6411. DOI : 10.1016/j.jelekin.2015.02.005
- [Bailey et Vashishth 2018] BAILEY, Stacyann ; VASHISHTH, Deepak : **“Mechanical Characterization of Bone : State of the Art in Experimental Approaches-What Types of Experiments Do People Do and How Does One Interpret the Results ?”**. Dans *Current Osteoporosis Reports* 16 (2018), Août, numéro 4, pages 423–433. – ISSN 1544-2241. DOI : 10.1007/s11914-018-0454-8
- [Baraldi et al. 2015] BARALDI, A. ; JONES, S. A. ; GUESNÉ, S. ; TRAYNOR, M. J. ; MCAULEY, W. J. ; BROWN, M. B. ; MURDAN, S. : **“Human Nail Plate Modifications Induced by Onychomycosis : Implications for Topical Therapy”**. Dans *Pharmaceutical Research* 32 (2015), Mai, numéro 5, pages 1626–1633. – ISSN 1573-904X. DOI : 10.1007/s11095-014-1562-5
- [Bermond 1990] BERMOND, François : *Modélisation dynamique du système main-bras en régime vibratoire*, Université Claude Bernard Lyon 1, Thèse de Doctorat, Juillet 1990
- [Bernard etPutz-Anderson 1997] BERNARD, Bruce P. ; PUTZ-ANDERSON, Vern : **“Musculoskeletal Disorders and Workplace Factors : A Critical Review of Epidemiologic Evidence for Work-Related Musculoskeletal Disorders of the Neck, Upper Extremity, and Low Back”**. (1997)
- [Bonet et Wood 1997] BONET, Javier ; WOOD, Richard D. : *Nonlinear Continuum Mechanics for Finite Element Analysis*. Cambridge University Press, Septembre 1997. – ISBN 978-0-521-57272-9
- [Bouillard et al. 2011] BOUILLARD, Killian ; NORDEZ, Antoine ; HUG, François : **“Estimation of Individual Muscle Force Using Elastography”**. Dans *PLoS ONE* 6 (2011), Décembre, numéro 12. – ISSN 19326203. DOI : 10.1371/journal.pone.0029261
- [Bovenzi et al. 2006] BOVENZI, M. ; WELSH, A. J. L. ; VEDOVA, A. D. ; GRIFFIN, M. J. : **“Acute Effects of Force and Vibration on Finger Blood Flow”**. Dans *Occupational and Environmental Medicine* 63 (2006), Février, numéro 2, pages 84–91. – ISSN 1351-0711, 1470-7926. DOI : 10.1136/oem.2004.019703
- [Bovenzi 1990] BOVENZI, Massimo : **“Medical Aspects of the Hand-Arm Vibration Syndrome”**. Dans *International Journal of Industrial Ergonomics* 6 (1990), numéro 1, pages 61–73. – ISSN 0169-8141. DOI : 10.1016/0169-8141(90)90051-3
- [Boyer et al. 2007] BOYER, G. ; ZAHOUANI, H. ; LE BOT, A. ; LAQUIEZE, L. : **“In Vivo Characterization of Viscoelastic Properties of Human Skin Using Dynamic Micro-Indentation”**. Dans *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Août 2007, pages 4584–4587. – ISSN 1558-4615. DOI : 10.1109/IEMBS.2007.4353360
- [Brammer et Pitts 2012] BRAMMER, Anthony J. ; PITTS, Paul M. : **“Frequency Weighting for Vibration-induced White Finger Compatible with Exposure-response Models”**. Dans *Industrial Health* 50 (2012), numéro 5, pages 397–411. DOI : 10.2486/indhealth.MS1383
- [Brum et al. 2014] BRUM, J. ; BERNAL, M. ; GENNISSON, J. L. ; TANTER, M. : **“In Vivo Evaluation of the Elastic Anisotropy of the Human Achilles Tendon Using Shear Wave Dispersion Analysis”**. Dans *Physics in Medicine & Biology* 59 (2014), Janvier, numéro 3, pages 505. – ISSN 0031-9155. DOI : 10.1088/0031-9155/59/3/505

- [Buchholz et Armstrong 1992] BUCHHOLZ, Bryan ; ARMSTRONG, Thomas J. : **“A Kinematic Model of the Human Hand to Evaluate Its Prehensile Capabilities”**. Dans *Journal of biomechanics* 25 (1992), numéro 2, pages 149–162
- [Buchholz et al. 1992] BUCHHOLZ, Bryan ; ARMSTRONG, Thomas J. ; GOLDSTEIN, Steven A. : **“Anthropometric Data for Describing the Kinematics of the Human Hand”**. Dans *Ergonomics* 35 (1992), numéro 3, pages 261–273
- [Bullock et al. 2012] BULLOCK, Ian M. ; BORRAS, Julia ; DOLLAR, Aaron M. : **“Assessing Assumptions in Kinematic Hand Models : A Review”**. Dans *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2012, pages 139–146. – ISBN 978-1-4577-1199-2. DOI : 10.1109/BioRob.2012.6290879
- [Burström et Lundström 1988] BURSTRÖM, Lage ; LUNDSTRÖM, Ronnie : **“Mechanical Energy Absorption in Human Hand-Arm Exposed to Sinusoidal Vibration”**. Dans *International Archives of Occupational and Environmental Health* 61 (1988), Décembre, numéro 3, pages 213–216. – ISSN 1432-1246. DOI : 10.1007/BF00381021
- [Cai et al. 2018] CAI, Aijia ; PINGEL, I. ; LORZ, D. ; BEIER, J. P. ; HORCH, R. E. ; ARKUDAS, A. : **“Force Distribution of a Cylindrical Grip Differs between Dominant and Nondominant Hand in Healthy Subjects”**. Dans *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 138 (2018), Septembre, numéro 9, pages 1323–1331. – ISSN 1434-3916. DOI : 10.1007/s00402-018-2997-7
- [Challis 2020] CHALLIS, John H. : **“Quaternions as a Solution to Determining the Angular Kinematics of Human Movement”**. Dans *BMC Biomedical Engineering* 2 (2020), Mars, numéro 1, pages 5. – ISSN 2524-4426. DOI : 10.1186/s42490-020-00039-z
- [Chamoret et al. 2016] CHAMORET, Dominique ; BODO, Michèle ; ROTH, Sébastien : **“A First Step in Finite-Element Simulation of a Grasping Task”**. Dans *Computer Assisted Surgery* 21 (2016), pages 22–29. – ISSN 24699322. DOI : 10.1080/24699322.2016.1240294
- [Chen et al. 2020] CHEN, Pei Y. ; YANG, Tai H. ; KUO, Li C. ; SHIH, Cho C. ; HUANG, Chih C. : **“Characterization of Hand Tendons through High-Frequency Ultrasound Elastography”**. Dans *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 67 (2020), Janvier, numéro 1, pages 37–48. – ISSN 15258955. DOI : 10.1109/TUFFC.2019.2938147
- [Chen Chen et al. 2013] CHEN CHEN, Fai ; APPENDINO, Silvia ; BATTEZZATO, Alessandro ; FAVETTO, Alain ; MOUSAVI, Mehdi ; PESCARONA, Francesco : **“Constraint Study for a Hand Exoskeleton : Human Hand Kinematics and Dynamics”**. Dans *Journal of Robotics* 2013 (2013). – ISSN 16879600. DOI : 10.1155/2013/910961
- [Chevalier 2005] CHEVALIER, André : *Guide Du Dessinateur Industriel*. Hachette, 2005
- [Clark 2018] CLARK, Mary A. : *Biology 2e by OpenStax*. Place of publication not identified : XanEdu Publishing Inc., 2018. – ISBN 978-1-947172-51-7
- [Clemen et al. 2017] CLEMEN, Christof B. ; BENDEROTH, Günther E. K. ; SCHMIDT, Andreas ; HÜBNER, Frank ; VOGL, Thomas J. ; SILBER, Gerhard : **“Human Skeletal Muscle Behavior in Vivo : Finite Element Implementation, Experiment, and Passive Mechanical Characterization”**. Dans *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 65 (2017), Janvier, pages 679–687. – ISSN 1751-6161. DOI : 10.1016/j.jmbbm.2016.09.030
- [Cnam 2021] CNAM : **“L’Assurance Maladie - Risques Professionnels. Statistiques et Analyse - Sinistralité AT/MP”**. 2021. – Rapport de Recherche

