

# DOCTORAT AIX MARSEILLE UNIVERSITE

*délivré par:*

L'UNIVERSITE DE LA MEDITERRANEE

Spécialité : SCIENCES DU MOUVEMENT HUMAIN

## **Modélisation biomécanique de la main pour l'estimation des contraintes du système musculo-squelettique lors de la préhension pouce-index**

*présenté par :*

**Mathieu DOMALAIN**

*soutenu le:*

Le 19 Février 2010

Devant un jury composé de :

David AMARANTINI	M.C.F, Université Toulouse 3	Examineur
Laurent BALY	Dr., Directeur R&D groupe Oxylane	Examineur
David BENDAHAN	D.R. CNRS, Université de la Méditerranée	Examineur
Eric BERTON	Pr., Université de la Méditerranée	Directeur
Laurence CHÈZE	Pr., Université Lyon 1	Rapporteur
Franck MULTON	Pr., Université Rennes 2	Rapporteur
Laurent VIGOUROUX	M.C.F, Université de la Méditerranée	Directeur



## REMERCIEMENTS

Mes premiers remerciements s'adressent à Eric Berton et Laurent Vigouroux mes deux directeurs de thèse. Vous m'avez beaucoup apporté et j'ai passé quatre années de travail passionnant à vos côtés. Laurent, tu m'as fait découvrir la modélisation biomécanique et les problématiques liées à la main, tu as su me transmettre ta passion. Je te remercie EGALEMENT pour ta patience, pour la richesse de nos échanges, ta disponibilité de chaque instant.

Je tiens à remercier les membres de ce jury. Merci aux professeurs Laurence Chèze et Franck Multon pour l'intérêt qu'ils ont porté à cette thèse en acceptant d'en être les rapporteurs. Merci également à Messieurs David Amarantini, Laurent Baly et David Bendahan, les examinateurs de ce travail.

Je remercie Jean-Louis Vercher, pour m'avoir accueilli au sein de l'Institut des Sciences du Mouvement E. J. Marey (UMR 6233), ainsi que David Bendahan et les membres du Centre de Résonance Magnétique, Biologique et Médicale de Marseille (UMR CNRS 6612) pour l'intérêt qu'ils ont porté à ces travaux et avec qui j'ai agréablement collaboré sur la partie IRM.

Merci à Fred D. pour ta passion et ton excellence scientifique, à Fred Pouce pour ta patience et ta pédagogie lors de nos discussions "mathématiques".

Merci à Mireille, notamment pour son soutien administratif, ainsi qu'à tous les membres du labo et particulièrement à la BiomécaTeam ! Une équipe chaleureuse, qui a contribué à mon épanouissement personnel et scientifique au cours de cette thèse. Une pensée toute particulière à mes 2 collègues de bureau successives Violaine et Pauline. Ça à été un véritable régal de partager tous ces moments et tous vos petits plats !

Merci à Jeremy R. et Matthieu F. pour nos échanges et pour notre collaboration sur les problématiques d'ingénierie du matériel sportif.

Mon amitié et mes remerciements "au foyer de l'AS" même si je m'y suis un peu trop investi du point de vu mes directeurs...ainsi qu'à tous les étudiants que j'ai eu en cours et auprès desquels j'ai beaucoup appris (en espérant que la réciproque soit vraie...).

Une grande pensée à mes 2 compères Matt "*Ken*" F. et Jé "*Natsuko*" L., auprès desquels j'ai passé quatre années inoubliables à Marseille. Je vais maintenant ajuster mes objectifs ; lesquels je tâcherai, le plus possible, de remplir.

Enfin, un grand merci à ma famille, pour l'éducation et les valeurs que vous m'avez inculquées ainsi que pour votre soutien (de plus en plus à distance, je m'en excuse).



# TABLE DES MATIERES

<b>1. INTRODUCTION GENERALE</b> .....	<b>1 -</b>
1.1. LA PREHENSION .....	1 -
1.2. ASPECTS ERGONOMIQUES ET DE SANTE PUBLIQUE .....	2 -
1.3. LA PREHENSION, UNE TACHE COMPLEXE A PLUSIEURS EGARDS .....	4 -
1.3.1. <i>Appliquer une force</i> .....	4 -
1.3.2. <i>Adapter sa configuration articulaire</i> .....	7 -
1.3.3. <i>Coordonner ses muscles</i> .....	10 -
1.4. PROBLEMATIQUE ET PRESENTATION DU TRAVAIL DOCTORAL .....	12 -
1.5. DETERMINER LES EFFORTS INTERNES .....	14 -
1.5.1. <i>Mesure in vivo des forces</i> .....	14 -
1.5.2. <i>Estimation des activités musculaires au moyen de l'électromyographie</i> .....	15 -
1.5.3. <i>La modélisation musculo-squelettique</i> .....	16 -
1.5.4. <i>Méthodes de résolution de l'indétermination</i> .....	19 -
1.6. DESCRIPTION DU MODELE MUSCULO-SQUELETTIQUE DE LA PINCE .....	22 -
1.6.1. <i>Segments osseux et articulations</i> .....	23 -
1.6.2. <i>Muscles</i> .....	24 -
1.6.3. <i>Bras de levier des tendons</i> .....	25 -
1.6.4. <i>Modélisation des mécanismes extenseurs</i> .....	26 -
1.6.5. <i>Modélisation des ligaments</i> .....	28 -
1.6.6. <i>Equations d'équilibre des articulations</i> .....	28 -
1.7. PROBLEMES SOULEVES LORS DE LA MODELISATION DE LA PINCE .....	30 -
1.7.1. <i>Bras de levier des muscles du pouce</i> .....	30 -
1.7.2. <i>L'analyse cinématique du pouce, un champ de recherche à part entière</i> .....	31 -
1.7.3. <i>Moment des forces passives à l'articulation trapèzométacarpienne</i> .....	32 -
1.7.4. <i>Intégration du muscle 1<sup>er</sup> interosseux dorsal (FDI)</i> .....	33 -
<b>2. COMPARAISON DES ESTIMATIONS DE FORCES MUSCULAIRES A PARTIR DE DEUX BASES DE DONNEES ANTHROPOMETRIQUES (ETUDE 1)</b> .....	<b>34 -</b>
2.1. INTRODUCTION .....	36 -
2.2. MATERIAL AND METHODS.....	37 -
2.3. RESULTS AND DISCUSSION .....	40 -
2.4. CONCLUSION .....	46 -
<b>3. EVALUATION DU MODELE CINEMATIQUE DE L'ARTICULATION TRAPEZOMETACARPIENNE DE COONEY ET AL. (1981) ET D'UNE NOUVELLE METHODE FONCTIONNELLE (ETUDE 2)</b> .....	<b>48 -</b>
3.1. INTRODUCTION .....	49 -
3.1.1. <i>Méthode traditionnelle ou "mouvements plan"</i> .....	50 -
3.1.2. <i>Les méthodes considérant les mouvements autour des axes articulaires</i> .....	51 -
3.2. MATERIELS ET METHODES .....	60 -
3.2.1. <i>Protocole</i> .....	60 -
3.2.2. <i>Traitement des images</i> .....	61 -
3.2.3. <i>Repère associé à chaque segment ou SCS</i> .....	62 -
3.2.4. <i>Calcul des SCS spécifiques à la méthode fonctionnelle à partir des axes hélicoïdaux</i> .....	65 -
3.2.5. <i>Séquence de rotation ou JCS</i> .....	66 -
3.2.6. <i>Variables cinématiques analysées pour répondre aux 3 objectifs</i> .....	68 -
3.3. RÉSULTATS .....	69 -
3.3.1. <i>Objectif 1: Sensibilité la méthode Cooney à l'utilisation de marqueurs externes</i> .....	69 -
3.3.2. <i>Objectif 2: Différences d'orientation entre les axes déterminés par les différentes méthodes</i> ..	70 -
3.3.3. <i>Objectif 3: Différences d'angles in fine à TMC</i> .....	73 -
3.4. DISCUSSION .....	74 -
<b>4. DETERMINATION DU MOMENT PASSIF A L'ARTICULATION TRAPEZOMETACARPIENNE (ETUDE 3)</b> .....	<b>78 -</b>
4.1. INTRODUCTION .....	79 -

4.2.	MATERIEL AND METHODS .....	- 80 -
4.2.1.	<i>Participants</i> .....	- 80 -
4.2.2.	<i>Experimental design</i> .....	- 81 -
4.2.3.	<i>Force measurement</i> .....	- 82 -
4.2.4.	<i>Kinematics measurement</i> .....	- 83 -
4.2.5.	<i>Data analysis</i> .....	- 84 -
4.2.6.	<i>Participation of passive moment during object grip</i> .....	- 85 -
4.3.	RESULTS .....	- 86 -
4.3.1.	<i>Experimental kinematics and moments</i> .....	- 86 -
4.3.2.	<i>Passive mechanical moment</i> .....	- 86 -
4.3.3.	<i>Participation of passive moment during object grip</i> .....	- 91 -
4.4.	DISCUSSION .....	- 91 -
4.5.	CONCLUSION .....	- 94 -
<b>5.</b>	<b>INCLUSION DU PREMIER INTEROSSEUX DORSAL AU MODELE DU POUCE (ETUDE 4) - 97</b>	
	-	
5.1.	INTRODUCTION .....	- 97 -
5.2.	MATERIEL ET METHODE .....	- 98 -
5.2.1.	<i>Bras de levier et potentiel de moment du FDI à TMC</i> .....	- 98 -
5.2.2.	<i>Prise en compte de l'action du FDI à TMC dans le modèle de la pince</i> .....	- 101 -
5.3.	RESULTATS .....	- 103 -
5.3.1.	<i>Bras de levier et potentiel de moment du FDI à TMC</i> .....	- 103 -
5.3.2.	<i>Prise en compte de l'action du FDI à TMC dans le modèle de la pince</i> .....	- 104 -
5.4.	DISCUSSION .....	- 105 -
<b>6.</b>	<b>ANALYSE BIOMECHANIQUE DE LA PREHENSION POUCE-INDEX - INFLUENCE DE LA TAILLE DE L'OBJET (ETUDE 5).....</b>	<b>- 109 -</b>
6.1.	INTRODUCTION .....	- 111 -
6.2.	MATERIAL AND METHODS.....	- 112 -
6.2.1.	<i>Subjects</i> .....	- 112 -
6.2.2.	<i>Experimental set-up and procedure</i> .....	- 112 -
6.2.3.	<i>Fingertip force</i> .....	- 113 -
6.2.4.	<i>EMG</i> .....	- 113 -
6.2.5.	<i>Kinematic</i> .....	- 113 -
6.2.6.	<i>Data analysis</i> .....	- 114 -
6.2.7.	<i>Biomechanical finger model</i> .....	- 114 -
6.2.8.	<i>Passive constraints</i> .....	- 115 -
6.2.9.	<i>Statistical analysis</i> .....	- 116 -
6.3.	RESULTS .....	- 116 -
6.4.	DISCUSSION .....	- 123 -
<b>7.</b>	<b>DISCUSSION GENERALE ET PERSPECTIVES.....</b>	<b>- 127 -</b>
	<b>BIBLIOGRAPHIE GÉNÉRALE.....</b>	<b>- 133 -</b>
	<b>ANNEXE A: METHODE DE CALCUL CINEMATIQUE .....</b>	<b>- 141 -</b>
	<b>ANNEXE B: INTERPRETATION L'ARTICLE DE MORREY ET AL. (1976) .....</b>	<b>- 144 -</b>
	<b>ANNEXE C: EFFECT OF OBJECT WIDTH ON PRECISION GRIP FORCE AND FINGER POSTURE .....</b>	<b>146</b>

# Tables des abréviations

Toutes les abréviations employées dans ce document sont définies directement dans le corps du texte, lors de leur première occurrence. Ici sont résumées les abréviations les plus utilisées.

A-A: Abduction/Adduction  
ADPt : Adducteur du pouce, chef transverse :  
ADPo : Adducteur du pouce, chef oblique  
APB : Court abducteur du pouce  
APL : Long abducteur du pouce  
DDL: Degré de liberté  
DIP: (articulation) Inter-phalangienne distale de l'index  
EDC : Extenseur commun  
EI : Extenseur propre de l'index  
EMG: Electromyographie  
EPB : Court extenseur du pouce  
EPL : Long extenseur du pouce  
F-E: Flexion/Extension  
FDI : Premier interosseux dorsal  
FDP : Fléchisseur profond  
FDS : Fléchisseur superficiel  
FPB : Court extenseur du pouce  
FPL : Long fléchisseur du pouce  
GF: Grip Force  
IP: (articulation) Inter-phalangienne du pouce  
IRM: Imagerie par Résonance Magnétique

JCS: Joint Coordinate System ou "système d'axes anatomiques de références liés à une articulation"  
LU : Lumbrical  
MCP: (articulation) Métacarpo-phalangienne de l'index  
MP: (articulation) Métacarpo-phalangienne du pouce  
OPP : Opposant  
RI : Interosseux radial  
PIP: (articulation) Inter-phalangienne proximale de l'index  
PCSA: Aire de section de coupe physiologique du muscle  
SCS: Segment Coordinate System ou "système d'axes anatomiques de références liés à un segment"  
SNC: Système Nerveux Central  
TMC: (articulation) Trapèzométacarpienne  
TMS: Troubles Musculo-Squelettiques  
TE : Tendon extenseur  
TET : Tendon extenseur

# Préambule

Ce document synthétise les recherches effectuées dans le cadre de mon Doctorat portant sur la modélisation biomécanique de la préhension d'objet. Ces travaux ont fait l'objet de trois publications. Alors que les deuxième et troisième sont intégrées dans ce document, la première est présentée en annexe C et uniquement abordée dans la partie DISCUSSION GENERALE ET PERSPECTIVES.

## 1. Introduction générale

---

# 1. Introduction générale

### 1.1. *La préhension*

La préhension est la faculté ou l'action de saisir des objets avec la main. Bien que certains animaux disposent de pattes ou d'organes habiles (pattes, trompe, queue, tentacules, ...), la main de l'Homme offre un panel bien plus large de positions et de moyens d'applications de forces (Aristote, 1911; MacKenzie & Iberall, 1994; Thoumie & Pradat-Diehl, 2000). Le pouce, en s'opposant aux autres doigts (index, majeur, annulaire, auriculaire), transforme la main en pince et permet la préhension. Cette faculté a été déterminante dans le développement de l'Humanité depuis la préhistoire. Certains chercheurs s'accordent sur le fait que l'acquisition et le perfectionnement de l'habileté de préhension ont permis à l'homme de nouvelles interactions avec son environnement et ainsi l'accroissement de ses capacités cognitives. Plus précisément, la capacité d'utilisation d'outils (recherche et consommation de nourriture, protection contre les prédateurs, etc.) a grandement participé au processus de sélection naturelle, les individus maniant le mieux les outils étant privilégiés (Marzke & Marzke, 2000; Young, 2003). La diversité et complexité de la préhension telle que nous la connaissons actuellement est donc le résultat d'un long développement phylogénétique mais également ontogénétique (du nourrisson à l'âge adulte) au même titre que la locomotion. La préhension humaine et ses subtilités reste d'ailleurs une des fonctions les plus complexes à reproduire. Si nous manipulons tous les jours de petits objets avec nos doigts sans effort mental particulier, il est encore difficile à ce jour de programmer un robot à en faire de même (Edin *et al.*, 2008; Murray *et al.*, 1994; Spong *et al.*, 1992). Les différentes tentatives révèlent que les actions courantes (tenir, saisir, soulever, pousser...) ne peuvent être uniquement mécaniques, mais nécessitent l'intervention de capteurs (e.g. chez l'homme, les récepteurs tactiles et les fuseaux neuromusculaires) dont les stimulations sont intégrées dans un système central réactif (le système nerveux central chez l'homme, un circuit central pour un robot). La capacité de préhension de la main nécessite donc l'intégration de données sensorielles et de commandes motrices issues du Système Nerveux Central (SNC). Le SNC doit s'assurer de la stabilité de la prise, réguler l'effort exercé sur l'objet saisi au cours de la manipulation ainsi que l'opposition continue à la gravité. L'objectif étant d'exercer un niveau de force qui soit à la

# 1. Introduction générale

---

fois suffisamment élevé pour ne pas que l'objet nous échappe des doigts mais également suffisamment faible pour limiter l'effet de fatigue ou même les risques de blessure (Westling & Johansson, 1984).

## 1.2. *Aspects ergonomiques et de santé publique*

Au fil de l'évolution, la capacité de préhension nous est devenue indispensable. La plupart de nos activités de la vie quotidienne, sportives et professionnelles font appel à la faculté de saisie. La main est donc un formidable instrument de travail à tel point qu'une amputation d'une main (environ 1% du poids du corps) est considéré comme la perte de 54% de l'ensemble des capacités de l'homme selon la classification de l'"American Medical Association" (Cocchiarella & Andersson, 2001).

Le pendant de cette extrême sollicitation, notamment en environnement de travail, est une forte propension aux blessures. Hormis les traumatismes ponctuels, la main est fortement sujette à des pathologies telles que l'arthrose et les troubles musculo-squelettiques (TMS). Ces pathologies sont particulièrement observées chez les ouvriers travaillant sur les chaînes de montage ou de découpe industrielle, les professionnels du bâtiment mais également chez les sportifs (bowling, escalade, tennis...) et les musiciens (guitaristes, pianistes...). L'arthrose, par exemple, est une dégénérescence du cartilage des articulations. Elle s'accompagne d'atteintes de l'os lui-même ainsi que de la formation d'ostéophytes<sup>1</sup>. L'arthrose est responsable de déformations des articulations et de l'impotence fonctionnelle associée. Au niveau de la main, 80% des personnes de plus de 80 ans en souffrent à des degrés divers (Bhatia *et al.*, 1996). Le recours à une intervention chirurgicale et la pose de prothèse deviennent alors les seules solutions thérapeutiques possibles. La prévention se révèle donc cruciale pour éviter ces interventions lourdes.

Les TMS, quant à eux, sont des maladies qui affectent principalement les muscles, les tendons et les nerfs. Parmi les TMS, le syndrome du canal carpien est un exemple typique de pathologie associée à la préhension. Ce syndrome résulte de la compression du nerf médian lié à une inflammation des tendons fléchisseurs du poignet passant à l'intérieur du ligament

---

<sup>1</sup> Les ostéophytes<sup>1</sup> sont des excroissances exubérantes de tissu osseux se développant à proximité des articulations.

# 1. Introduction générale

---

annulaire. La synovite (inflammation de la gaine synoviale entourant les tendons) de De Quervain, touchant le long abducteur et le court extenseur du pouce, ainsi que la tenosynovite des tendons fléchisseurs des doigts longs sont également d'autres TMS typiques. L'apparition des TMS est multifactorielle. Les sollicitations qui en sont à l'origine sont à la fois d'ordre biomécanique, organisationnel et psychosocial (Keyserling, 2000; Van Tulder *et al.*, 2007). D'un point de vue biomécanique les causes généralement admises sont le fait d'exercer une force importante, la répétition d'un même geste, ainsi que l'utilisation de postures inadaptées (Van Tulder *et al.*, 2007). La combinaison de ces trois facteurs étant particulièrement nocive. Les TMS sont considérés comme le mal du siècle (Gazsi & Renard, 2006), elles représentent en effet 70 % des maladies professionnelles reconnues par la Sécurité Sociale. Au total, l'ensemble des indemnités associées aux TMS en 2007 représente 7,4 millions de journées d'arrêt de travail et 736 millions d'euros. Sur l'ensemble des arrêts de travail, un quart est associé aux accidents de la main (Raimbeau, 2003). La prévention des blessures, le traitement clinique et la réhabilitation sont donc de véritables **enjeux de santé publique**.

Face à ces enjeux, la compréhension du fonctionnement biomécanique de la main et la connaissance des modes de contrôle des doigts sont des points indispensables pour améliorer les programmes de réhabilitation et les protocoles d'intervention cliniques. Prenons un exemple concret: l'index, le majeur, l'annulaire ou l'auriculaire sont seulement sollicités à 50% de leur force maximale individuelle lors d'une tâche de force maximale impliquant tous les doigts simultanément (Z. M. Li *et al.*, 1998). Ainsi, dans le cas d'une blessure à un seul doigt, il n'est pas nécessaire de donner comme consigne de rééducation d'éviter des forces maximales lors de préhension impliquant tous les doigts. Cependant, il est crucial d'éviter à tous prix d'utiliser le doigt lésé de manière individuelle. La compréhension mécanique de la préhension trouve ici une application très concrète.

Johansson et Westling, dans les années 80 ont été parmi les premiers chercheurs à s'intéresser à la complexité des tâches de préhension et étudier la relation entre les aspects biomécaniques et sensoriels lors de la manipulation d'objets avec les doigts (Johansson & Westling, 1984; Westling & Johansson, 1984). Ces auteurs définissent l'acte de préhension en deux phases distinctes: 1) une phase de saisie pendant laquelle un mouvement de la main vers l'objet est effectué avec une ouverture/fermeture des doigts suivie d'une phase initiale d'application de force, 2) une phase de tenue stabilisée ("grip") de l'objet en main. Dans ce

# 1. Introduction générale

document, nous nous intéresseront uniquement à la deuxième phase en laissant de côté la phase d'approche de l'objet et le placement des doigts sur l'objet. C'est en effet dans cette deuxième phase que la plupart des blessures surviennent et que les contraintes sur le système musculo-squelettique sont les plus fortes (Harding *et al.*, 1993).

## 1.3. La préhension, une tâche complexe à plusieurs égards

### 1.3.1. Appliquer une force

Comme évoqué précédemment, tenir un objet en main consiste à exercer un niveau de force, à la fois suffisamment élevé pour que l'objet ne nous échappe pas des doigts, et également suffisamment faible pour limiter la fatigue ou les risques de blessure. Lors de la tenue d'un objet en configuration statique, la seconde loi de Newton (*Principe fondamental de la statique*) indique que la force nécessaire au maintien de son équilibre dépend de son poids et des forces de friction à l'interface objet/pulpe des doigts. La figure 1 illustre cette configuration mécanique à l'aide du paradigme de la préhension entre le pouce et l'index.

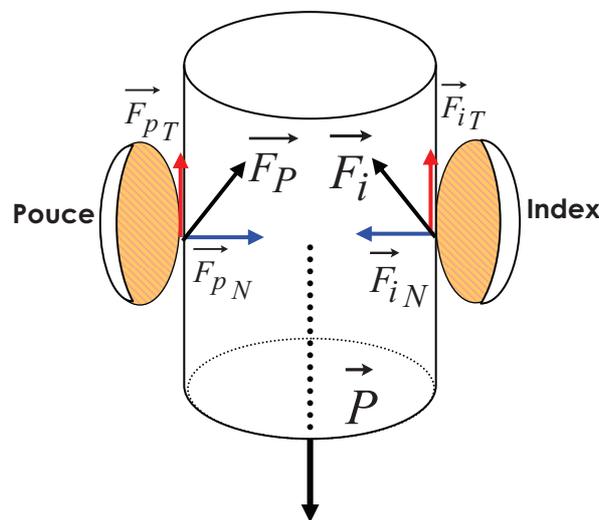


Figure 1. Définition des efforts exercés en équilibre statique lors de la préhension pouce-index.