BIBLIOGRAPHIE

- [Cobos et al. 2008] COBOS, Salvador; FERRE, Manuel; SANCHEZ-URÁN, M. A.; ORTEGO, Javier; PEÑA, Cesar : **“Efficient Human Hand Kinematics for Manipulation Tasks”**. Dans *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS*, 2008, pages 2246–2251. – ISBN 978-1-4244-2058-2. DOI : 10.1109/IROS.2008.4651053
- [Cobos et al. 2007] COBOS, Salvador; FERRE, Manuel; SÁNCHEZ-URÁN, Miguel A.; ORTEGO, Javier : **“Constraints for Realistic Hand Manipulation”**. Dans *Proc. Presence 2007* (2007), pages 369–370
- [Code du travail 2025] CODE DU TRAVAIL : *Articles R. 4441-1 à R. 4447-1. Prévention Des Risques d'exposition Aux Vibrations Mécaniques*. 2025
- [Constantinesco 1980] CONSTANTINESCO, André : **“Dynamic Viscoelastic Behaviour of the Human Tendon in Vitro”**. Dans *Journal of Biomechanics* (1980), Janvier
- [D’Agostino et al. 2017] D’AGOSTINO, Priscilla; DOURTHE, Benjamin; KERKHOF, Faes; STOCKMANS, Filip; VEREECKE, Evie E. : **“In Vivo Kinematics of the Thumb during Flexion and Adduction Motion : Evidence for a Screw-Home Mechanism”**. Dans *Journal of Orthopaedic Research* 35 (2017), Juillet, numéro 7, pages 1556–1564. – ISSN 1554527X. DOI : 10.1002/jor.23421
- [Deffieux et al. 2009] DEFFIEUX, Thomas; MONTALDO, Gabriel; TANTER, Mickaël; FINK, Mathias : **“Shear Wave Spectroscopy for in Vivo Quantification of Human Soft Tissues Visco-Elasticity”**. Dans *IEEE Transactions on Medical Imaging* 28 (2009), Mars, numéro 3, pages 313–322. – ISSN 02780062. DOI : 10.1109/TMI.2008.925077
- [D’Errico 2025] D’ERRICO, John : *Interparc*. 2025
- [Devos 2017] DEVOS, Pierre : **“Contribution Biomécanique à l’analyse Cinématique in Vivo Des Mouvements de La Main Humaine”**. 2017. – Rapport de Recherche
- [Dong et al. 2004] DONG, R. G.; WELCOME, D. E.; MCDOWELL, T. W.; WU, J. Z. : **“Biodynamic Response of Human Fingers in a Power Grip Subjected to a Random Vibration”**. Dans *Journal of Biomechanical Engineering* 126 (2004), Septembre, numéro 4, pages 447–457. – ISSN 0148-0731. DOI : 10.1115/1.1784479
- [Dong et al. 2009] DONG, Ren G.; MCDOWELL, Thomas W.; WELCOME, Daniel E.; WARREN, Christopher; WU, John Z.; RAKHEJA, Subhash : **“Analysis of Anti-Vibration Gloves Mechanism and Evaluation Methods”**. Dans *Journal of Sound and Vibration* 321 (2009), Mars, numéro 1, pages 435–453. – ISSN 0022-460X. DOI : 10.1016/j.jsv.2008.09.044
- [Dong et al. 2008] DONG, Ren G.; WELCOME, Daniel E.; MCDOWELL, Thomas W.; WU, John Z. : **“Analysis of Handle Dynamics-Induced Errors in Hand Biodynamic Measurements”**. Dans *Journal of Sound and Vibration* 318 (2008), Décembre, numéro 4, pages 1313–1333. – ISSN 0022-460X. DOI : 10.1016/j.jsv.2008.04.038
- [Dong et al. 2012] DONG, Ren G.; WELCOME, Daniel E.; XU, Xueyan S.; WARREN, Christopher; MCDOWELL, Thomas W.; WU, John Z.; RAKHEJA, Subhash : **“Mechanical Impedances Distributed at the Fingers and Palm of the Human Hand in Three Orthogonal Directions”**. Dans *Journal of Sound and Vibration* 331 (2012), Février, numéro 5, pages 1191–1206. – ISSN 0022-460X. DOI : 10.1016/j.jsv.2011.10.015
- [Duncan et al. 2013] DUNCAN, Scott F. M.; SARACEVIC, Caitlin E.; KAKINOKI, Ryosuke : **“Biomechanics of the Hand”**. Dans *Hand Clinics* 29 (2013), Novembre, numéro 4, pages 483–492. – ISSN 0749-0712. DOI : 10.1016/j.hcl.2013.08.003

- [Dunn et Silver 1983] DUNN, Michael G. ; SILVER, Frederick H. : **“Viscoelastic Behavior of Human Connective Tissues : Relative Contribution of Viscous and Elastic Components”**. Dans *Connective Tissue Research* 12 (1983), Janvier, numéro 1, pages 59–70. – ISSN 0300-8207, 1607-8438. DOI : 10.3109/03008208309005612
- [Eby et al. 2013] EBY, Sarah F. ; SONG, Pengfei ; CHEN, Shigao ; CHEN, Qingshan ; GREENLEAF, James F. ; AN, Kai-Nan : **“Validation of Shear Wave Elastography in Skeletal Muscle”**. Dans *Journal of Biomechanics* 46 (2013), Septembre, numéro 14, pages 2381–2387. – ISSN 1873-2380. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2013.07.033
- [Edgren et al. 2004] EDGREN, Cally S. ; RADWIN, Robert G. ; IRWIN, Curtis B. : **“Grip Force Vectors for Varying Handle Diameters and Hand Sizes”**. Dans *Human factors* 46 (2004), numéro 2, pages 244–251
- [Elouneg et al. 2023] ELOUNEG, A. ; CHAMBERT, J. ; LEJEUNE, A. ; LUCOT, Q. ; JACQUET, E. ; BORDAS, S. P. A. : **“Anisotropic Mechanical Characterization of Human Skin by in Vivo Multi-Axial Ring Suction Test”**. Dans *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 141 (2023), Mai, pages 105779. – ISSN 1751-6161. DOI : 10.1016/j.jmbbm.2023.105779
- [Farran et al. 2009] FARRAN, L. ; ENNOS, A. R. ; STARKIE, M. ; EICHHORN, S. J. : **“Tensile and Shear Properties of Fingernails as a Function of a Changing Humidity Environment”**. Dans *Journal of Biomechanics* 42 (2009), Juin, numéro 9, pages 1230–1235. – ISSN 0021-9290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2009.03.020
- [Fattorini et al. 2016] FATTORINI, L. ; TIRABASSO, A. ; LUNGI, A. ; DI GIOVANNI, R. ; SACCO, F. ; MARCHETTI, E. : **“Muscular Forearm Activation in Hand-Grip Tasks with Superimposition of Mechanical Vibrations”**. Dans *Journal of Electromyography and Kinesiology* 26 (2016), Février, pages 143–148. – ISSN 18735711. DOI : 10.1016/j.jelekin.2015.10.015
- [Faudot 2021] FAUDOT, Barthélémy : *Développement d'un Jumeau Numérique de La Main Pour l'analyse Biomécanique de l'arthrose et de Ses Traitements Chirurgicaux*, Aix-Marseille, These de Doctorat, Avril 2021
- [Faudot et al. 2020] FAUDOT, Barthélémy ; MILAN, Jean L. ; GOISLARD DE MONSABERT, Benjamin ; LE CORROLLER, Thomas ; VIGOUROUX, Laurent : **“Estimation of Joint Contact Pressure in the Index Finger Using a Hybrid Finite Element Musculoskeletal Approach”**. Dans *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* (2020), pages 1225–1235. – ISSN 14768259. DOI : 10.1080/10255842.2020.1793965
- [Feng et al. 2022] FENG, Xu ; LI, Guo-Yang ; RAMIER, Antoine ; ELTONY, Amira M. ; YUN, Seok-Hyun : **“In Vivo Stiffness Measurement of Epidermis, Dermis, and Hypodermis Using Broadband Rayleigh-wave Optical Coherence Elastography”**. Dans *Acta Biomaterialia* 146 (2022), Juillet, pages 295–305. – ISSN 1742-7061. DOI : 10.1016/j.actbio.2022.04.030
- [Figuerola et al. 2016] FIGUEROA, Rosemarie ; ARMSTRONG, Thomas J. ; WOOLLEY, Charles ; SUN, Luqin ; ZHOU, Wenxuan ; SEBASTIN, Sandeep : **“Determining Instantaneous Centers of Rotation for Finger Joints through Different Postures Using the Iterative Closest Point Algorithm (ICP)”**. Dans *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* Volume 60, SAGE Publications Sage CA : Los Angeles, CA, 2016, pages 1470–1474
- [Flatres et al. 2020] FLATRES, Aurelien ; AARAB, Yassir ; NOUGARET, Stephanie ; GARNIER, Fanny ; LARCHER, Romaric ; AMALRIC, Mathieu ; KLOUCHE, Kada ; ETIENNE, Pascal ; SUBRA, Gilles ; JABER, Samir ; MOLINARI, Nicolas ; MATECKI, Stefan ; JUNG, Boris : **“Real-Time Shear Wave Ultrasound Elastography : A New Tool for the Evaluation of Diaphragm and Limb Muscle Stiffness in Critically**

- III Patients**". Dans *Critical Care* 24 (2020), Février, numéro 1, pages 34. – ISSN 1364-8535. DOI : 10.1186/s13054-020-2745-6
- [Fougeron et al. 2020]** FOUGERON, Nolwenn ; ROHAN, Pierre-Yves ; HAERING, Diane ; ROSE, Jean-Loïc ; BONNET, Xavier ; PILLET, Hélène : **"Combining Freehand Ultrasound-Based Indentation and Inverse Finite Element Modeling for the Identification of Hyperelastic Material Properties of Thigh Soft Tissues"**. Dans *Journal of Biomechanical Engineering* 142 (2020), Avril, numéro 091004. – ISSN 0148-0731. DOI : 10.1115/1.4046444
- [Freund et al. 2002]** FREUND, Jouni ; TOIVONEN, Risto ; TAKALA, Esa-Pekka : **"Grip Forces of the Fingertips"**. Dans *Clinical Biomechanics* 17 (2002), Août, numéro 7, pages 515–520. – ISSN 0268-0033. DOI : 10.1016/S0268-0033(02)00043-8
- [Fung et Cowin 1994]** FUNG, YC ; COWIN, SC : **"Biomechanics : Mechanical Properties of Living Tissues"**. (1994)
- [Fung 1993]** FUNG, Yuan-Cheng : *Biomechanics : Mechanical Properties of Living Tissues*. New York, NY : Springer New York, 1993. – ISBN 978-1-4419-3104-7 978-1-4757-2257-4. DOI : 10.1007/978-1-4757-2257-4
- [Gennisson et al. 2013]** GENNISSON, J.-L. ; DEFFIEUX, T. ; FINK, M. ; TANTER, M. : **"Élastographie ultrasonore : principes et procédés"**. Dans *Journal de Radiologie Diagnostique et Interventionnelle* 94 (2013), Mai, numéro 5, pages 504–513. – ISSN 22115706. DOI : 10.1016/j.jradio.2013.01.005
- [Gennisson et al. 2010]** GENNISSON, Jean L. ; DEFFIEUX, Thomas ; MACÉ, Emilie ; MONTALDO, Gabriel ; FINK, Mathias ; TANTER, Mickaël : **"Viscoelastic and Anisotropic Mechanical Properties of in Vivo Muscle Tissue Assessed by Supersonic Shear Imaging"**. Dans *Ultrasound in Medicine and Biology* 36 (2010), numéro 5, pages 789–801. – ISSN 03015629. DOI : 10.1016/j.ultrasmedbio.2010.02.013
- [Gras et al. 2012]** GRAS, Laure-Lise ; MITTON, David ; VIOT, Philippe ; LAPORTE, Sébastien : **"Hyper-Elastic Properties of the Human Sternocleidomastoideus Muscle in Tension"**. Dans *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 15 (2012), Novembre, pages 131–140. – ISSN 1751-6161. DOI : 10.1016/j.jmbbm.2012.06.013
- [Gray 1918]** GRAY, Henry : *Anatomy of the Human Body*. Lea & Febiger, 1918
- [Griebenstein et al. 2011]** GREBENSTEIN, Markus ; ALBU-SCHÄFFER, Alin ; BAHLS, Thomas ; CHALON, Maxime ; EIBERGER, Oliver ; FRIEDL, Werner ; GRUBER, Robin ; HADDADIN, Sami ; HAGN, Ulrich ; HASLINGER, Robert ; HÖPPNER, Hannes ; JÖRG, Stefan ; NICKL, Mathias ; NOTHHELFER, Alexander ; PETIT, Florian ; REILL, Josef ; SEITZ, Nikolaus ; WIMBÖCK, Thomas ; WOLF, Sebastian ; WÜSTHOFF, Tilo ; HIRZINGER, Gerd : **"The DLR Hand Arm System"**. Dans *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Mai 2011, pages 3175–3182. – ISSN 1050-4729. DOI : 10.1109/ICRA.2011.5980371
- [Griffin 1990]** GRIFFIN, M. J. : *Handbook of human vibration*. London etc, Royaume-Uni de Grande-Bretagne et d'Irlande du Nord : Academic Press, 1990. – ISBN 978-0-12-303040-5
- [Griffin 2012]** GRIFFIN, Michael J. : **"Frequency-Dependence of Psychophysical and Physiological Responses to Hand-transmitted Vibration"**. Dans *Industrial Health* 50 (2012), numéro 5, pages 354–369. DOI : 10.2486/indhealth.MS1379
- [Groves et al. 2013]** GROVES, Rachel B. ; COULMAN, Sion A. ; BIRCHALL, James C. ; EVANS, Sam L. : **"An Anisotropic, Hyperelastic Model for Skin : Experimental Measurements, Finite Element Modelling and Identification of Parameters for Human and Murine Skin"**. Dans *Journal of the Mecha-*