Dans cet exemple, trois forces s'exercent sur la cannette. La première est le poids de la cannette ( $\vec{P}$ ) qui est égal au produit de sa masse ( $m$  en kg) et de la gravité ( $\vec{g}$ , norme égale à  $9.81 \text{ m.s}^{-2}$ ).

# 1. Introduction générale

---

$$\vec{P} = m \cdot \vec{g} \quad (1)$$

Les deux autres forces sont celles appliquées par le pouce ( $\vec{F}_p$ ) et l'index ( $\vec{F}_i$ ). Nous pouvons décomposer ces dernières en leurs composantes normales  $\vec{F}_{p_N}$  et  $\vec{F}_{i_N}$  (perpendiculaires à la surface de l'objet) et leurs composantes tangentielles  $\vec{F}_{p_T}$  et  $\vec{F}_{i_T}$  (verticales vers le haut). L'équilibre des forces impose que:

- Les composantes tangentielles doivent être égales entre elles et, pour ne pas que la canette glisse des doigts, leur somme doit être opposée au poids de l'objet.

$$\vec{F}_{p_T} = \vec{F}_{i_T} \quad (2)$$

$$\text{et } \vec{F}_{p_T} + \vec{F}_{i_T} = -m \cdot \vec{g} \quad (3)$$

- Les forces normales  $\vec{F}_{p_N}$  et  $\vec{F}_{i_N}$  doivent être exactement opposées au risque sinon d'imprimer un mouvement de translation à la canette de soda.

$$\vec{F}_{p_N} = -\vec{F}_{i_N} \quad (4)$$

- Le coefficient de friction statique ( $\mu$ ) à l'interface pulpe du doigt/objet relie les forces tangentielles et normales par la relation:

$$\|\vec{F}_T\| \leq \mu \times \|\vec{F}_N\| \quad (5)$$

- Ainsi, au final nous avons la relation suivante:

$$\left( \vec{F}_{p_N} + \vec{F}_{i_N} \right) \times \mu \geq -m \cdot \vec{g} \quad (6)$$

$\vec{F}_p$  et  $\vec{F}_i$  sont donc dépendantes de  $m \cdot \vec{g}$ , le poids de l'objet et de  $\mu$  son coefficient de friction statique. Néanmoins, chaque fois que nous tenons un objet en main, notre "grip force"

# 1. Introduction générale

( $GF = \frac{\|\vec{F}_p\|}{\|\vec{F}_i\|}$ ), est toujours supérieure à la valeur seuil de glissement. On considère que cet excédent de force constitue une marge de sécurité.

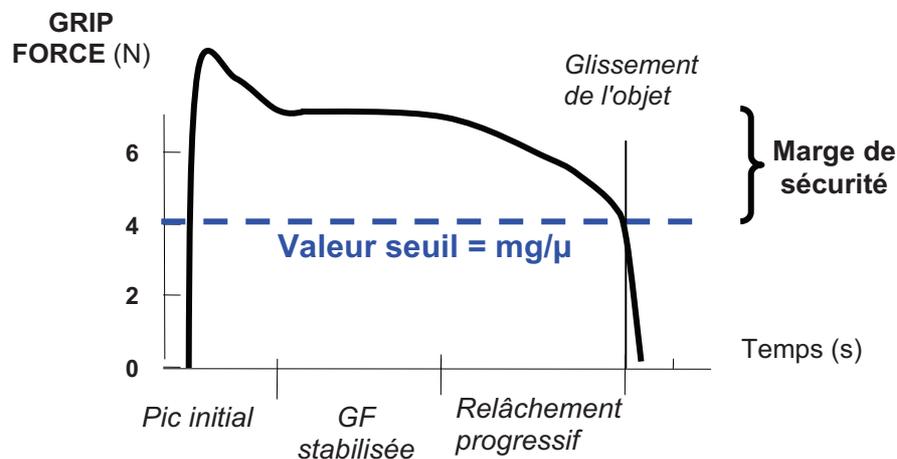


Figure 2. Evolution de la force de grip au cours de la saisie puis du relâchement d'un objet.

La notion de marge de sécurité est illustrée dans la figure 2 qui montre l'enregistrement de la force enregistrée par un capteur de force placé dans l'objet au cours de la saisie et du relâchement progressif de l'objet jusqu'à sa chute. Le temps est découpé en trois phases, un pic initial de force au début de la saisie, une phase de diminution de force rapide jusqu'à un plateau stabilisé. Enfin, une phase de diminution de force plus lente dans laquelle on demande au sujet de relâcher progressivement l'objet jusqu'à ce qu'il lui échappe des doigts. Ce protocole est couramment réalisé pour mesurer la force minimale requise pour tenir l'objet (ligne en pointillés bleus). On observe ainsi la marge de sécurité qui représente la différence entre la ligne en pointillés bleus et la force exercée naturellement par le sujet pour maintenir l'objet.

Cette marge de sécurité est variable selon les individus (jusqu'à deux fois supérieure chez les personnes âgées vs. jeunes (Cole, 1991) mais également chez un même individu selon les conditions. Parmi les autres facteurs qui influencent la GF nous recensons bien évidemment la masse de l'objet tenu, le coefficient de friction, mais aussi l'expérience/la mémoire (principalement pour le pic de force initial), la forme de l'objet ainsi que la répartition de la masse dans l'objet. La marge de sécurité trouve son explication dans des phénomènes complexes de contrôle telle que décrit dans plusieurs études (Turrell *et al.*, 2001; Westling & Johansson, 1984). La gestion de la marge de sécurité fait l'objet d'un large champ

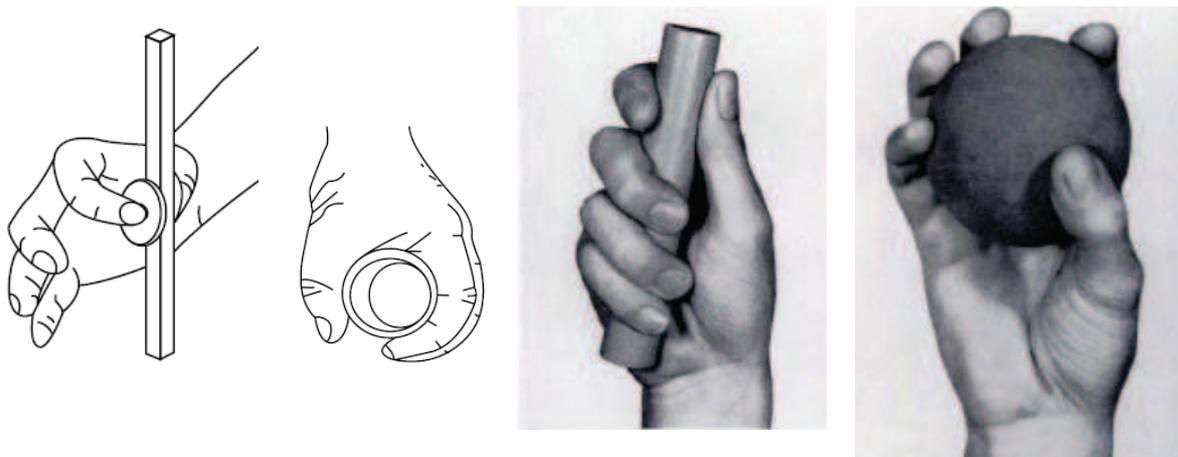
# 1. Introduction générale

---

de recherche car il représente un paradigme susceptible de mettre à jour des propriétés et des modes de contrôle du SNC (Danion, 2008; Zatsiorsky *et al.*, 2005). Cependant, lorsque l'on s'intéresse à une approche biomécanique de la préhension, il est nécessaire de garder en mémoire ce phénomène de "marge de sécurité" car il intervient directement dans l'intensité des forces appliquées et donc dans les explications ergonomiques et cliniques.

## 1.3.2. Adapter sa configuration articulaire

La force exercée sur l'objet est le premier indice de performance à prendre en compte dans l'étude de la préhension. Bien que primordiale, ce n'est toutefois pas la seule variable d'intérêt. La configuration articulaire - i.e. la posture des doigts - est également un paramètre crucial dans l'évaluation de la préhension. Napier (1956) est l'instigateur de la célèbre qualification des types de préhension en deux groupes de postures "*precision grip*" et "*power grip*" (Fig. 3).



**Figure 3 . Distinction entre "*precision grip*" et "*power grip*". Illustrations de (Freivalds, (2004) à gauche et photographies de Napier, (1956), à droite.**

Le *precision grip*, ou préhension de précision qualifie les prises utilisées lorsqu'un contrôle fin de la motricité et de l'application de la force est nécessaire. L'objet est pincé entre la pulpe des phalanges distales des doigts longs et du pouce qui se place alors en opposition. Le *precision grip* est utilisé lors de protocoles scientifiques s'intéressant à la préhension spontanée d'un objet (exercice sous-maximal). Le *power grip*, ou "prise en force" consiste en un serrage de l'objet au creux de la paume et utilisant l'ensemble des aspects palmaires des doigts. Dans le milieu du travail, de nombreuses études épidémiologiques à visées ergonomiques ont été effectuées au regard de cette qualification. Il est notamment reconnu

# 1. Introduction générale

---

que les ouvriers utilisant des configurations de pinces dites de précision "*precision grip*" à deux ou trois doigts, lors de la manipulation d'objets, sont plus souvent blessés que ceux utilisant des prises de force "*power grip*". Par la suite [Lister \(1977\)](#) amènera le terme de "*key pinch*" ou prise latérale "en clé": le poing est fermé et l'objet, relativement mince (tel une clé), est maintenu entre la pulpe du pouce et le bord radial de l'index. Nous retrouverons cette posture plus en aval de ce document car elle définit également la "*position neutre de référence du pouce*" (*Partie 2.1*).

Les configurations articulaires varient pour s'adapter aux différentes formes des objets mais varient également pour un même objet. Par exemple, cette propriété peut être mise en évidence en tenant entre le pouce et l'index un objet (Fig. 4). Sans changer le placement des doigts sur l'objet, nous sommes capables de faire varier les angles articulaires. Ainsi, il existe, pour une même position finale du bout des doigts, une infinité de combinaisons articulaires possibles. On nomme ce phénomène "redondance articulaire" [Bernstein \(1967\)](#). La manière dont le SNC choisie une solution parmi l'ensemble des possibles fait à ce jour encore l'objet de nombreux débats scientifiques.



**Figure 4** Illustration de trois configurations articulaires possibles pour tenir un objet de taille identique.

De ces débats, plusieurs théories ont vu le jour pour expliquer comment le SNC résout le problème de redondance du système moteur. Le principe général de ces théories se base sur le principe de l'efficacité et du moindre coût, qui semble régir l'organisation du vivant. Ainsi, parmi l'ensemble des possibles, le SNC va sélectionner LA solution qui optimise un critère considéré révélant l'efficacité. Ces critères ont été définis comme pouvant être le jerk - dérivée de l'accélération - ([Flash & Hogan, 1985](#)), les moments de force aux articulations ([Uno et al., 1989](#)), les forces musculaires ([Rasmussen et al., 2001](#)) ou encore la dépense énergétique ([Anderson & Pandy, 2001](#)).