- nical Behavior of Biomedical Materials* 18 (2013), Février, pages 167–180. – ISSN 1751-6161. DOI : 10.1016/j.jmbbm.2012.10.021
- [Gurram et al. 1995] GURRAM, R. ; RAKHEJA, S. ; BRAMMER, A. J. : **“Driving-Point Mechanical Impedance of the Human Hand-Arm System : Synthesis and Model Development”**. Dans *Journal of Sound and Vibration* 180 (1995), Février, numéro 3, pages 439–458. – ISSN 0022-460X. DOI : 10.1006/jsvi.1995.0089
- [Harih et al. 2021] HARIH, Gregor ; KALC, Miloš ; VOGRIN, Matjaž ; FODOR-MÜHLDOERFER, Marion : **“Finite Element Human Hand Model : Validation and Ergonomic Considerations”**. Dans *International Journal of Industrial Ergonomics* 85 (2021), Septembre. – ISSN 18728219. DOI : 10.1016/j.ergon.2021.103186
- [Harih et Tada 2019] HARIH, Gregor ; TADA, Mitsunori : **“Development of a Feasible Finite Element Digital Human Hand Model”**. Dans *DHM and Posturography*. Elsevier, Janvier 2019, pages 273–286. – ISBN 978-0-12-816713-7. DOI : 10.1016/B978-0-12-816713-7.00021-0
- [Hirt et al. 2017] HIRT, Bernhard ; SEYHAN, Harun ; WAGNER, Michael ; ZUMHASCH, Rainer : *Hand and Wrist Anatomy and Biomechanics : A Comprehensive Guide*. Stuttgart ; New York : Thieme, 2017. – ISBN 978-3-13-205341-0
- [Hokari et al. 2019] HOKARI, Kazuki ; PRAMUDITA, Jonas A. ; ITO, Masato ; NODA, Satoshi ; TANABE, Yuji : **“The Relationships of Gripping Comfort to Contact Pressure and Hand Posture during Gripping”**. Dans *International Journal of Industrial Ergonomics* 70 (2019), Mars, pages 84–91. – ISSN 18728219. DOI : 10.1016/j.ergon.2019.01.010
- [Hokari et al. 2020] HOKARI, Kazuki ; PRAMUDITA, Jonas A. ; ITO, Masato ; OKADA, Kazuya ; TANABE, Yuji : **“Computational Method to Optimize Design of Gripping Part of Products via Grasping Motion Simulation to Maximize Gripping Comfort”**. Dans *Applied Sciences (Switzerland)* 10 (2020), Mai, numéro 9. – ISSN 20763417. DOI : 10.3390/app10093265
- [Hollander et al. 2011] HOLLANDER, Yaniv ; DURBAN, David ; LU, Xiao ; KASSAB, Ghassan S. ; LANIR, Yoram : **“Constitutive Modeling of Coronary Arterial Media—Comparison of Three Model Classes”**. Dans *Journal of Biomechanical Engineering* 133 (2011), Juin, numéro 6, pages 0610081–06100812. – ISSN 0148-0731. DOI : 10.1115/1.4004249
- [Hollister et al. 1992] HOLLISTER, Anne ; BUFORD, William L. ; MYERS, Loyd M. ; GIURINTANO, David J. ; NOVICK, Andrew : **“The Axes of Rotation of the Thumb Carpometacarpal Joint”**. Dans *Journal of Orthopaedic Research* 10 (1992), numéro 3, pages 454–460. – ISSN 1554-527X. DOI : 10.1002/jor.1100100319
- [Hollister et al. 1995] HOLLISTER, Anne ; GIURINTANO, David J. ; BUFORD, William L. ; MYERS, Loyd M. ; NOVICK, Andrew ; HOLLISTER, Anne M. : **“The Axes of Rotation of the Thumb Interphalangeal and Metacarpophalangeal Joints”** / Lippincott-Raven Publishers. 1995. – Rapport de Recherche
- [Holt et al. 2008] HOLT, Brian ; TRIPATHI, Anubhav ; MORGAN, Jeffrey : **“Viscoelastic Response of Human Skin to Low Magnitude Physiologically Relevant Shear”**. Dans *Journal of biomechanics* 41 (2008), Août, numéro 12, pages 2689–2695. – ISSN 0021-9290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2008.06.008
- [Holzapfel 2000] HOLZAPFEL, Gerhard A. : *Nonlinear solid mechanics : a continuum approach for engineering*. Chichester, England : John Wiley & Sons, 2000. – ISBN 978-0-471-82319-3

BIBLIOGRAPHIE

- [Hug et al. 2015] HUG, François; TUCKER, Kylie; GENNISSON, Jean-Luc; TANTER, Mickaël; NORDEZ, Antoine : **“Elastography for Muscle Biomechanics : Toward the Estimation of Individual Muscle Force”**. Dans *Exercise and Sport Sciences Reviews* 43 (2015), Juillet, numéro 3, pages 125. – ISSN 0091-6331. DOI : 10.1249/JES.0000000000000049
- [Jacquet et al. 2017] JACQUET, E.; CHAMBERT, J.; PAUCHOT, J.; SANDOZ, P. : **“Intra- and Inter-Individual Variability in the Mechanical Properties of the Human Skin from in Vivo Measurements on 20 Volunteers”**. Dans *Skin Research and Technology* 23 (2017), numéro 4, pages 491–499. – ISSN 1600-0846. DOI : 10.1111/srt.12361
- [Jacquet et al. 2008] JACQUET, Emmanuelle; JOSSE, Gwendal; KHATYR, Fouad; GARCIN, Camille : **“A New Experimental Method for Measuring Skin’s Natural Tension”**. Dans *Skin Research and Technology* 14 (2008), numéro 1, pages 1–7. – ISSN 1600-0846. DOI : 10.1111/j.1600-0846.2007.00259.x
- [Jarque-Bou et al. 2019] JARQUE-BOU, Néstor J.; SCANO, Alessandro; ATZORI, Manfredo; MÜLLER, Henning : **“Kinematic Synergies of Hand Grasps : A Comprehensive Study on a Large Publicly Available Dataset”**. Dans *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 16 (2019), Mai, numéro 1. – ISSN 17430003. DOI : 10.1186/s12984-019-0536-6
- [Johnson 1985] JOHNSON, K. L. : *Contact Mechanics*. Cambridge : Cambridge University Press, 1985. – ISBN 978-0-521-34796-9. DOI : 10.1017/CBO9781139171731
- [Journal officiel des Communautés européennes 2002] JOURNAL OFFICIEL DES COMMUNAUTÉS EUROPÉENNES : *Règlements et Directives de La Commission Du 5 Juillet 2002*. Juillet 2002
- [Kapandji 1982] KAPANDJI, I.A. : *The Physiology of the Joints*. Edinburgh : Churchill Livingstone, 1982. – ISBN 978-0-443-02504-4
- [Kargov et al. 2004] KARGOV, Artem; PYLATIUK, Christian; MARTIN, Jan; SCHULZ, Stefan; DÖDERLEIN, Leonhard : **“A Comparison of the Grip Force Distribution in Natural Hands and in Prosthetic Hands”**. Dans *Disability and Rehabilitation* 26 (2004), Juin, numéro 12, pages 705–711. – ISSN 09638288. DOI : 10.1080/09638280410001704278
- [Kennedy et al. 2017] KENNEDY, Brendan F.; WIJESINGHE, Philip; SAMPSON, David D. : **“The Emergence of Optical Elastography in Biomedicine”**. Dans *Nature Photonics* 11 (2017), Avril, numéro 4, pages 215–221. – ISSN 1749-4893. DOI : 10.1038/nphoton.2017.6
- [Khaothong 2010] KHAOTHONG, Krisakorn : **“In Vivo Measurements of the Mechanical Properties of Human Skin and Muscle by Inverse Finite Element Method Combined with the Indentation Test”**. Dans LIM, C. T. (éditeurs); GOH, J. C. H. (éditeurs) : *6th World Congress of Biomechanics (WCB 2010). August 1-6, 2010 Singapore*. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2010, pages 1467–1470. – ISBN 978-3-642-14515-5
- [Kinsler 2000] KINSLER, Lawrence E. : *Fundamentals of Acoustics*. 4th ed. Hoboken, NJ : Wiley, 2000. – ISBN 978-0-471-84789-2
- [Knight et al. 2022] KNIGHT, Anna E.; TRUTNA, Courtney A.; ROUZE, Ned C.; HOBSON-WEBB, Lisa D.; CAENEN, Annette; JIN, Felix Q.; PALMERI, Mark L.; NIGHTINGALE, Kathryn R. : **“Full Characterization of in Vivo Muscle as an Elastic, Incompressible, Transversely Isotropic Material Using Ultrasonic Rotational 3D Shear Wave Elasticity Imaging”**. Dans *IEEE Transactions on Medical Imaging* 41 (2022), Janvier, numéro 1, pages 133–144. – ISSN 1558254X. DOI : 10.1109/TMI.2021.3106278

- [Kohandel et al. 2008] KOHANDEL, M.; SIVALOGANATHAN, S.; TENTI, G. : **“Estimation of the Quasi-Linear Viscoelastic Parameters Using a Genetic Algorithm”**. Dans *Mathematical and Computer Modelling* 47 (2008), Février, numéro 3, pages 266–270. – ISSN 0895-7177. DOI : 10.1016/j.mcm.2007.04.006
- [Kong et Lowe 2005] KONG, Yong-Ku ; LOWE, Brian D. : **“Optimal Cylindrical Handle Diameter for Grip Force Tasks”**. Dans *International Journal of Industrial Ergonomics* 35 (2005), Juin, numéro 6, pages 495–507. – ISSN 0169-8141. DOI : 10.1016/j.ergon.2004.11.003
- [Kroon 2025] KROON, Dirk-Jan : *2D Line Curvature and Normals*. 2025
- [Lafargues 2011] LAFARGUES, Gérard : **“Effets Des Vibrations Sur Le Système Main-Bras”**. Dans *Hygiène et Sécurité du travail* (2011), numéro 223, pages 19–23
- [Lakes 2009] LAKES, Roderic S. : *Viscoelastic Materials*. Cambridge University Press, Avril 2009. – ISBN 978-0-521-88568-3
- [Lee et Rim 1991] LEE, J. W. ; RIM, K. : **“Measurement of Finger Joint Angles and Maximum Finger Forces during Cylinder Grip Activity”**. Dans *Journal of Biomedical Engineering* 13 (1991), Mars, numéro 2, pages 152–162. – ISSN 0141-5425. DOI : 10.1016/0141-5425(91)90062-C
- [Lemerle et al. 2008a] LEMERLE, P. ; KLINGER, A. ; CRISTALLI, A. ; GEUDER, M. : **“Application of Pressure Mapping Techniques to Measure Push and Gripping Forces with Precision”**. Dans *Ergonomics* 51 (2008), Février, numéro 2, pages 168–191. – ISSN 00140139. DOI : 10.1080/00140130701528602
- [Lemerle et al. 2008b] LEMERLE, Pierre ; KLINGLER, Alexandre ; TROMPETTE, Nicolas ; CRISTALLI, Alessandra ; GEUDER, Manfred : **“Interactions Entre Forces de Couplage et Vibrations Émises Par Une Meuleuse Pneumatique”**. Dans *INRS - Hygiène et sécurité du travail, Cahiers de notes documentaires* 228 (2008), Mars, numéro 210, pages 30–33
- [Levangie et Norkin 2011] LEVANGIE, Pamela K. ; NORKIN, Cynthia C. : *Joint Structure and Function : A Comprehensive Analysis*. FA Davis, 2011
- [Liao et al. 2015] LIAO, Xiaochun ; KEMP, Sandy ; CORNER, George ; EISMA, Roos ; HUANG, Zhihong : **“Elastic Properties of Thiel-embalmed Human Ankle Tendon and Ligament”**. Dans *Clinical Anatomy* 28 (2015), numéro 7, pages 917–924. – ISSN 1098-2353. DOI : 10.1002/ca.22512
- [Lindenmann et al. 2022] LINDENMANN, Andreas ; SCHRÖDER, Tassilo ; GERMANN, René ; GWOSCH, Thomas ; MATTHIESEN, Sven : **“Effect of High Level Grip-and Push Force and Elevated Arm Posture on the Zh-Axis Hand-Arm Impedance”**. Dans *International Journal of Industrial Ergonomics* 92 (2022), Novembre, pages 103375. – ISSN 0169-8141. DOI : 10.1016/j.ergon.2022.103375
- [Liu et al. 2020] LIU, Shuang ; XU, Hongmei ; SHANG, Yujun ; JIANG, Wei ; DONG, Jiajun : **“Finite Element Modal Analysis and Harmonic Response Analysis of Human Arm Grasping Model”**. Dans *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 23 (2020), numéro 14, pages 1082–1093. – ISSN 14768259. DOI : 10.1080/10255842.2020.1787392
- [Long et al. 1970] LONG, Charles I. ; CONRAD, P. W. ; HALL, E. A. ; FURLER, S. L. : **“Intrinsic-Extrinsic Muscle Control of the Hand in Power Grip and Precision Handling : AN ELECTROMYOGRAPHIC STUDY”**. Dans *JBJS* 52 (1970), Juillet, numéro 5, pages 853. – ISSN 0021-9355
- [LS-DYNA Dev 2022] LS-DYNA DEV : *LS-DYNA Theory Manual*, 2022

- [Lundström et Burström 1989] LUNDSTRÖM, Ronnie ; BURSTRÖM, Lage : **“Mechanical Impedance of the Human Hand-Arm System”**. Dans *International Journal of Industrial Ergonomics* 3 (1989), Avril, numéro 3, pages 235–242. – ISSN 0169-8141. DOI : 10.1016/0169-8141(89)90023-1
- [Mahmood et al. 2020] MAHMOOD, Humaira ; ECKOLD, David ; STEAD, Iestyn ; SHEPHERD, Duncan E. T. ; ESPINO, Daniel M. ; DEARN, Karl D. : **“A Method for the Assessment of the Coefficient of Friction of Articular Cartilage and a Replacement Biomaterial”**. Dans *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 103 (2020), Mars, pages 103580. – ISSN 1751-6161. DOI : 10.1016/j.jmbbm.2019.103580
- [Maier et Schulte 2022] MAIER, Benjamin ; SCHULTE, Miriam : **“Mesh Generation and Multi-Scale Simulation of a Contracting Muscle–Tendon Complex”**. Dans *Journal of Computational Science* 59 (2022), Mars, pages 101559. – ISSN 1877-7503. DOI : 10.1016/j.jocs.2022.101559
- [Martin et al. 2015] MARTIN, R. B. ; BURR, David B. ; SHARKEY, Neil A. ; FYHRIE, David P. ; MARTIN, R. B. ; BURR, David B. ; SHARKEY, Neil A. ; FYHRIE, David P. : **“Mechanical Properties of Bone”**. Dans *Skeletal tissue mechanics* (2015), pages 355–422
- [Matinet et al. 2020] MATINET, Béryl ; ROSANKIS, Elodie ; LÉONARD, Martine : **“Les Expositions Aux Risques Professionnels Les Contraintes Physiques”**. 2020. – Rapport de Recherche
- [Maurel et al. 2014] MAUREL, Walter ; WU, Yin ; MAGNENAT THALMANN, Nadia ; THALMANN, Daniel : *Biomechanical Models for Soft Tissue Simulation*. Aufl. 1998. Berlin : Springer Berlin, 2014 (ESPRIT Basic Research Series). – ISBN 978-3-662-03591-7
- [McKittrick et al. 2012] MCKITTRICK, J. ; CHEN, P.-Y. ; BODDE, S. G. ; YANG, W. ; NOVITSKAYA, E. E. ; MEYERS, M. A. : **“The Structure, Functions, and Mechanical Properties of Keratin”**. Dans *JOM* 64 (2012), Avril, numéro 4, pages 449–468. – ISSN 1543-1851. DOI : 10.1007/s11837-012-0302-8
- [Miwa 1967] MIWA, Toshisuke : **“Evaluation Methods for Vibration Effect”**. Dans *Industrial Health* 5 (1967), numéro 3-4, pages 213–220. DOI : 10.2486/indhealth.5.213
- [Mooney 1940] MOONEY, Melvin : **“A Theory of Large Elastic Deformation”**. Dans *Journal of applied physics* 11 (1940), numéro 9, pages 582–592
- [Morioka et Griffin 2009] MORIOKA, Miyuki ; GRIFFIN, Michael J. : **“Equivalent Comfort Contours for Vertical Vibration of Steering Wheels : Effect of Vibration Magnitude, Grip Force, and Hand Position”**. Dans *Applied Ergonomics* 40 (2009), Septembre, numéro 5, pages 817–825. – ISSN 0003-6870. DOI : 10.1016/j.apergo.2008.06.001
- [Mühlendorfer-Fodor et al. 2017] MÜHLDORFER-FODOR, Marion ; ZIEGLER, Steffen ; HARMS, Christoph ; NEUMANN, Julia ; KUNDT, Günther ; MITTLMEIER, Thomas ; PROMMERSBERGER, Karl J. : **“Load Distribution of the Hand during Cylinder Grip Analyzed by Manuography”**. Dans *Journal of Hand Therapy* 30 (2017), Octobre, numéro 4, pages 529–537. – ISSN 1545004X. DOI : 10.1016/j.jht.2016.10.009
- [Mukaiyama et al. 2022] MUKAIYAMA, K. ; IRIE, K. ; TAKEDA, M. ; YAMASHITA, R. ; UEMURA, S. ; KANAZAWA, S. ; NAGAI-TANIMA, M. ; AOYAMA, T. : **“Load Distribution and Forearm Muscle Activity during Cylinder Grip at Various Grip Strength Values”**. Dans *Hand Surgery and Rehabilitation* 41 (2022), Avril, numéro 2, pages 176–182. – ISSN 2468-1229. DOI : 10.1016/j.hansur.2021.12.010
- [Napier 1956] NAPIER, J. R. : **“THE PREHENSILE MOVEMENTS OF THE HUMAN HAND”**. Dans *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume* 38-B (1956), Novembre, numéro 4, pages 902–913. – ISSN 2049-4408. DOI : 10.1302/0301-620X.38B4.902