# 1. Introduction générale

---

Du point de vue de la préhension, et lors de la phase statique étudiée dans ce document, il n'y a pas d'accélération, ni même de vitesse des segments. Pourtant, comme nous l'avons montré, nous choisissons automatiquement une solution parmi l'ensemble des possibles. Cette solution a nécessairement des conséquences sur les efforts internes comme les forces dans les muscles par exemple. En effet, d'un point de vue biomécanique, le changement d'angle articulaire à trois conséquences majeures :

1) Un changement de la grandeur du bras de levier (BDL) des muscles sur l'articulation. Le BDL représente la distance entre le tendon et le centre de rotation au niveau du degré de liberté considéré. Cette notion est illustrée plus en amont dans ce manuscrit, dans la partie *1.6.3. Bras de levier des tendons.*

2) Un changement de la longueur musculaire. Le changement de posture entraîne un raccourcissement ou un allongement des fibres musculaires. Or, il existe pour chaque muscle une relation entre la force maximale développée et sa longueur. Cette relation met à jour une longueur optimale à laquelle le muscle est capable d'exercer le plus de force. En dehors de cette longueur optimale sa capacité de production de force est amoindrie. Le résultat de ces deux phénomènes s'illustrent par le paradigme de l'influence de la taille ou la forme de l'objet sur la capacité de production de force maximale (Blackwell *et al.*, 1999; Dempsey & Ayoub, 1996; Heffernan & Freivalds, 2000; Hoozemans & van Dieen, 2005; Imrhan & Rahman, 1995; Kong & Lowe, 2005; Ruiz-Ruiz *et al.*, 2002; Shivers *et al.*, 2002). Dans ce paradigme, une relation dite "*en U inversé*" est observée, qui témoigne de la présence d'une taille optimale pour exercer une force maximale.

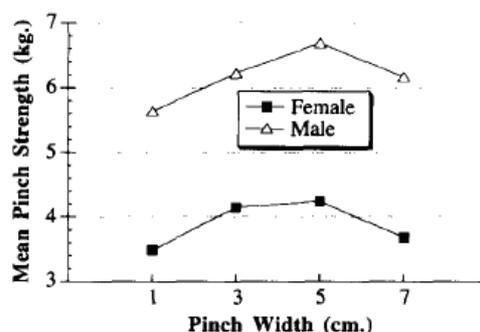


Figure 5. Illustration de la présence d'une taille optimale d'objet pour exercer une force maximale (Dempsey & Ayoub, 1996).

# 1. Introduction générale

---

Ainsi, dans l'illustration de la figure 5 (Dempsey & Ayoub, 1996), la taille permettant d'exercer une plus grande force à deux doigts (entre le pouce et l'index) est la taille 5 cm. Cette taille résulte de la combinaison optimale des relations angle-BDL et force-longueur des muscles.

3) Enfin, la 3<sup>ème</sup> conséquence du changement de posture des doigts est l'influence des participations passives. Selon la posture, l'étirement des ligaments, de la peau, de la capsule articulaire, des muscles et des tendons, engendre une résistance mécanique plus ou moins importante. Par exemple, lors de l'extension maximale de l'index provoquée par une action extérieure, celui-ci possède une tendance naturelle à revenir dans sa position initiale dite "de repos". Ce phénomène est dû à l'étirement des structures passives qui engendre une force passive ("tel un ressort"). Les postures "extrêmes" peuvent engendrer des contraintes importantes sur ces structures pouvant aller jusqu'à leur lésion (arrachement ligamentaire, etc.)

Ainsi au regard de ces considérations biomécaniques le changement de posture, en plus de l'intensité de la force exercée, est susceptible de changer le risque pathologique et la performance réalisée.

## 1.3.3. Coordonner ses muscles

La force exercée pour maintenir l'objet et la configuration articulaire adoptée sont des variables mesurables expérimentalement. On peut qualifier ces variables de périphériques dans le sens où elles sont le résultat de l'action : le mouvement en lui-même. Pour réaliser la préhension, comme tout autre mouvement, la contraction des muscles est nécessaire pour créer des moments aux articulations, eux-mêmes à l'origine de l'apparition de force au point de contact des segments sur l'environnement extérieur. La coordination des différents muscles pour obtenir le mouvement désiré représente un troisième niveau de complexité de la préhension. De la même manière que pour l'aspect segmentaire, le SNC possède une infinité de coordinations musculaires ("*redondance musculaire*") pour mobiliser ces articulations. On estime qu'il y a en moyenne dans le corps humain 2,6 muscles par degrés de liberté<sup>2</sup>

---

<sup>2</sup> On entend dans ce document par "degrés de libertés" (DDL), les directions de mouvement possible au niveau des articulations. Lorsque l'on néglige les mouvements de translation, les degrés de liberté possibles peuvent être la flexion/extension, l'adduction/abduction et la rotation longitudinale (cf. partie cinématique).

# 1. Introduction générale

---

(Bernstein, 1967). Cette surabondance de possibilités à la fois articulaires et musculaires qui se retrouve dans de nombreuses parties du corps mais également à l'échelle neuronale (Narayanan *et al.*, 2005) possède l'avantage de proposer une grande adaptabilité aux contraintes d'ordre à la fois externe (taille/forme des objets par exemple) et interne au sujet (blessure, fatigue, etc.). Cependant, comme pour la redondance articulaire, la question fondamentale du "choix" sélectionné par le SNC fait débat. Globalement, les hypothèses avancées proposent que les efforts se répartissent dans les muscles de même fonction (par exemple les fléchisseurs d'une articulation) proportionnellement à leur "capacités". Cette réflexion ainsi que les procédures pour y répondre sont détaillées dans la partie "1.5.4. Méthodes de résolution de l'indétermination". Ces hypothèses trouvent une grande résonance dans le milieu scientifique même si elles ne permettent pas d'expliquer d'autres phénomènes tels que la co-contraction. Ce phénomène qui consiste à activer un muscle opposé à la tâche (par exemple un extenseur pour une tâche de flexion) trouve ses origines dans la stabilisation des articulations, le contrôle et la précision du mouvement. Au-delà de ces explications, il faut retenir que la coordination musculaire est un phénomène complexe répondant à de multiples facteurs et contraintes.

En se replaçant dans le cadre de la préhension, il est évident que les coordinations musculaires influencent la force et la posture adoptée. Mais, comme on vient de le voir, il est possible que pour une même force et une même posture, un sujet adopte des coordinations différentes selon des contraintes comme le stress ou une blessure antérieure. Malgré cette complexité, force est de constater que l'homme coordonne de bonne manière ses muscles. Il est capable de maintenir un objet dans sa main dans des conditions d'objets fragiles, lourds/légers, en effectuant divers mouvements complémentaires. Par exemple, cette capacité est mise en évidence lors du maintien d'un objet tout en effectuant des flexions/extensions du poignet. Dans ce cas, certains muscles sont agonistes dans la fonction de tenir l'objet (les fléchisseurs des doigts) et doivent réaliser une tâche de type statique alors même que dans la fonction de mouvement du poignet ils sont tour à tour agonistes et antagonistes et réalisent une tâche de type dynamique. Pour autant, nous réalisons ces mouvements de poignet sans difficulté et l'objet ne nous échappe pas des doigts.

# 1. Introduction générale

---

## 1.4. *Problématique et présentation du travail doctoral*

La complexité des tâches de préhension se conjugue à différents niveaux (force, posture, muscles). Cependant la force exercée, de même que la posture adoptée, sont le résultat des actions internes (en particulier forces musculaires). Seule l'étude conjointe des forces externes et internes (forces musculaires, forces dans les ligaments et les articulations) donne la possibilité de comprendre le mouvement dans sa globalité. De plus, la compréhension des pathologies nécessite de connaître les efforts qui sont appliqués sur les structures lésées elles-mêmes. Par exemple, dans le cadre de la prévention des TMS, il est primordial de connaître les forces exercées dans les tendons et ne pas se contenter seulement de la force externe appliquée à l'objet et/ou la posture utilisée. L'analyse des chargements mécaniques sur les structures anatomiques (os, articulations, ligaments, muscles) représente donc un enjeu important. Néanmoins l'estimation des contraintes exercées dans les muscles, tendons et articulations de la main reste relativement marginale dans les études liées à l'aspect ergonomique ou clinique de la préhension (Cooney & Chao, 1977). Ce manque est associé à la difficulté de mesurer chez des personnes vivantes et en bonne santé des efforts exercés à l'intérieur du corps humain. Dans ce cadre, le recours à l'estimation de ces variables de manière indirecte grâce à la modélisation biomécanique devient indispensable. Malheureusement, les modèles de la main restent à l'heure actuelle peu développés et sont soumis à de nombreuses limites. Mon travail doctoral s'est articulé autour de cette problématique. Plus précisément, je me suis attaché à **développer et améliorer les méthodes de modélisation biomécanique pour l'estimation des contraintes mécaniques internes lors de la préhension.**

Dans la partie suivante nous allons détailler les connaissances actuelles et l'état d'avancement de la modélisation de la main. Ceci permettra de mettre à jour les manques et faiblesses des modèles biomécaniques actuels. Suite à ces constats, quatre études correspondant à quatre améliorations de la modélisation de la pince seront détaillées :

- ▀ Etude 1: COMPARAISON DES DEUX BASES DE DONNEES ANTHROPOMETRIQUES DE BRAS DE LEVIER DES TENDONS DU POUCE.

# 1. Introduction générale

---

- Etude 2 : EVALUATION DU MODELE CINEMATIQUE DE COONEY ET AL (1981) ET D'UNE NOUVELLE METHODE FONCTIONNELLE.
- Etude 3 : DETERMINATION DU MOMENT PASSIF A L'ARTICULATION TRAPEZOMETACARPIENNE.
- Etude 4 : INCLUSION DU MUSCLE PREMIER INTEROSSEUX DORSAL AU MODELE DU POUCE.

La mise en œuvre de ces avancées sera réalisée dans une dernière étude appliquée (*Etude 5*), visant à estimer l'influence de la taille d'un objet sur les efforts internes lors d'une tâche de préhension.

Comme nous l'avons expliqué précédemment il existe une multitude de façons de tenir un objet. Dans le cadre de ce doctorat, nous nous sommes intéressés au paradigme de la préhension entre le pouce et l'index. Ce type de prise est celui préférentiellement utilisé lorsque la tâche requiert une grande précision ([Dong et al., 2006](#)) mais c'est aussi celui à l'origine de la plupart des TMS reliés à la manipulation d'objets ([Armstrong, 1986](#); [Keyserling, 2000](#); [Viikari-Juntura & Silverstein, 1999](#)). D'un point de vue biomécanique, [Cooney & Chao \(1977\)](#) ont également démontré à l'aide d'un modèle que les ratios forces exercées dans les tendons du pouce/force externe étaient nettement les plus défavorables dans ce type de configuration. Nos travaux s'intéressent à un type de préhension couramment utilisé et trouvent donc des applications directes en termes d'ergonomie et de clinique.

# 1. Introduction générale

## 1.5. Déterminer les efforts internes

Dans la littérature plusieurs moyens ont été utilisés pour quantifier les efforts internes exercés lors d'un mouvement. Cette partie vise à faire un bilan critique de l'ensemble de ces méthodes.

### 1.5.1. Mesure in vivo des forces

Une première méthode consiste à mesurer directement les forces exercées dans les tendons et les ligaments. Ces mesures *in vivo* consistent à placer des jauges de contraintes (Dennerlein *et al.*, 1998 ; Kursa *et al.*, 2005 ; Shuind *et al.*, 1992) ou des fibres optiques (Komi *et al.*, 1996) directement sur les tendons et ligaments (Fig. 6).

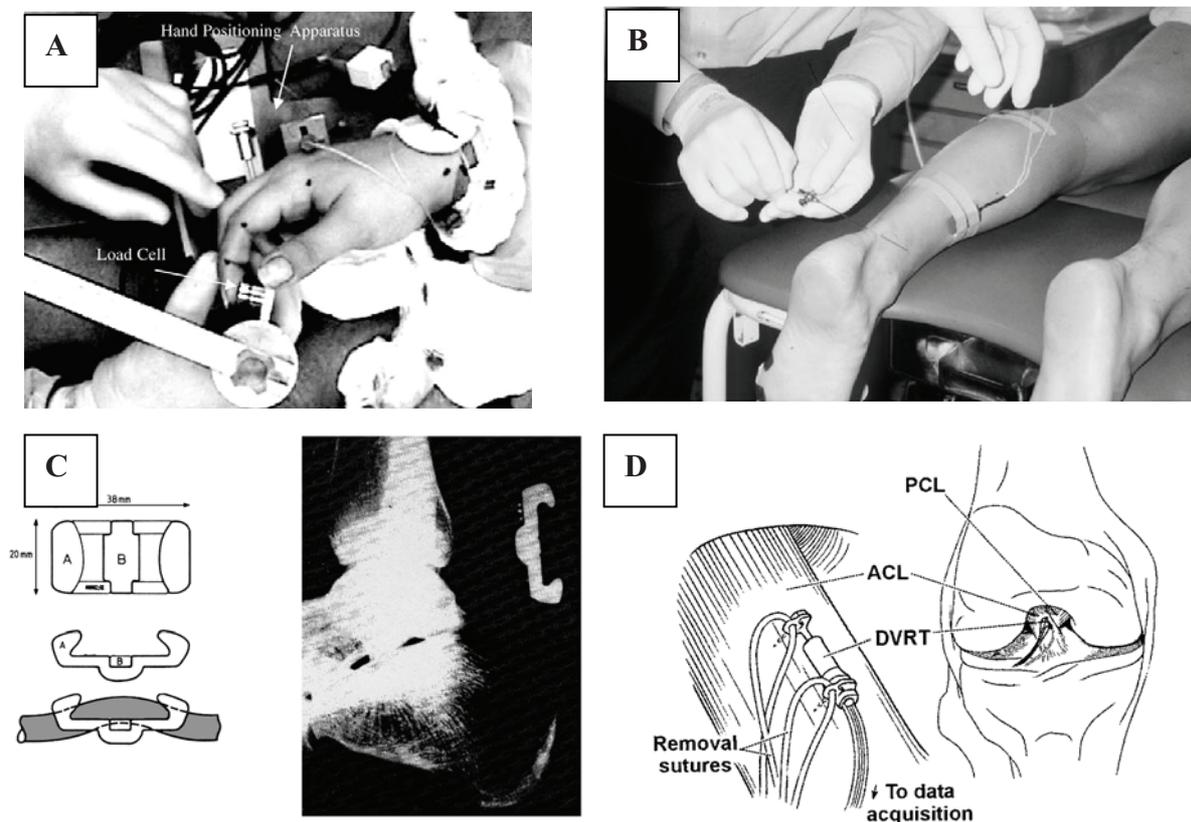


Figure 6 Mesure des forces *in vivo* : A: dans les tendon fléchisseurs de l'index réalisée lors d'une opération du canal carpien (Dennerlein *et al.*, 1998). B et C: dans le tendon d'Achille (Komi *et al.*, 1996; Komi *et al.*, 1987) et D: dans le ligament ACL (Fleming & Beynnon, 2004)

Chez l'homme, ces expérimentations se réalisent uniquement sur spécimens cadavériques ou lors d'interventions chirurgicales. Cette méthode invasive n'est donc généralement appliquée que pour des tâches très contraintes et ne permet pas l'étude de mouvements de grande

# 1. Introduction générale

---

amplitude ou de force maximale. Cette approche possède également l'inconvénient de nécessiter autant de capteurs de force que de tendons étudiés ce qui est difficile voire impossible pour l'analyse de coordinations engageant des muscles de taille très réduite (Kursa *et al.*, 2005). Il est de plus difficile de mesurer des forces dans les muscles possédant une architecture anatomique particulière telle que les muscles courts sans tendon et les muscles possédant une large insertion sur l'os. Enfin, l'anesthésie nécessaire à l'intervention chirurgicale modifie le feedback proprioceptif<sup>3</sup> des individus (Kursa *et al.*, 2005), ce qui influence les coordinations spontanément adoptées. Cette méthode est donc relativement inadaptée pour l'étude de mouvements dits "écologiques".

## 1.5.2. Estimation des activités musculaires au moyen de l'électromyographie

L'électromyographie (EMG) est un deuxième moyen disponible pour déterminer les efforts musculaires. Pour cette technique, des électrodes placées à la surface de la peau ou insérées à l'intérieur du muscle enregistrent la somme des potentiels d'actions (responsables de la contraction musculaire) transmis par les fibres musculaires à l'endroit et à l'instant de détection (Winter, 1990). Ces données représentent l'activité électrique des muscles se trouvant dans la zone de détection des électrodes. La mesure de l'activité électromyographique (EMG) d'un muscle fournit une indication concernant son état. Il est ainsi possible de déterminer si un muscle est activé ou non. De manière intéressante il existe, sous certaines conditions, une relation quasi-linéaire entre la quantité d'EMG enregistrée et l'effort fourni par le muscle. Cependant l'utilisation de cette relation pour quantifier mécaniquement la force musculaire<sup>4</sup> est soumise à de nombreuses restrictions. Ces difficultés résultent de la nature stochastique du signal électromyographique. Le signal enregistré en surface correspond à la somme des activités électriques des fibres musculaires se trouvant dans la zone de détection des électrodes (EMG global de surface ou EMG intramusculaire de quelques fibres musculaires uniquement). En EMG de surface le signal issu des fibres musculaires les plus éloignées est atténué au cours du trajet jusqu'à l'électrode, rendant donc les informations dépendantes du timing des potentiels d'action et des propriétés de la

---

<sup>3</sup> Par feedback proprioceptif nous entendons la boucle de rétroaction qui permet de réguler le mouvement ou la production de force par le retour d'informations neurosensorielles.

<sup>4</sup> Certains muscles ne possédant pas d'insertion tendineuse (les fibres s'attachent directement sur l'os), nous emploierons dans cet ouvrage le terme de force musculaire pour caractériser la force ou la "tension" exercée sans distinction dans le complexe muscle-tendon.

# 1. Introduction générale

---

membrane des fibres musculaires (Farina *et al.*, 2004). L'EMG de surface possède également l'inconvénient d'enregistrer les signaux électriques émanant de la contraction des muscles avoisinant et qui viennent polluer le signal du muscle que l'on cherche à enregistrer ("*crosstalk* EMG"). Enfin, l'EMG de surface ne permet pas l'enregistrement des muscles profonds recouverts par d'autres muscles. Au contraire, l'EMG intramusculaire, est plus précis est n'enregistre que quelques fibres musculaires ce qui élimine le risque de *crosstalk* EMG. Cependant, étant donné la disparité d'activation et de conduction entre les différents types de fibres musculaires, il n'est jamais certain que les fibres enregistrées reflètent le comportement global du muscle. De plus l'EMG intramusculaire nécessite un protocole expérimental contraignant et peu adapté à la réalisation de certaines tâches. Ainsi, la qualité des résultats EMG est fortement dépendante des conditions d'acquisition (qualité de préparation de la peau, positionnement des électrodes, fréquence d'échantillonnage...) et de traitement du signal (Farina *et al.*, 2004). Après s'être affranchi de la variabilité inhérente aux procédures d'enregistrement des signaux EMG, il est nécessaire de considérer les limites de leur interprétation en considérant la physiologie et la mécanique musculaire. En effet, suite à son activation, le muscle développe une force qui, via le tendon, agit sur les segments auxquels il s'attache. Il a été montré que la capacité de production de force d'un muscle dépend certes de son activation qui peut être estimée à partir de l'EMG, mais également des relations force-longueur et force-vitesse, de l'aire de section physiologique du muscle (PCSA), du type de fibre, etc.

L'ensemble de ces limites fait que l'estimation des forces musculaires à partir de l'EMG uniquement s'avère le plus souvent erronée. Ceci se traduit par des estimations EMG incompatibles avec les données périphériques de force et de mouvement enregistrées ainsi qu'avec l'équilibre mécanique général du système.

## 1.5.3. La modélisation musculo-squelettique

La modélisation *musculo-squelettique* est une troisième alternative qui permet d'estimer les efforts associés à chaque articulation à partir de données expérimentales périphériques - données dynamométriques, cinématiques<sup>5</sup> et EMG - sans avoir recours à des mesures invasives. Les modèles biomécaniques consistent à représenter numériquement le

---

<sup>5</sup> La dynamométrie et la cinématique concernent respectivement l'étude des forces, du mouvement (position, vitesse, accélération).

# 1. Introduction générale

---

comportement mécanique du corps humain et permettent ainsi d'accéder à l'estimation des forces musculaires et forces articulaires. Plusieurs types de modélisation existent parmi lesquels on peut citer celles faisant appel à la méthode dites *des éléments finis*<sup>6</sup> (MEF), et celles utilisant la mécanique des solides indéformables. En biomécanique la MEF permet par exemple de calculer le comportement des os et des tissus mous mais, si cette méthode peut intégrer les forces musculaires pour en tenir compte dans le calcul des chargements mécaniques, elle ne permet pas de les calculer précisément. C'est pourquoi nous avons fait le choix d'aborder cette problématique au moyen de la mécanique des solides indéformables.

## 1.5.3.1. Détermination du Moment Net aux articulations

Les procédures de dynamique inverse consistent à estimer, à partir des données de force, de cinématique et de l'anthropométrie, le torseur dynamique représentant les efforts inter-segmentaires au niveau de l'articulation considérée (Bresler & Frankel, 1950; Winter, 1990). Le moment net résultant de ce torseur dynamique représente alors la somme algébrique des moments musculaires produits par les muscles agonistes et antagonistes entourant l'articulation.

Cette détermination s'effectue à l'aide des lois fondamentales de la mécanique. Dans le cas particulier d'un système à l'équilibre statique on retrouve:

$$\begin{cases} \sum \vec{F} = \vec{0} \\ \sum \vec{M}_{F|O} = \vec{0} \end{cases} \quad (7)$$

où  $\sum \vec{F}$  est la somme des forces extérieures appliquées au solide/segment,  $\sum \vec{M}_{F|O}$  la somme des moments des forces au point O centre de rotation de l'articulation. Dans ce document nous emploierons le terme de "forces externes" pour représenter les forces appliquées au segment par une action extérieure. Ces lois s'appliquent à l'ensemble des solides de la chaîne mécanique. Néanmoins, afin de quantifier précisément les contraintes sur le système musculo-squelettique et comprendre comment il est organisé, il est intéressant de déterminer quels sont

---

<sup>6</sup> En analyse numérique, la méthode des éléments finis (MEF) est utilisée pour résoudre numériquement des équations aux dérivées partielles. Celles-ci peuvent par exemple représenter analytiquement le comportement de certains systèmes physiques (mécaniques, thermodynamiques, acoustiques, etc.).

# 1. Introduction générale

---

les muscles sollicités et calculer les forces articulaires exercées. L'estimation du moment net seul ne permet pas fournir de telles informations et il est nécessaire de déterminer les moments musculaires.