- [Navindaran et al. 2023] NAVINDARAN, Kishev; KANG, John S.; MOON, Kee : **“Techniques for Characterizing Mechanical Properties of Soft Tissues”**. Dans *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 138 (2023), Février, pages 105575. – ISSN 1751-6161. DOI : 10.1016/j.jmbbm.2022.105575
- [NF EN ISO 10068 2023] NF EN ISO 10068 : *Mechanical Vibration and Shock — Mechanical Impedance of the Human Hand-Arm System at the Driving Point*. Paris : AFNOR, 2023
- [NF EN ISO 5349-1 2002] NF EN ISO 5349-1 : *Mechanical Vibration – Measurement and Evaluation of Human Exposure to Hand-Transmitted Vibration – Part 1 : General Requirements*. Paris : AFNOR, 2002
- [NF EN ISO 5349-2 2001] NF EN ISO 5349-2 : *Mechanical Vibration – Measurement and Evaluation of Human Exposure to Hand-Transmitted Vibration – Part 2 : Practical Guidance for Measurement at the Workplace*. Paris : AFNOR, 2001
- [Ngo et al. 2024] NGO, Ha-Hien-Phuong; ANDRADE, Ricardo; BRUM, Javier; BENECH, Nicolas; CHATELIN, Simon; LOUMAUD, Aude; FRAPPART, Thomas; FRASCHINI, Christophe; NORDEZ, Antoine; GENNISSON, Jean-Luc : **“In Plane Quantification Ofin Vivomuscle Elastic Anisotropy Factor by Steered Ultrasound Pushing Beams”**. Dans *Physics in Medicine and Biology* 69 (2024), Février, numéro 4. – ISSN 1361-6560. DOI : 10.1088/1361-6560/ad21a0
- [Ngo et al. 2022] NGO, Ha-Hien-Phuong; POULARD, Thomas; BRUM, Javier; GENNISSON, Jean-Luc : **“Anisotropy in Ultrasound Shear Wave Elastography : An Add-on to Muscles Characterization”**. Dans *Frontiers in Physiology* 13 (2022), Septembre. – ISSN 1664-042X. DOI : 10.3389/fphys.2022.1000612
- [Noël 2015] NOËL, Christophe : *Development and Use of an Experimental Device Including a Laser Scanning Vibrometer for Measuring the Vibration Transmissibility Mapping on the Dorsum of Hands Gripping a Vibrating Handle*. 2015
- [Noël 2017a] NOËL, Christophe : **“Influence Des Efforts de Poussée - Préhension et Des Gants Anti-Vibratiles Sur Le Transfert Des Vibrations à La Main”**. 2017. – Rapport de Recherche
- [Noël 2017b] NOËL, Christophe : **“Measuring Dynamic Stiffnesses of Preloaded Distal Phalanges in Vibration - Test Bench Validation and Parameter Study”**. Dans *International Journal of Industrial Ergonomics* 59 (2017), Mai, pages 64–79. – ISSN 0169-8141. DOI : 10.1016/j.ergon.2017.03.006
- [Noël 2018] NOËL, Christophe : **“A Three-Dimensional Visco-Hyperelastic FE Model for Simulating the Mechanical Dynamic Response of Preloaded Phalanges”**. Dans *Medical Engineering and Physics* 61 (2018), Novembre, pages 41–50. – ISSN 1873-4030. DOI : 10.1016/j.medengphy.2018.08.007
- [Noël et Settembre 2024] NOËL, Christophe; SETTEMBRE, Nicla : **“Near-Wall Hemodynamic Parameters of Finger Arteries Altered by Hand-Transmitted Vibration”**. Dans *Computers in Biology and Medicine* 168 (2024), Janvier, pages 107709. – ISSN 0010-4825. DOI : 10.1016/j.combiomed.2023.107709
- [Noël et al. 2022] NOËL, Christophe; SETTEMBRE, Nicla; REDA, Maha; JACQUET, Emmanuelle : **“A Multiscale Approach for Predicting Certain Effects of Hand-Transmitted Vibration on Finger Arteries”**. Dans *Vibration* 5 (2022), Juin, numéro 2, pages 213–237. – ISSN 2571-631X. DOI : 10.3390/vibration5020014

- [Nordez et Hug 2010]** NORDEZ, Antoine ; HUG, François : **“Muscle Shear Elastic Modulus Measured Using Supersonic Shear Imaging Is Highly Related to Muscle Activity Level”**. Dans *Journal of Applied Physiology* 108 (2010), Mai, numéro 5, pages 1389–1394. – ISSN 8750-7587, 1522-1601. DOI : 10.1152/japplphysiol.01323.2009
- [Ogden 1984]** OGDEN, R. W. : *Non-Linear Elastic Deformations*. Chichester, New York : E. Horwood ; Halsted Press, 1984 (Ellis Horwood Series in Mathematics and Its Applications). – ISBN 978-0-85312-273-9
- [Ogden 1972]** OGDEN, Raymond W. : **“Large Deformation Isotropic Elasticity—on the Correlation of Theory and Experiment for Incompressible Rubberlike Solids”**. Dans *Proceedings of the Royal Society of London. A. Mathematical and Physical Sciences* 326 (1972), numéro 1567, pages 565–584
- [Pailler-Mattei et al. 2008]** PAILLER-MATTEI, C. ; BEC, S. ; ZAHOUANI, H. : **“In Vivo Measurements of the Elastic Mechanical Properties of Human Skin by Indentation Tests”**. Dans *Medical Engineering & Physics* 30 (2008), Juin, numéro 5, pages 599–606. – ISSN 13504533. DOI : 10.1016/j.medengphy.2007.06.011
- [Pailler-Mattéi et Zahouani 2004]** PAILLER-MATTÉI, C. ; ZAHOUANI, H. : **“Study of Adhesion Forces and Mechanical Properties of Human Skin in Vivo”**. Dans *Journal of Adhesion Science and Technology* 18 (2004), Janvier, numéro 15-16, pages 1739–1758. – ISSN 0169-4243. DOI : 10.1163/1568561042708368
- [Park et al. 2009]** PARK, Eunsik ; CHO, Meehye ; KI, Chang-Seok : **“Correct Use of Repeated Measures Analysis of Variance”**. Dans *The Korean journal of laboratory medicine* 29 (2009), numéro 1, pages 1–9
- [Payan et Ohayon 2017]** PAYAN, Yohan ; OHAYON, Jacques : *Biomechanics of Living Organs : Hyperelastic Constitutive Laws for Finite Element Modeling*. London : Academic press, 2017 (Academic Press Series in Biomedical Engineering). – ISBN 978-0-12-804009-6
- [Pramudita et al. 2017]** PRAMUDITA, Jonas A. ; KAMIYA, Seiji ; UJIHASHI, Sadayuki ; CHOI, Hyung-Yun ; ITO, Masato ; WATANABE, Ryoji ; CRANDALL, Jeff R. ; KENT, Richard W. : **“Estimation of Conditions Evoking Fracture in Finger Bones under Pinch Loading Based on Finite Element Analysis”**. Dans *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 20 (2017), Janvier, numéro 1, pages 35–44. – ISSN 1025-5842. DOI : 10.1080/10255842.2016.1196197
- [Pylatiuk et al. 2006]** PYLATIUK, C. ; KARGOV, A. ; SCHULZ, S. ; DÖDERLEIN, L. : **“Distribution of Grip Force in Three Different Functional Prehension Patterns”**. Dans *Journal of Medical Engineering & Technology* 30 (2006), Janvier, numéro 3, pages 176–182. – ISSN 0309-1902. DOI : 10.1080/03091900600565217
- [Ranger et al. 2023]** RANGER, Bryan J. ; MOERMAN, Kevin M. ; ANTHONY, Brian W. ; HERR, Hugh M. : **“Constitutive Parameter Identification of Transtibial Residual Limb Soft Tissue Using Ultrasound Indentation and Shear Wave Elastography”**. Dans *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 137 (2023), Janvier, pages 105541. – ISSN 1751-6161. DOI : 10.1016/j.jmbbm.2022.105541
- [Reda et al. 2022]** REDA, Maha ; NOËL, Christophe ; SETTEMBRE, Nicola ; CHAMBERT, Jérôme ; LEJEUNE, Arnaud ; ROLIN, Gwenaél ; JACQUET, Emmanuelle : **“An Agent-Based Model of Vibration-Induced Intimal Hyperplasia”**. Dans *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 21 (2022), Octobre, numéro 5, pages 1457–1481. – ISSN 1617-7940. DOI : 10.1007/s10237-022-01601-5

- [Richard et al. 2013] RICHARD, F.; VILLARS, M.; THIBAUD, S. : **“Viscoelastic Modeling and Quantitative Experimental Characterization of Normal and Osteoarthritic Human Articular Cartilage Using Indentation”**. Dans *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 24 (2013), Août, pages 41–52. – ISSN 1751-6161. DOI : 10.1016/j.jmbbm.2013.04.012
- [Rijpkema et Girard 1991] RIJPKEMA, Hans; GIRARD, Michael : **“Computer Animation of Knowledge-Based Human Grasping”**. Dans *ACM Siggraph Computer Graphics* 25 (1991), numéro 4, pages 339–348
- [Ristaniemi et al. 2018] RISTANIEMI, A.; STENROTH, L.; MIKKONEN, S.; KORHONEN, R. K. : **“Comparison of Elastic, Viscoelastic and Failure Tensile Material Properties of Knee Ligaments and Patellar Tendon”**. Dans *Journal of Biomechanics* 79 (2018), Octobre, pages 31–38. – ISSN 0021-9290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2018.07.031
- [Rivlin 1948] RIVLIN, R. S. : **“Large Elastic Deformations of Isotropic Materials IV. Further Developments of the General Theory”**. Dans *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences* 241 (1948), Octobre, numéro 835. DOI : 10.1098/rsta.1948.0024
- [Rouze et al. 2020] ROUZE, Ned C.; PALMERI, Mark L.; NIGHTINGALE, Kathryn R. : **“Tractable Calculation of the Green’s Tensor for Shear Wave Propagation in an Incompressible, Transversely Isotropic Material”**. Dans *Physics in Medicine and Biology* 65 (2020), Janvier, numéro 1. – ISSN 13616560. DOI : 10.1088/1361-6560/ab5c2d
- [Royer et al. 2011] ROYER, Daniel; GENNISSON, Jean-Luc; DEFFIEUX, Thomas; TANTER, Mickaël : **“On the Elasticity of Transverse Isotropic Soft Tissues (L)”**. Dans *The Journal of the Acoustical Society of America* 129 (2011), Mai, numéro 5, pages 2757–2760. – ISSN 0001-4966. DOI : 10.1121/1.3559681
- [Saad 2003] SAAD, Patricia : *Modélisation et Identification Du Comportement Non Linéaire Des Cales En Caoutchouc*, Ecully, Ecole centrale de Lyon, These de Doctorat, Janvier 2003
- [Sancho-Bru et al. 2014] SANCHO-BRU, Joaquín L.; MORA, Marta C.; LEÓN, Beatriz E.; PÉREZ-GONZÁLEZ, Antonio; ISERTE, José L.; MORALES, Antonio : **“Grasp Modelling with a Biomechanical Model of the Hand”**. Dans *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 17 (2014), numéro 4, pages 297–310
- [Sancho-Bru et al. 2003] SANCHO-BRU, Joaquín L.; PÉREZ-GONZÁLEZ, A.; VERGARA, M.; GIURINTANO, D. J. : **“A 3D Biomechanical Model of the Hand for Power Grip”**. Dans *Journal of Biomechanical Engineering* 125 (2003), Février, numéro 1, pages 78–83. – ISSN 01480731. DOI : 10.1115/1.1532791
- [Schafer 2011] SCHAFER, Ronald W. : **“What Is a Savitzky-Golay Filter ? [Lecture Notes]”**. Dans *IEEE Signal Processing Magazine* 28 (2011), Juillet, numéro 4, pages 111–117. – ISSN 1558-0792. DOI : 10.1109/MSP.2011.941097
- [Snyder et Lee 1975] SNYDER, Roger W.; LEE, Lawrence H. N. : **“Experimental Study of Biological Tissue Subjected to Pure Shear”**. Dans *Journal of Biomechanics* 8 (1975), Janvier, numéro 6, pages 415–419. – ISSN 0021-9290. DOI : 10.1016/0021-9290(75)90077-9
- [Stillfried et al. 2014] STILLFRIED, Georg; HILLENBRAND, Ulrich; SETTLES, Marcus; VAN DER SMAGT, Patrick : **“MRI-based Skeletal Hand Movement Model”**. Dans *The Human Hand as an Inspiration for Robot Hand Development*. Springer, 2014, pages 49–75
- [Sumer 1994] SUMER, Enquête : **“Expositions Aux Ambiances et Contraintes Physiques. Doc d’études DARES”**. 1994. – Rapport de Recherche