## 1.5.3.2. Moments musculaires

Afin d'estimer les moments musculaires appliqués à une articulation, les modèles biomécaniques émettent, en général, l'hypothèse que les degrés de liberté disponibles des articulations sont sans frottement et sans contrainte passive non musculaire (ligaments, butées osseuses, peau...). Cette hypothèse simplificatrice implique que les moments musculaires sont les seuls paramètres biomécaniques qui équilibrent le moment de la force externe autour des degrés de liberté en rotation d'une articulation. Il est alors possible d'estimer la somme des moments musculaires en la mettant directement en relation avec le moment de la force externe mesurée:

$$\sum \vec{M}_{F|O} = \sum \vec{M}_{\text{muscle}|O} + \sum \vec{M}_{\text{Fexterne}|O} = \vec{0} \quad (8)$$

où  $\sum \vec{M}_{\text{muscle}|O}$  est la somme des moments musculaires,  $\sum \vec{M}_{\text{Fexterne}|O}$  la somme des moments des forces externes appliquées au segment. La force de chacun des muscles générant le moment musculaire résultant est calculée à partir de l'équation suivante :

$$\sum \vec{M}_{\text{muscle}|O} = \sum_1^i \vec{B}_{i,O} \wedge \vec{t}_i \quad (9)$$

où  $\vec{B}_{i,O}$  représente le vecteur bras de levier du muscle  $i$  par rapport au centre de rotation  $O$  et  $\vec{t}_i$  le vecteur représentant la tension du tendon du muscle  $i$ . Toutefois, la redondance musculaire associée au système musculo-squelettique se traduit mathématiquement par des systèmes "sous-déterminés", comportant moins d'équations mécaniques que d'inconnues ( $t_i$ ) et donc non solvables en l'état. Selon les objectifs et les applications envisagées, trois types de solutions sont retenus pour lever l'indétermination du problème.

# 1. Introduction générale

---

## 1.5.4. Méthodes de résolution de l'indétermination

### 1.5.4.1. Résolution de l'indétermination par la méthode de "réduction"

Le premier type de solution consiste à réduire le nombre d'inconnues au moyen d'hypothèses simplificatrices, afin d'obtenir un système d'équation déterminé. On peut ainsi négliger l'action de certains muscles (Weightman & Amis, 1982) ou bien décider de relier les actions de plusieurs muscles en une seule (Cooney & Chao, 1977). Cependant ces simplifications ne permettent qu'une vision partielle du système et conduisent parfois à des estimations erronées (Sancho-Bru *et al.*, 2001; Valero-Cuevas *et al.*, 1998).

### 1.5.4.2. Résolution de l'indétermination par optimisation

Le deuxième type de solution consiste à émettre des hypothèses sur le mode de fonctionnement du corps humain. L'idée est que, parmi l'ensemble des solutions possibles qu'offre le système d'équation indéterminé, le SNC sélectionne le patron de distribution des forces musculaires qui répond le mieux à un principe de fonctionnement précis. Mathématiquement, cela se traduit par l'utilisation de procédures d'optimisation. Le modèle biomécanique recherche une solution optimale qui minimise ou maximise une fonction mathématique. De nombreuses fonctions objectifs (également appelées fonctionnelles, fonctions coûts, critères d'optimisation, etc.) ont été proposées dans la littérature afin de résoudre le problème de redondance musculaire et estimer les tensions produites par chaque muscle. Les équations (10) et (11) illustrent deux critères couramment utilisés:

$$f(t_i) = \sum_1^i \left( \frac{t_i}{PCSA_i} \right)^n \quad (10)$$

$$f(t_i) = \max \left( \frac{t_i}{PCSA_i} \right) \quad (11)$$

$$\text{Avec } \frac{t_i}{PCSA_i} = \sigma_i \quad (12)$$

$\sigma_i$  représente la "contrainte musculaire", résultant du quotient entre la tension du muscle ( $t_i$ ) et PCSA, son aire de section de coupe physiologique (cm<sup>2</sup>).  $n$  est un exposant généralement égal à 2 (Pedotti *et al.*, 1978) ou à 3 (Crowninshield & Brand, 1981). D'une manière générale, plus cet exposant est élevé, plus l'équation 10 se rapporte à l'équation 11 appelée "minmax".

# 1. Introduction générale

---

Cette dernière présente l'avantage de répartir au mieux la charge allouée à chaque muscle en minimisant la tension du muscle présentant la contrainte musculaire ( $\sigma_i$ ) la plus grande. Elle fournit des résultats particulièrement cohérents au niveau du coude (Rasmussen *et al.*, 2001) et des doigts (Vigouroux, thèse 2005).

Néanmoins, les méthodes d'optimisation ne permettent généralement pas de prendre en compte l'activité des muscles antagonistes au mouvement (S. H. M. Brown & Potvin, 2005) ni de retrouver les coordinations mesurées *in vivo* (Dennerlein *et al.*, 1998). En l'état actuel des connaissances, les solutions apportées par les procédures mathématiques permettent donc le respect de l'équilibre mécanique du système mais restent inaptes à reproduire les variabilités de coordination et d'activation des muscles agonistes et antagonistes associées à chaque sujet et à chaque situation.

## 1.5.4.3. Résolution de l'indétermination en combinant optimisation et EMG

La solution la plus avancée consiste à associer la modélisation biomécanique à des données EMG afin de sélectionner une solution répondant à la fois à la mécanique et aux patrons d'activations musculaires effectivement adoptés par le sujet. Comme nous l'avons évoqué, l'EMG utilisée seule ne permet pas une estimation précise des forces musculaires. D'une manière générale, il apparaît que les forces estimées sur la base du signal EMG ne permettent pas de retrouver la force externe produite ni d'assurer l'équilibre mécanique du système (I. Brown & Loeb, 2001; Gagnon *et al.*, 2001). Néanmoins, en contraignant la modélisation biomécanique à tenir compte de certaines données EMG, les méthodes "hybrides" ont montré des résultats particulièrement intéressants dans le cadre d'études sur le rachis (Gagnon *et al.*, 2001), le genou (Amarantini & Martin, 2004) et la main (Vigouroux *et al.*, 2007). Il est alors particulièrement intéressant de contraindre la procédure d'optimisation à tenir compte de l'estimation EMG des forces dans les muscles antagonistes afin qu'ils ne soient pas mécaniquement mis à zéro alors qu'une co-activation physiologique existe naturellement.

# 1. Introduction générale

---

Les données EMG peuvent être intégrées dans le critère d'optimisation en cherchant par exemple à minimiser les écarts de prédiction obtenu à partir de l'EMG uniquement ( $\vec{M}_{EMG}$ ) et à partir de la dynamique inverse ou de la fonctionnelle choisie uniquement ( $\vec{M}_m$ ):

$$f(t_i) = \sum_1^p \left( \vec{M}_{EMG} - \vec{M}_m \right)^2 \quad (13)$$

Cette solution nécessite soit l'enregistrement EMG de tous les muscles du système musculo-squelettique étudié, ce qui peut représenter une limite expérimentale, soit des hypothèses d'activation émises sur certains muscles (Cholewicki *et al.*, 1996).

Les données EMG peuvent également être utilisées sous forme de contraintes d'inégalités comme cela a déjà été fait pour la modélisation des doigts (Vigouroux *et al.*, 2007). La procédure se résume alors ainsi :

- recherche :

$t_i$

- en minimisant l'une ou l'autre des procédures d'optimisation classiques décrites dans les Eq. 10 ou 11

- en respectant les contraintes d'égalité mécanique de l'Eq. 6

- en respectant les contraintes d'inégalité suivantes :

$$t_i \leq PCSA_i \times \sigma_{max} \quad (14)$$

$$t_i \geq 0 \quad (15)$$

- et en respectant les contraintes d'inégalité supplémentaires associées à l'estimation des tensions par EMG:

$$\left( t_{EMGi} \right) - \left( \mu \times t_{EMGi} \right) \leq t_i \leq \left( t_{EMGi} \right) + \left( \mu \times t_{EMGi} \right) \quad (16)$$

$$\text{- avec } t_{EMGi} = e_i \times \sigma_{max} \times PCSA_i \quad (17)$$

$$\text{et } e_i = \frac{RMS_i}{RMS_{i_{max}}} \quad (18)$$

où  $t_{EMGi}$  est la tension du muscle  $i$  estimée à partir de l'EMG selon les Eqs. (17) et (18).

Les équations (14) et (15) signifient respectivement qu'un muscle ne peut exercer une tension supérieure à son maximal théorique et ne peut que "tirer" (il ne peut pas "pousser").  $\mu$  est un facteur de pondération de l'EMG qui établit une marge d'erreur

# 1. Introduction générale

---

face aux imperfections associées à l'estimation à partir de l'EMG et  $\sigma_{\max}$  la contrainte musculaire maximale admissible fixée à 35N/cm<sup>2</sup> (Valero-Cuevas *et al.*, 1998).

Cette méthode possède l'avantage de ne pas nécessiter l'enregistrement EMG de tous les muscles. Ceci est particulièrement appréciable au regard de la taille réduite des muscles de la pince et de leur difficulté d'enregistrement au moyen d'électrodes de surface. Dans ce travail, cette dernière solution a été adoptée. Ce choix est également motivé par le faible nombre de données anthropométriques concernant les propriétés mécaniques des muscles de la pince dans la littérature, ce qui rend la transformation du signal EMG en force musculaire peu digne de confiance. Ce faisant, nous effectuons le choix de tenir compte de l'EMG dans l'estimation des forces musculaires mais en lui accordant une importance moindre qu'aux résultats basés sur le critère d'optimisation. Cette méthode permet, par exemple, de forcer la procédure d'optimisation à estimer une force dans un muscle déterminé comme actif par l'enregistrement EMG alors que mécaniquement la procédure l'aurait calculé inactif. Comme nous l'avons déjà mentionné, ceci est particulièrement important pour l'estimation des forces des muscles antagonistes à la tâche.

## 1.6. Description du modèle musculo-squelettique de la pince

L'objectif de cette partie n'est pas une description exhaustive de "la Réalité" à la manière d'un livre d'anatomie mais de décrire la structure de la pince tel que nous la prenons en compte dans notre modèle "initial". Les points considérés comme essentiels tout comme les postulats et hypothèses simplificatrices seront précisés. Ce modèle est développé à partir des travaux de An (1984), An & Bejjani (1990), An *et al.* (1979), An *et al.* (1985), An *et al.* (1984), An *et al.* (1983), et Vigouroux *et al.* (2006). **Les améliorations spécifiques apportées à ce modèle "initial" et ayant fait l'objet d'études spécifiques seront détaillées dans les Etudes 1, 2, 3 et 4 de ce travail doctoral.**

La modélisation développée est une modélisation en "corps rigides" où les os sont assimilés à des solides indéformables dont les dimensions sont calculées à partir de tables anthropométriques, basées sur la taille de la main (Buchholz & Armstrong, 1992). Les

# 1. Introduction générale

articulations sont considérées comme parfaites, c'est-à-dire possédant un centre articulaire fixe et sans friction. Les translations sont totalement bloquées, transmettant ainsi une composante de force selon les trois axes. Les tendons sont assimilés à des câbles inextensibles. Comme nous nous intéressons à une phase statique, une fois l'objet en main et stabilisé, les lois de Newton concernant la mécanique statique sont appliquées (Eq. 7).

## 1.6.1. Segments osseux et articulations

Nous considérons la pince comme une chaîne articulée de huit segments osseux à 9 DDLs (Fig. 7).

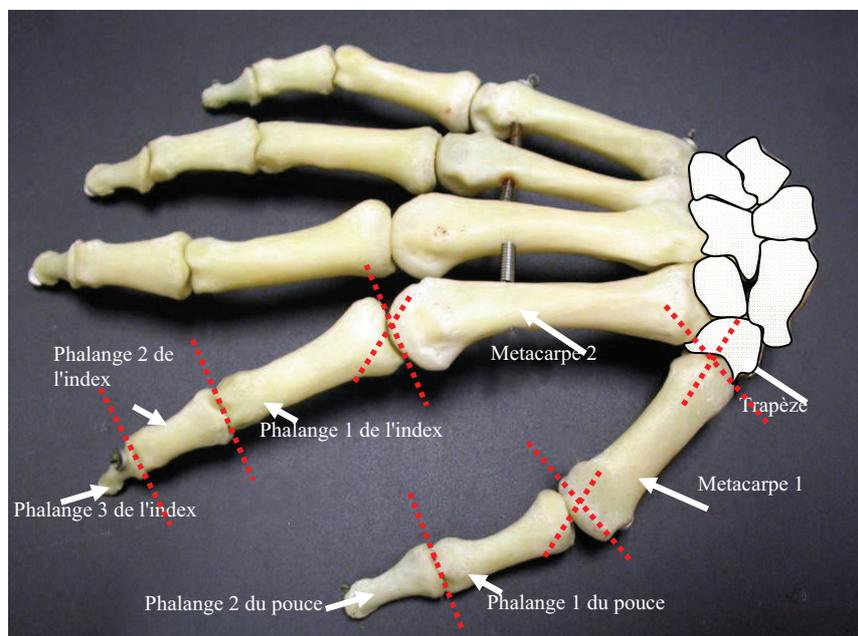


Figure 7. Schéma des os de la pince. En blanc, les os du carpe, les degrés de liberté sont symbolisés par les traits pointillés.