- [Susman et al. 1999] SUSMAN, R. S.; NYATI, L.; JASSAL, M. S. : **“Observations on the Pollical Palmar Interosseous Muscle (of Henle)”**. Dans *The Anatomical Record* 254 (1999), Février, numéro 2, pages 159–165. – ISSN 0003-276X. DOI : 10.1002/(SICI)1097-0185(19990201)254:2;159::AID-AR1;3.0.CO;2-H
- [Suzuki et al. 2017] SUZUKI, Ryo; ITO, Kohta; LEE, Taeyong; OGIHARA, Naomichi : **“In-Vivo Viscous Properties of the Heel Pad by Stress-Relaxation Experiment Based on a Spherical Indentation”**. Dans *Medical Engineering & Physics* 50 (2017), Décembre, pages 83–88. – ISSN 1350-4533. DOI : 10.1016/j.medengphy.2017.10.010
- [Tang et al. 2011] TANG, C. Y.; NG, G. Y. F.; WANG, Z. W.; TSUI, C. P.; ZHANG, G. : **“Parameter Optimization for the Visco-Hyperelastic Constitutive Model of Tendon Using FEM”**. Dans *Bio-Medical Materials and Engineering* 21 (2011), Janvier, numéro 1, pages 9–24. – ISSN 0959-2989. DOI : 10.3233/BME-2011-0653
- [Tanter et al. 2008] TANTER, Mickael; BERCOFF, Jeremy; ATHANASIOU, Alexandra; DEFFIEUX, Thomas; GENNISSON, Jean L.; MONTALDO, Gabriel; MULLER, Marie; TARDIVON, Anne; FINK, Mathias : **“Quantitative Assessment of Breast Lesion Viscoelasticity : Initial Clinical Results Using Super-sonic Shear Imaging”**. Dans *Ultrasound in Medicine and Biology* 34 (2008), Septembre, numéro 9, pages 1373–1386. – ISSN 03015629. DOI : 10.1016/j.ultrasmedbio.2008.02.002
- [Thompson et al. 2001] THOMPSON, N. W.; MOCKFORD, B. J.; CRAN, G. W. : **“Absence of the Palmaris Longus Muscle : A Population Study”**. Dans *The Ulster Medical Journal* 70 (2001), Mai, numéro 1, pages 22–24. – ISSN 0041-6193
- [Tomasini et al. 2008] TOMASINI, E. P.; DELLE MARCHE, Università P. : **“VIBTOOL : Grip Force Mapping for Characterisation of Hand-Held Vibrating Tools”** / European Community — Competitive and Sustainable Growth Programme (1998–2002). Janvier 2008 (GRD1-2002-70003). – Final Technical Report
- [Untaroiu et al. 2005] UNTAROIU, Costin; DARVISH, Kurosh; CRANDALL, Jeff; DENG, Bing; WANG, Jenne-Tai; UNTAROIU, Costin; DARVISH, Kurosh; CRANDALL, Jeff; DENG, Bing; WANG, Jenne-Tai : **“A Finite Element Model of the Lower Limb for Simulating Pedestrian Impacts”**. Dans *49th Stapp Car Crash Conference*, The Stapp Association, Novembre 2005, DOI : 10.4271/2005-22-0008
- [Urban et al. 2013] URBAN, Matthew W.; NENADIC, Ivan Z.; CHEN, Shigao; GREENLEAF, James F. : **“Discrepancies in Reporting Tissue Material Properties”**. Dans *Journal of ultrasound in medicine : official journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine* 32 (2013), Mai, numéro 5, pages 886–888. – ISSN 0278-4297. DOI : 10.7863/ultra.32.5.886
- [Vaidya et Wheatley 2020] VAIDYA, Anurag J.; WHEATLEY, Benjamin B. : **“An Experimental and Computational Investigation of the Effects of Volumetric Boundary Conditions on the Compressive Mechanics of Passive Skeletal Muscle”**. Dans *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 102 (2020), Février, pages 103526. – ISSN 1751-6161. DOI : 10.1016/j.jmbbm.2019.103526
- [Vauthier et al. 2023] VAUTHIER, Simon; NOËL, Christophe; SETTEMBRE, Nicla; NGO, Ha Hien P.; GENNISSON, Jean-Luc; CHAMBERT, Jérôme; FOLTÊTE, Emmanuel; JACQUET, Emmanuelle : **“Factoring Muscle Activation and Anisotropy in Modelling Hand-Transmitted Vibrations : A Preliminary Study”**. Dans *ICHAV 2023*, MDPI, Avril 2023, pages 12. DOI : 10.3390/proceedings2023086012
- [Venkatesh et al. 2013] VENKATESH, Sudhakar K.; YIN, Meng; EHMAN, Richard L. : **“Magnetic Resonance Elastography of Liver : Technique, Analysis, and Clinical Applications”**. Dans *Journal*

- of magnetic resonance imaging : *JMRI* 37 (2013), Mars, numéro 3, pages 544–555. – ISSN 1522-2586. DOI : 10.1002/jmri.23731
- [Vinck 2014] VINCK : **“Enquête Sumer 2010. Les Expositions Aux Risques Professionnels. Les Ambiances et Contraintes Physiques.”**. 2014. – Rapport de Recherche
- [Wang et al. 2022] WANG, Zunming ; QIU, Yi ; ZHENG, Xu ; HAO, Zhiyong ; LIU, Chi : **“Biomechanical Models of the Hand-Arm System to Predict the Hand Gripping Forces and Transmitted Vibration”**. Dans *International Journal of Industrial Ergonomics* 88 (2022), pages 103258. – ISSN 0169-8141. DOI : 10.1016/j.ergon.2021.103258
- [Watanabe et al. 2019] WATANABE, Yudai ; IBA, Kousuke ; TANIGUCHI, Keigo ; AOKI, Mitsuhiro ; SONODA, Tomoko ; YAMASHITA, Toshihiko : **“Assessment of the Passive Tension of the First Dorsal Interosseous and First Lumbrical Muscles Using Shear Wave Elastography”**. Dans *The Journal of Hand Surgery* 44 (2019), Décembre, numéro 12, pages 1092.e1–1092.e8. – ISSN 0363-5023. DOI : 10.1016/j.jhsa.2019.01.016
- [Wei et al. 2023] WEI, Yuyang ; ZOU, Zhenmin ; QIAN, Zhihui ; REN, Lei ; WEI, Guowu : **“Biomechanical Analysis of the Effect of Finger Joint Configuration on Hand Grasping Performance : Rigid vs Flexible”**. Dans *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 31 (2023), pages 606–619. – ISSN 1534-4320, 1558-0210. DOI : 10.1109/TNSRE.2022.3229165
- [Wei et al. 2020] WEI, Yuyang ; ZOU, Zhenmin ; WEI, Guowu ; REN, Lei ; QIAN, Zhihui : **“Subject-Specific Finite Element Modelling of the Human Hand Complex : Muscle-Driven Simulations and Experimental Validation”**. Dans *Annals of Biomedical Engineering* 48 (2020), Avril, numéro 4, pages 1181–1195. – ISSN 15739686. DOI : 10.1007/s10439-019-02439-2
- [Wren et al. 2001] WREN, Tishya A. ; YERBY, Scott A. ; BEAUPRÉ, Gary S. ; CARTER, Dennis R. : **“Mechanical Properties of the Human Achilles Tendon”**. Dans *Clinical biomechanics* 16 (2001), numéro 3, pages 245–251
- [Wu et al. 2002] WU, J. Z. ; DONG, R. G. ; RAKHEJA, S. ; SCHOPPER, A. W. : **“Simulation of Mechanical Responses of Fingertip to Dynamic Loading”**. Dans *Medical Engineering & Physics* 24 (2002), Mai, numéro 4, pages 253–264. – ISSN 1350-4533. DOI : 10.1016/S1350-4533(02)00018-8
- [Wu et al. 2003] WU, J. Z. ; DONG, R. G. ; SMUTZ, W. P. ; SCHOPPER, A. W. : **“Modeling of Time-Dependent Force Response of Fingertip to Dynamic Loading”**. Dans *Journal of Biomechanics* 36 (2003), Mars, numéro 3, pages 383–392. – ISSN 00219290. DOI : 10.1016/S0021-9290(02)00427-X
- [Wu et al. 2006a] WU, J. Z. ; DONG, R. G. ; WELCOME, D. E. : **“Analysis of the Point Mechanical Impedance of Fingerpad in Vibration”**. Dans *Medical Engineering & Physics* 28 (2006), Octobre, numéro 8, pages 816–826. – ISSN 1350-4533. DOI : 10.1016/j.medengphy.2005.11.013
- [Wu et al. 2007a] WU, John Z. ; CUTLIP, Robert G. ; ANDREW, Michael E. ; DONG, Ren G. : **“Simultaneous Determination of the Nonlinear-elastic Properties of Skin and Subcutaneous Tissue in Unconfined Compression Tests”**. Dans *Skin Research and Technology* 13 (2007), Février, numéro 1, pages 34–42. – ISSN 0909-752X, 1600-0846. DOI : 10.1111/j.1600-0846.2007.00182.x
- [Wu et al. 2009] WU, John Z. ; DONG, Ren G. ; MCDOWELL, Thomas W. ; WELCOME, Daniel E. : **“Modeling the Finger Joint Moments in a Hand at the Maximal Isometric Grip : The Effects of Friction”**. Dans *Medical Engineering & Physics* 31 (2009), Décembre, numéro 10, pages 1214–1218. – ISSN 1350-4533. DOI : 10.1016/j.medengphy.2009.07.018