### Le pouce

Le pouce (premier doigt) est constitué du trapèze (*trapezium*), d'un os métacarpien MC (*ossa metacarpalia*) et de deux phalanges : la première phalange P1 (*phalanx proximalis*) et une deuxième phalange P2 (*phalanx média*). Ces quatre os sont mobilisés autour de trois articulations. L'articulation trapèzométacarpienne (TMC) qui lie le trapèze au métacarpe est de type "selle" (dont les surfaces articulaires sont à la fois convexes et concaves), elle possède 1 DDL en flexion/extension (F-E) et 1 DDL en adduction/abduction (A-A). La pronosupination (S-P) à TMC n'est pas considérée comme un DDL indépendant. La cinématique

# 1. Introduction générale

---

particulière de TMC fera l'objet d'un développement spécifique dans la partie 3.1.. L'articulation métacarpophalangienne (MP) qui lie l'os métacarpien à la première phalange est de type "condylienne" c'est-à-dire qu'elle possède 2 DDLs (F-E et A-A). Nous considérons ces deux axes de rotations comme perpendiculaires et concourants. L'articulation interphalangienne (IP) qui lie la première et la deuxième phalange est de type "trochlée": elle possède un seul DDL en F-E.

## L'index

L'index (deuxième doigt) est constitué d'un os métacarpien (*ossa metacarpalia*) et de trois phalanges : la première phalange P1 (*phalanx proximalis*), la deuxième phalange P2 (*phalanx média*) et la troisième phalange P3 (*phalanx distalis*). Ces quatre os sont mobilisés autour de trois articulations. L'articulation métacarpophalangienne (MCP) lie l'os métacarpien à la première phalange grâce à une articulation "condylienne" (axes de rotations perpendiculaires et concourants) à deux degrés de liberté (F-E et A-A). L'articulation interphalangienne proximale (PIP) et l'articulation interphalangienne distale (DIP) lient la première, la deuxième et la troisième phalange. Ces articulations sont de type "trochlée" (un seul degré de liberté en F-E).

Les mouvements entre les os du carpe sont négligés ([An et al., 1979](#); [P. Brand & Hollister, 1999](#); [Freivalds, 2004](#); [Freund & Takala, 2001](#)). Les sept os du carpe (en blanc sur la Fig. 7) définissent donc le plan de la main ([An et al., 1979](#)).

## 1.6.2. Muscles

Les six articulations sont mobilisées par 16 muscles résumés dans le tableau 1.

# 1. Introduction générale

**Tableau 1. Résumé des tendons et muscles impliqués dans la mobilisation des articulations de l'index et du pouce.**

	Muscle et tendon	Articulations concernées
INDEX	Tendon extenseur (TE)	DIP
	Fléchisseur profond (FDP)	DIP, PIP, MCP
	Bande extenseur (ES)	PIP
	Extenseur propre de l'index (EI)	PIP, MCP
	Bande radiale (RB)	PIP
	Bande ulnaire (UB)	PIP
	Fléchisseur superficiel (FDS)	PIP, MCP
	Extenseur commun (EDC)	MCP
	Interosseux ulnaire (UI)	MCP
	Lumbrical (LU)	MCP
	1 <sup>er</sup> Interosseux dorsal (FDI)	MCP, (TMC)
POUCE	Tendon extenseur (TET)	IP
	Long fléchisseur du pouce (FPL)	IP, MP, TMC
	Long extenseur du pouce (EPL)	MP, TMC
	Court extenseur du pouce (EPB)	MP, TMC
	Court fléchisseur du pouce (FPB)	MP, TMC
	Court abducteur du pouce (APB)	MP, TMC
	Adducteur du pouce (chef transverse) (ADPt)	MP, TMC
	Adducteur du pouce (chef oblique) (ADPo)	MP, TMC
	Long abducteur du pouce (APL)	TMC
	Opposant (OPP)	TMC

### 1.6.3. Bras de levier des tendons

Comme nous l'avons vu dans l'équation 9, il est nécessaire de connaître les bras de levier de chaque muscle au passage de chaque articulation afin de déterminer les forces musculaires. Les coordonnées des points de passage du tendon à l'articulation sont issues de bases de données anthropométriques (An *et al.*, 1979). Grâce à ces coordonnées, il est possible de calculer le bras de levier ainsi que le vecteur unitaire indiquant la direction de la force du tendon (Landsmeer, 1961). Ainsi le modèle II de Landsmeer a été utilisé pour déterminer le bras de levier des tendons des muscles FDP, FDS, LU, FDI et RI pour l'index et

# 1. Introduction générale

---

FPL, FPB, ADP, APL, APB, OPP pour le pouce. Ces tendons croisent ainsi l'articulation selon une ligne droite (Fig. 8, à gauche). Les bras de levier des tendons extenseurs de l'index (TE, ES, EDC, EI) et du pouce (EPL, EPB, TET) sont modélisés selon le modèle I de Landsmeer. Le trajet courbe autour de l'articulation correspondant à la courbure de l'os est ainsi pris en compte (Fig. 8, à droite). Précisons que la courbure est supposée constante ce qui implique pour ces tendons un bras de levier constant au cours de la flexion/extension de l'articulation.

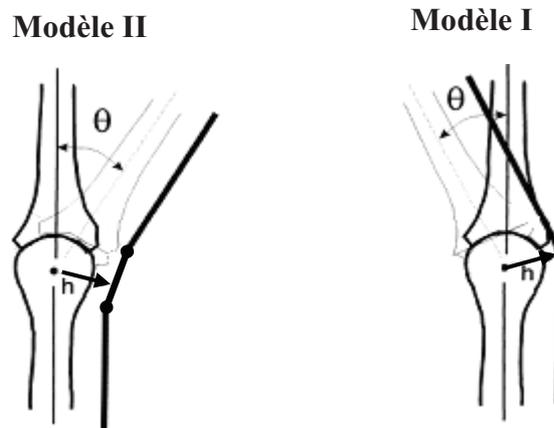


Figure 8. Modèles II et I de Landsmeer (1961) pour le calcul des bras de levier ( $h$ ) des tendons.

## 1.6.4. Modélisation des mécanismes extenseurs

Il est à noter qu'au niveau de l'index et du pouce, les muscles agissant sur DIP, PIP et MP ne s'insèrent pas directement sur les phalanges mais sur un "mécanisme extenseur" des doigts (Lee *et al.*, 2008; Valero-Cuevas *et al.*, 2003). Ce mécanisme est un filet tendineux englobant la partie dorsale du doigt (Fig. 9). Pour l'index, il est constitué de bandes tendineuses ulnaire et radiale (UB et RB) terminaison de l'extenseur (TE) et bande de l'extenseur (ES). Au niveau de nœuds de liaison s'insèrent les muscles intrinsèques (LU, FDI, UI) ainsi que les muscles extrinsèques EDC et EI. Pour le pouce, les muscles EPL, APB et ADP se rejoignent pour former la terminaison de l'extenseur (TET) et une bande de l'extenseur s'insérant sur le métacarpe. Les tensions des muscles sont ainsi transmises par l'intermédiaire de ces nœuds sur les articulations IP, DIP, PIP et MP.

# 1. Introduction générale

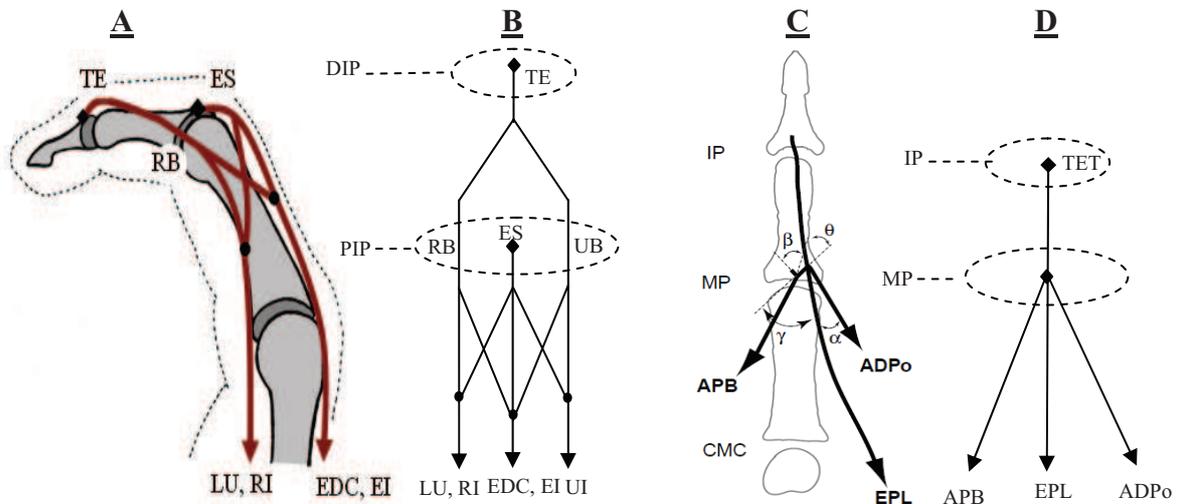


Figure 9: A: vue sagittale du mécanisme extenseur. Le muscle UI n'est pas visible car situé de l'autre côté du doigt. B: modélisation du mécanisme extenseur de l'index: les points noirs représentent les nœuds de liaison entre les tendons et les bandes tendineuses, les losanges noirs représentent les points d'insertion des bandes tendineuses. C: mécanisme extenseur du pouce extrait de [Valero-Cuevas et al. \(2003\)](#) et D: schéma du mécanisme extenseur du pouce tel que modélisé dans ce document.

Le modèle symétrique de [Zancolli \(1979\)](#) a été retenu pour décrire ce mécanisme. Pour modéliser l'action des muscles sur les articulations DIP et PIP au travers du mécanisme extenseur, il est nécessaire d'évaluer l'amplitude des tensions transmises dans les différentes bandes.

Les équations ainsi obtenues sont les suivantes :

Index:

$$\begin{cases} t_{TE} = 0,992(t_{RB}) + 0,995(t_{UB}) \\ t_{RB} = \beta_{EDC} \cdot t_{EDC} + \beta_{EI} \cdot t_{EI} + \beta_{LU} \cdot t_{LU} \\ t_{UB} = \beta_{EDC} \cdot t_{EDC} + \beta_{EI} \cdot t_{EI} + \beta_{UI} \cdot t_{UI} \\ t_{ES} = (1 - \beta_{UI})t_{UI} + (1 - \beta_{LU})t_{LU} + (1 - 2\beta_{EDC})t_{EDC} + (1 - 2\beta_{EI})t_{EI} \end{cases} \quad (19)$$

Pouce:

$$\begin{cases} t_{APB/MP} = \beta_{APB} \cdot t_{APB} \\ t_{EPL/MP} = \beta_{EPL} \cdot t_{EPL} \\ t_{ADPo/MP} = \beta_{ADPo} \cdot t_{ADPo} \\ t_{TET} = \beta_{APB_2} \cdot t_{APB/MP} + \beta_{EPL_2} \cdot t_{EPL/MP} + \beta_{ADPo_2} \cdot t_{ADPo/MP} \end{cases} \quad (20)$$

# 1. Introduction générale

---

Avec  $t_{APB}$ ,  $t_{EPL}$  et  $t_{ADPo}$  les forces des muscles APB, EPL et ADPo et.  $t_{TE}$ ,  $t_{RB}$ ,  $t_{UB}$ ,  $t_{ES}$  et  $t_{TET}$  les tensions dans les bandes TE, RB, UB, ES et TET. Les coefficients  $\beta$  sont des variables ajoutées par (Brook *et al.*, 1995) pour tenir compte des variations géométriques du mécanisme extenseur selon les postures des doigts. L'estimation de ces coefficients est réalisée conjointement aux tensions musculaires, dans la procédure d'optimisation.