- [Wu et al. 2014] WU, John Z.; DONG, Ren G.; WARREN, Christopher M.; WELCOME, Daniel E.; McDOWELL, Thomas W. : **“Analysis of the Effects of Surface Stiffness on the Contact Interaction between a Finger and a Cylindrical Handle Using a Three-Dimensional Hybrid Model”**. Dans *Medical Engineering and Physics* 36 (2014), numéro 7, pages 831–841. – ISSN 18734030. DOI : 10.1016/j.medengphy.2014.03.007
- [Wu et al. 2010] WU, John Z.; DONG, Ren G.; WELCOME, Daniel E.; XU, Xueyan S. : **“A Method for Analyzing Vibration Power Absorption Density in Human Fingertip”**. Dans *Journal of Sound and Vibration* 329 (2010), Décembre, numéro 26, pages 5600–5614. – ISSN 0022460X. DOI : 10.1016/j.jsv.2010.07.022
- [Wu et al. 2008] WU, John Z.; KRAJNAK, Kristine; WELCOME, Daniel E.; DONG, Ren G. : **“Three-Dimensional Finite Element Simulations of the Dynamic Response of a Fingertip to Vibration”**. Dans *Journal of Biomechanical Engineering* 130 (2008), Octobre, numéro 5, pages 054501. – ISSN 0148-0731. DOI : 10.1115/1.2947199
- [Wu et al. 2006b] WU, John Z.; WELCOME, Daniel E.; DONG, Ren G. : **“Three-Dimensional Finite Element Simulations of the Mechanical Response of the Fingertip to Static and Dynamic Compressions”**. Dans *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 9 (2006), Février, numéro 1, pages 55–63. – ISSN 1025-5842. DOI : 10.1080/10255840600603641
- [Wu et al. 2007b] WU, John Z.; WELCOME, Daniel E.; KRAJNAK, Kristine; DONG, Ren G. : **“Finite Element Analysis of the Penetrations of Shear and Normal Vibrations into the Soft Tissues in a Fingertip”**. Dans *Medical Engineering & Physics* 29 (2007), Juillet, numéro 6, pages 718–727. – ISSN 1350-4533. DOI : 10.1016/j.medengphy.2006.07.005
- [Wu et al. 2017] WU, John Z.; WELCOME, Daniel E.; McDOWELL, Thomas W.; XU, Xueyan S.; DONG, Ren G. : **“Modeling of the Interaction between Grip Force and Vibration Transmissibility of a Finger”**. Dans *Medical Engineering and Physics* 45 (2017), Juillet, pages 61–70. – ISSN 18734030. DOI : 10.1016/j.medengphy.2017.04.008
- [Wu et al. 2006c] WU, J.Z.; KRAJNAK, K.; WELCOME, D.E.; DONG, R.G. : **“Analysis of the Dynamic Strains in a Fingertip Exposed to Vibrations : Correlation to the Mechanical Stimuli on Mechanoreceptors”**. Dans *Journal of Biomechanics* 39 (2006), Janvier, numéro 13, pages 2445–2456. – ISSN 00219290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2005.07.027
- [Xu et al. 2017] XU, Xueyan S.; DONG, Ren G.; WELCOME, Daniel E.; WARREN, Christopher; McDOWELL, Thomas W.; WU, John Z. : **“Vibrations Transmitted from Human Hands to Upper Arm, Shoulder, Back, Neck, and Head”**. Dans *International Journal of Industrial Ergonomics* 62 (2017), Novembre, pages 1–12. – ISSN 18728219. DOI : 10.1016/j.ergon.2016.07.001
- [Xu et al. 2011] XU, Xueyan S.; WELCOME, Daniel E.; McDOWELL, Thomas W.; WU, John Z.; WIMER, Bryan; WARREN, Christopher; DONG, Ren G. : **“The Vibration Transmissibility and Driving-Point Biodynamic Response of the Hand Exposed to Vibration Normal to the Palm”**. Dans *International Journal of Industrial Ergonomics* 41 (2011), Septembre, numéro 5, pages 418–427. – ISSN 0169-8141. DOI : 10.1016/j.ergon.2011.05.007
- [Yielder et al. 2007] YIELDER, P.; GUTNIK, B.; KOBRIN, V. I.; LEAVER, J.; GUO, Wei : **“Viscoelastic Properties of a Skin-and-Muscle Compartment in the Right and the Left Hands”**. Dans *Biophysics* 52 (2007), Avril, numéro 2, pages 220–226. – ISSN 1555-6654. DOI : 10.1134/S0006350907020133
- [Yoshitake et al. 2014] YOSHITAKE, Yasuhide; TAKAI, Yohei; KANEHISA, Hiroaki; SHINOHARA, Minoru : **“Muscle Shear Modulus Measured with Ultrasound Shear-Wave Elastography across a Wide Range**

- of Contraction Intensity**". Dans *Muscle & Nerve* 50 (2014), numéro 1, pages 103–113. – ISSN 1097-4598. DOI : 10.1002/mus.24104
- [Youn et Yoon 1979] YOUM, Y.; YOON, Yong-San : **"Analytical Development in Investigation of Wrist Kinematics"**. Dans *Journal of biomechanics* 12 (1979), numéro 8, pages 613–621
- [Zahouani et al. 2011] ZAHOUANI, H.; BOYER, G.; PAILLER-MATTEI, C.; BEN TKAYA, M.; VARGIOLU, R. : **"Effect of Human Ageing on Skin Rheology and Tribology"**. Dans *Wear* 271 (2011), Juillet, numéro 9, pages 2364–2369. – ISSN 0043-1648. DOI : 10.1016/j.wear.2011.02.024
- [Zahouani et al. 2009] ZAHOUANI, H.; PAILLER-MATTEI, C.; SOHM, B.; VARGIOLU, R.; CENIZO, V.; DEBRET, R. : **"Characterization of the Mechanical Properties of a Dermal Equivalent Compared with Human Skin in Vivo by Indentation and Static Friction Tests"**. Dans *Skin Research and Technology* 15 (2009), numéro 1, pages 68–76. – ISSN 1600-0846. DOI : 10.1111/j.1600-0846.2008.00329.x
- [Zatsiorsky 1997] ZATSORSKY, Vladimir M. : *Kinematics of Human Motion*. Champaign Windsor Leeds Lower Mitcham Auckland : Human Kinetics Publishers, Septembre 1997. – ISBN 978-0-88011-676-3
- [Zhan et al. 2017] ZHAN, Qiang; ZHANG, Chao; XU, Qinhuang : **"Measurement and Description of Human Hand Movement"**. Dans *MATEC Web of Conferences* 114 (2017), pages 04002. – ISSN 2261-236X. DOI : 10.1051/mateconf/201711404002
- [Zhang et Mak 1999] ZHANG, M.; MAK, A. F. T. : **"In Vivo Friction Properties of Human Skin"**. Dans *Prosthetics and Orthotics International* 23 (1999), Août, numéro 2, pages 135. – ISSN 0309-3646. DOI : 10.3109/03093649909071625
- [Zhang et al. 2023] ZHANG, Yan; XIE, Hong; LAKE, Mark J. : **"Accuracy Prediction of Wearable Flexible Smart Gloves"**. Dans *AUTEX Research Journal* 24 (2023), numéro 1, pages 20230008
- [Zhi Chan 2018] ZHI CHAN, Lim : **"Estimation of Finger Joint Center of Rotation Using Finger Motion and Hand Anthropometry"**. 2018. – Rapport de Recherche
- [Zhou et Zhang 2018] ZHOU, Boran; ZHANG, Xiaoming : **"Comparison of Five Viscoelastic Models for Estimating Viscoelastic Parameters Using Ultrasound Shear Wave Elastography"**. Dans *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 85 (2018), Septembre, pages 109–116. – ISSN 18780180. DOI : 10.1016/j.jmbbm.2018.05.041

LISTE DES FIGURES

1.1 Situations d'exposition aux vibrations main-bras	2
1.2 Modèles EF du doigt	8
1.3 Modèles par EF du bras et de la main	9
2.1 Plans et directions anatomiques de référence de la main	14
2.2 Ossature et surfaces articulaires de la main	15
2.3 Schéma d'une articulation synoviale	16
2.4 Ligaments du poignet et du carpe (Gray, 1918)	17
2.5 Muscles intrinsèques de la main	19
2.6 Mécanismes de flexion des articulations MCP, IPP et IPD	21
2.7 Éléments rhéologiques fondamentaux	40
2.8 Modèles rhéologiques élémentaires	40
2.9 Modèles rhéologiques simples	41
2.10 Modèle rhéologique de Maxwell généralisé	41
2.11 (a) Découpe d'une éprouvette dans un prélèvement de ligament du genou ; (b) essai de traction réalisé sur cette éprouvette (Ristaniemi et al., 2018) . .	44
2.12 Dispositifs d'indentation <i>in vivo</i>	45
2.13 Elastographie Supersonic Shear Imaging (SSI)	46
2.14 Comportement mécanique typique de la peau : 1) l'élastine domine ; 2) le collagène s'étire ; 3) les fibres étirées de collagène dominant	48
2.15 Pression de contact normalisée par zone anatomique	52
3.1 Banc d'essai de caractérisation du PMID	61

LISTE DES FIGURES

3.2	Exemple sur un volontaire à 20 % de serrage de l' exploitation des mesures d'indentation quasi-statique	63
3.3	Imagerie B-mode en arrière-plan (niveaux de gris) superposée à la cartographie du module de cisaillement (en couleurs) ; le cercle blanc indique la ROI utilisée pour le moyennage	65
3.4	Effet du serrage sur le module de cisaillement moyenné sur la cohorte ; les intervalles de confiance à 95 % sont représentés par des barres d'erreur	66
3.5	Effet du serrage sur l'indentation quasi-statique du PMID	68
3.6	Influence des paramètres expérimentaux sur les grandeurs mesurées . . .	69
3.7	Effet du serrage sur la raideur dynamique	70
3.8	Module et phase de la raideur dynamique 20 % de serrage, pour différentes accélérations (b et d) à $1,5 K_0$, et pour différentes précontraintes à 20 m.s^{-2} (a et c)	71
3.9	Puissance dissipée en fonction de la fréquence	72
3.10	Effet du serrage sur les modules longitudinal et transverse, la raideur statique à déplacement nul et la raideur dynamique à 20 Hz	73
4.1	Dispositif de mesure de la pression de contact en fonction des efforts de serrage et de poussée	82
4.2	Mesure de l'empreinte de la main	85
4.3	Exploitation des cartographies de pression de contact	86
4.4	Contribution relative des doigts à la pression totale par volontaire	88
4.5	Contribution relative des doigts à la pression totale en fonction de la poussée (a), du serrage (b)	88
4.6	Comparaison des contributions mesurées à la littérature ; la dispersion des valeurs est représentée à l'aide diagrammes en boîte	89
5.1	Maillage issu de la segmentation IRM de la main droite d'un volontaire . . .	94
5.2	Ajustement d'une série de Prony d'ordre 2 au modèle Box Spectrum	100
5.3	Identification du comportement mécanique du PMID par méthode inverse .	102
5.4	Courbes force-déplacement simulées à l'issue de l'identification	103
5.5	Liaisons cinématiques de la main pour simuler la préhension	106

5.6	Identification de l'axe de rotation de la liaison MCP ; tous les axes sont en mm	107
5.7	Identification de l'axe de rotation de la liaison IPD ; tous les axes sont en mm	108
5.8	Ajout des liaisons pivot au modèle	109
5.9	Reproduction de la préhension en pilotant des nœuds internes aux os ; les segments transparents correspondent à la position finale du système . . .	111
5.10	Évolution des conditions aux limites du modèle	112
5.11	Exploitation des forces et pressions de contact pour reproduire le serrage .	114
5.12	Résultats obtenus à l'issue de l'ajustement des rotations articulaires	116
5.13	Contributions distales à la force de serrage	117
5.14	Évolution de la rotation des articulations MCP avec le serrage	119
5.15	Évolution du nombre de nœuds en contact avec le serrage	120
5.16	Comportement mécanique des tissus hyperélastiques en traction pure . . .	121
5.17	Évolution des contraintes dans les muscles interosseux	123
5.18	Maximum de déformations (a) et de contraintes (b) par doigt en fonction du serrage	123
5.19	Pression de contact sur les doigts longs à 40 % de serrage (deux échelles)	124
5.20	Contraintes dans les tendons (a) et dans les os (b) à 40 % de serrage . . .	125
6.1	Modes propres et fréquences propres observés à 10 % de serrage	133

LISTE DES TABLES

3.1	Coefficients de corrélation R^2 entre les techniques de mesure, calculés pour chaque volontaire	73
5.1	Composition du maillage de main	95
5.2	Propriétés mécaniques des tissus élastiques	96
5.3	Paramètres utilisés dans les modèles viscoélastiques de Maxwell généralisé ; $k \in \llbracket 1, 3 \rrbracket$	98
5.4	Paramètres visco-hyperélastiques (modèle de Ogden et série de Prony) utilisées pour décrire la peau et les chairs	100
5.5	Paramètres élastiques isotropes transverses du PMID issus de nos mesures par élastographie (3.2.1) et de la littérature	102
5.6	Paramètres de la loi d'Ogden modélisant le comportement du muscle, identifiés par niveau de serrage	104

Sers la bonne cause et meurs.

Claire Denis, Beau Travail

Titre : Vibrations transmises au système main-bras : caractérisation et modélisation biomécaniques de la préhension

Mots-clés : Serrage, Éléments finis, Tissus mous, Premier muscle interosseux dorsal, Indentation, Élastographie

Résumé :

En France, environ 2,6 millions de salariés sont exposés à des vibrations transmises aux membres supérieurs. À long terme, cette exposition peut entraîner des pathologies vasculaires, neurologiques, ostéo-articulaires ou musculo-tendineuses. L'utilisation de machines rotatives, émettant des vibrations de fréquences supérieures à 50 Hz, peut provoquer l'apparition d'un syndrome de Raynaud secondaire d'origine vibratoire. Le filtre de pondération normalisé, utilisé pour évaluer la limite d'exposition quotidienne légale, sous-estime la dangerosité des vibrations à ces fréquences élevées. Cependant, les mécanismes responsables du développement de ces pathologies demeurent en partie méconnus. Une meilleure compréhension nécessite d'étudier le processus délétère dans son ensemble, depuis la propagation des vibrations émises par la machine à travers les tissus biologiques, en passant par la réponse physiologique à court terme de l'organisme jusqu'à l'apparition de symptômes chroniques. Les travaux de cette thèse visent à caractériser expérimentalement certaines grandeurs influencées par la force de serrage, afin de les intégrer dans un modèle par éléments finis de la main, destiné à prédire les champs de contraintes et de déformations induits par le serrage et l'exposition aux vibrations. Le comportement mécanique du premier muscle interosseux dorsal (PMID) a été évalué sur une cohorte de volontaires, par des essais d'indentation quasi-statique, d'analyse mécanique dynamique et d'élastographie ultrasonore par onde de cisaillement. Les résultats montrent que le serrage, via la contraction musculaire, induit une augmentation de la raideur et de l'anisotropie du PMID. Ce dernier présente par ailleurs un comportement hyperélastique en grandes déformations, dont les caractéristiques évoluent avec le niveau de serrage.

Ses propriétés viscoélastiques sont également affectées, en particulier dans la bande de fréquence 20–300 Hz, où l'on observe une dissipation croissante de l'énergie mécanique à mesure que le serrage s'intensifie. Un dispositif expérimental a également été développé pour quantifier la pression de contact exercée par les doigts longs, en fonction du niveau de serrage et de poussée. Une méthode d'exploitation des cartographies de pression a été mise en œuvre afin de déterminer la répartition de pression appliquée par chaque doigt. Les mesures, réalisées sur quelques volontaires, ont mis en évidence des variations interindividuelles importantes, mais une influence relativement faible du niveau de serrage sur la répartition. Globalement, l'index et le majeur supportent en moyenne 70 % de la pression totale, l'annulaire et l'auriculaire jouant un rôle plus accessoire. Ces données ont permis de développer un modèle par éléments finis de la main capable de simuler le serrage en reproduisant la distribution de pression mesurée expérimentalement. Le modèle intègre les muscles intrinsèques, avec un comportement mécanique suivant des lois hyperélastiques isotropes, dont les coefficients varient en fonction du niveau de serrage. La faisabilité du contrôle cinématique du modèle a été démontrée à l'aide de liaisons mécaniques, dont les axes de rotation ont été déterminés à partir de l'analyse de la courbure des surfaces articulaires. Les résultats ont mis en évidence une augmentation des niveaux de contrainte dans les doigts et les muscles avec le serrage, variable selon les doigts, sans qu'une tendance simple ne puisse être généralisée. Enfin, les simulations de serrage ont été exploitées pour une analyse modale de la main sous contrainte. Celle-ci a révélé que la rigidification des tissus, induite par la contraction musculaire et la pression de contact, modifie les fréquences propres des doigts et des muscles.

Title: Hand-arm transmitted vibrations: biomechanical characterisation and modelling of gripping

Keywords: Gripping, Finite elements, Soft tissues, First dorsal interosseous muscle, Indentation, Elastography

Abstract:

In France, approximately 2.6 million workers are exposed to hand-transmitted vibrations. In the long term, such exposure may result in the onset of vascular, neurological, osteoarticular, or musculoskeletal disorders. The use of rotary machinery emitting vibrations at frequencies above 50 Hz has been demonstrated to induce vibration-induced secondary Raynaud's syndrome. However, the standardised weighting filter used to assess the legal daily exposure limit underestimates the hazardousness of vibrations at these high frequencies. The mechanisms underlying the development of these disorders remain only partially understood. In order to achieve a more comprehensive understanding of the issue, it is necessary to investigate the entire deleterious process, from the transmission of vibrations from the machine through biological tissues, to the short-term physiological response of the body, and ultimately to the onset of chronic symptoms. The objective of this thesis was to experimentally characterise certain quantities influenced by grip force, with the aim of incorporating them into a finite element model of the hand. This model was designed to predict stress and strain fields induced by gripping and exposure to vibrations. The mechanical behaviour of the first dorsal interosseous muscle (FDIM) was assessed in a cohort of volunteers using quasi-static indentation tests, dynamic mechanical analysis, and shear wave ultrasound elastography. The results demonstrated that gripping, through muscle contraction, increased the stiffness and anisotropy of the FDIM. Furthermore, the muscle exhibited hyperelastic behaviour under large deformations, with mechanical properties that varied depending on the level of grip. The material's viscoelastic

properties were also influenced, especially in the 20–300 Hz frequency range, where higher grip forces led to increased mechanical energy dissipation. An experimental setup was constructed to quantify the contact pressure exerted by the long fingers as a function of grip and push levels. A dedicated methodology was developed to analyse the pressure maps, with the aim of determining the contribution of each individual finger. Measurements conducted on a few volunteers revealed substantial inter-individual variability. Nevertheless, grip level appeared to have a relatively limited effect on the overall pressure distribution. The index and middle fingers accounted for approximately 70% of the total applied pressure, whereas the ring and little fingers contributed in a more secondary manner. These data supported the development of a finite element model of the hand capable of simulating gripping by reproducing the experimentally observed pressure distribution. The model incorporated intrinsic muscles, whose mechanical behaviour was described using isotropic hyperelastic constitutive laws, with parameters dependent on the grip level. The feasibility of kinematic control was demonstrated through the use of mechanical joints, whose axes of rotation were derived from an analysis of the curvature of the articular surfaces. Increasing grip force resulted in elevated stress levels within the fingers and muscles, with variations between digits that did not follow a clear or consistent pattern. Finally, gripping simulations were used to perform a modal analysis of the constrained hand, revealing that tissue stiffening—caused by muscle contraction and contact pressure—alters the natural frequencies of the fingers and muscles.