## 1.6.5. Modélisation des ligaments

Les ligaments latéraux interne (LLI) et externe (LLE) de l'articulation MCP sont intégrés dans le modèle de l'index (Sancho-Bru *et al.*, 2001). Chacun de ces deux ligaments est considéré comme une ligne tracée entre les deux points d'insertion situés sur l'os métacarpien et sur la première phalange. La tension créée dans ces ligaments est modélisée comme une relation non-linéaire quadratique entre la force développée par le ligament ( $t_{lig}$ ) et son élongation :

$$t_{lig} = K(l_{lig} - l_0)^2 \quad (21)$$

où  $K$  est la raideur du ligament (fixée à  $750\text{N/cm}^2$ ),  $l_{lig}$  la longueur du ligament et  $l_0$  sa longueur initiale sans contrainte.

Le complexe ligamentaire de la TMC sera également pris en compte. Cet aspect de la modélisation fait l'objet d'une étude particulière (*Etude 3*).

## 1.6.6. Equations d'équilibre des articulations

Lors de l'application d'une force externe, chaque doigt est considéré indépendamment en équilibre mécanique statique. Le principe fondamental de la statique (Eq. 5) s'applique donc à chacun de ces systèmes. Afin de déterminer les tensions musculaires, nous n'avons pas accès aux forces articulaires, aussi considérons nous les équations d'équilibre des moments correspondant aux degrés de liberté disponibles des articulations. Ces systèmes peuvent être écrits sous la forme matricielle suivante :

# 1. Introduction générale

Index:

$$\begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & r_{14} & r_{15} & r_{16} & r_{17} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & r_{24} & r_{25} & r_{26} & r_{27} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & r_{34} & r_{35} & r_{36} & r_{37} \\ r_{41} & r_{42} & r_{43} & r_{44} & r_{45} & r_{46} & r_{47} \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} t_{FDP} \\ t_{FDS} \\ t_{LU} \\ t_{FDI} \\ t_{UI} \\ t_{EDC} \\ t_{EI} \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ Mz_{LLI} + Mz_{LLE} \\ My_{LLI} + My_{LLE} \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} Mz_{Fexterne} | DIP \\ Mz_{Fexterne} | PIP \\ Mz_{Fexterne} | MCP \\ My_{Fexterne} | MCP \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (22)$$

Pouce:

$$\begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & r_{14} & r_{15} & r_{16} & r_{17} & r_{18} & r_{19} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & r_{24} & r_{25} & r_{26} & r_{27} & r_{28} & r_{29} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & r_{34} & r_{35} & r_{36} & r_{37} & r_{38} & r_{39} \\ r_{41} & r_{42} & r_{43} & r_{44} & r_{45} & r_{46} & r_{47} & r_{48} & r_{49} \\ r_{51} & r_{52} & r_{53} & r_{54} & r_{55} & r_{56} & r_{57} & r_{58} & r_{59} \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} t_{FPL} \\ t_{FPB} \\ t_{ADPt} \\ t_{ADPo} \\ t_{APL} \\ t_{APB} \\ t_{OPP} \\ t_{EPL} \\ t_{EPB} \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} Mz_{Fexterne} | IP \\ Mz_{Fexterne} | MP \\ My_{Fexterne} | MP \\ Mz_{Fexterne} | TMC \\ My_{Fexterne} | TMC \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (23)$$

ou, en résumant:

$$[R] \cdot \vec{t} + \vec{L} + \vec{M} = \vec{0} \quad (24)$$

avec  $[R]$  la matrice des vecteurs bras de levier des tendons des muscles  $i$  à chaque articulation  $j$  ( $j = DIP, PIP, MCP, IP, MP, TMC$ ).  $\vec{t}$  est le vecteur contenant les normes des forces des tendons inconnues,  $\vec{L}$  le vecteur contenant les moments créés par les forces passives (notamment les ligaments LLI et LLE), et  $\vec{M}$  le vecteur contenant les moments de la force externe. Ces vecteurs sont exprimés à la fois dans la base orthonormée liée au repère osseux proximal et distal (An *et al.*, 1979). Les équations (22) et (23) peuvent-être résolues au moyen de la procédure d'optimisation précédemment décrite (*partie 1.5.4*) afin de calculer  $\vec{t}$ , la variable d'intérêt.

Dans la modélisation spécifique du pouce, nous avons soulevés plusieurs problèmes. Quatre de ces problèmes sont expliqués ci-après. Chacun d'eux a fait l'objet d'une étude spécifique afin de proposer des solutions pour le résoudre et amener à une modélisation du

# 1. Introduction générale

---

pouce plus fidèle. Pour rappel, ces améliorations seront mises en œuvre dans une dernière étude (*Etude 5*) dans le cadre d'un questionnaire ergonomique.

## 1.7. *Problèmes soulevés lors de la modélisation de la pince*

### 1.7.1. Bras de levier des muscles du pouce

Afin d'obtenir un système en équilibre, les moments créés par la force externe doivent être équilibrés par la somme des moments produits par les muscles. Le moment produit par un muscle à une articulation est le produit vectoriel de sa force par son BDL (Eq. 9). Les BDL des muscles/tendons sont donnés par des tables anthropométriques. Ils sont généralement mesurés sur spécimens cadavériques ou bien calculés soit à partir d'une méthode géométrique soit par une "excursion method" basée sur le principe des puissances virtuelles ([An et al., 1984](#)). Voir [Tsaopoulos et al. \(2006\)](#) pour une revue de littérature sur ces différentes méthodes de calculs appliquées à l'articulation du genou. Actuellement il existe deux bases de données disponibles concernant les bras de levier des muscles du pouce. La comparaison des deux n'a jamais été effectuée malgré l'importance que cette variable comporte sur les résultats des tensions musculaires ([Vasavada et al., 1998](#)). De plus, les modèles cinématiques utilisés dans les deux bases de données sont différents. Les bras de levier représentant la plus courte distance entre le tendon et l'axe de rotation, ce point est de haute importance pour la qualité des résultats obtenus. Nous nous sommes aperçus que certaines études utilisent pour le calcul des forces musculaires un système d'axe qui n'est pas exactement le même que celui utilisé lors du recueil des données anthropométriques qu'ils utilisent. Ceci entraîne nécessairement des erreurs et pourrait expliquer en partie la difficulté actuelle à estimer des forces musculaires cohérentes au niveau du pouce ([Valero-Cuevas et al., 2003](#)). Il en résulte un flou scientifique concernant les méthodes appropriées et leur performance. **L'objectif de l'Etude 1 de ce document sera donc de comparer les performances des deux bases de données anthropométriques.**

# 1. Introduction générale

---

## 1.7.2. L'analyse cinématique du pouce, un champ de recherche à part entière

Dans l'ensemble de la littérature, le pouce est souvent exclu des analyses biomécaniques. L'analyse de "la main" se résume alors à l'analyse des quatre doigts longs (Sakai, 2005; Sancho-Bru *et al.*, 2003; J. Z. Wu *et al.*, 2009). Cela s'explique notamment par la cinématique du pouce qui se révèle être particulièrement complexe, à tel point qu'il n'existe pas de modèle cinématique du pouce qui fasse consensus malgré une abondante littérature à ce sujet (Carpinella *et al.*, 2006; P. Cerveri *et al.*, 2008; Chang & Pollard, 2008; Cheze *et al.*, 2001; Cooney *et al.*, 1981; Dumas *et al.*, 2008; Kuo *et al.*, 2003; Smutz *et al.*, 1998; G. Wu *et al.*, 2005). Afin de pouvoir calculer les bras de levier des tendons, nous sommes contraints d'utiliser un modèle cinématique compatible avec celui utilisé par les auteurs qui ont réalisé le recueil des données anthropométriques. Néanmoins, les performances de ce modèle n'ont jamais été évaluées. De plus, nous envisageons une nouvelle méthode fonctionnelle pour définir un modèle cinématique de TMC plus réaliste et reproductible *in situ*.

**Les objectifs de l'Etude 2 seront donc, après avoir quantifié la sensibilité de la méthode cinématique actuelle (Cooney *et al.*, 1981) à l'utilisation de marqueurs externes, de comparer cette méthode ainsi qu'une nouvelle méthode fonctionnelle avec l'anatomie des os sous-jacents.**

Dans ce cadre, une collaboration avec l'équipe du Docteur D. Bendahan a été initiée au sein du CRMBM (Centre de Résonance Magnétique, Biologique et Médicale de Marseille, UMR CNRS 6612) dirigé par le Professeur Cozzone. Ce travail a été réalisé avec le concours de Nicolas Philippe lors de son stage de d'école d'ingénieurs Centrale Marseille (mai-septembre 2008).

# 1. Introduction générale

---

## 1.7.3. Moment des forces passives à l'articulation trapèzométacarpienne

Suite à une première étude (Domalain *et al.*, 2008) nous avons montré qu'en situation de préhension d'objets à 2 doigts "pouce-index", le pouce était souvent utilisé comme "butée". Ce résultat avait préalablement été déjà rapporté par Napier (1956).

*"Position of the thumb differs fundamentally in the two grips. In the power grip it is adducted at both metacarpo-phalangeal and carpometacarpal joints, while in the precision grip it is abducted at both these joints. During activity the thumb is always in one or other position, for in the mid-position or position of rest the carpo-metacarpal joint is unstable by virtue of its lax ligaments and incongruous joint surfaces. Only in abduction and adduction does the thumb fulfil the basic need for stability (Napier 1955). In precision grip the thumb forms one jaw of a clamp, the opposing jaw being formed by part or whole of the flexor surfaces of the fingers."*

Ainsi les articulations de l'index sont préférentiellement utilisées pour que la pince s'adapte à la taille de l'objet alors que la posture du pouce change peu, laissant la TMC proche de la butée articulaire. Dans cette configuration, les forces dues à l'étirement des structures passives (peau, capsule articulaire, ligament) ont donc nécessairement un rôle important dans l'équilibration de l'articulation TMC. Cependant, lors de la modélisation musculo-squelettique de TMC, l'articulation a toujours été considérée sans friction et l'effet de la raideur passive des tissus mous négligé. Nous pensons que ceci peut entraîner des erreurs d'estimation.

**L'objectif de l'Etude 3 sera donc de proposer une quantification de la relation qui existe entre la posture du pouce et le moment passif exercé à TMC afin de pouvoir ensuite inclure celle-ci lors du calcul des forces musculaires.**

# 1. Introduction générale

---

## 1.7.4. Intégration du muscle 1<sup>er</sup> interosseux dorsal (FDI)

Dans l'objectif d'estimer les efforts internes agissant dans le pouce, plusieurs auteurs ont noté l'absence du muscle 1<sup>er</sup> interosseux dorsal (*First Dorsal Interosseous*) dans les modèles du pouce existants. Ce muscle, qui est principalement mobilisateur de l'index, possède une insertion sur le métacarpe du pouce (Fig. 10).

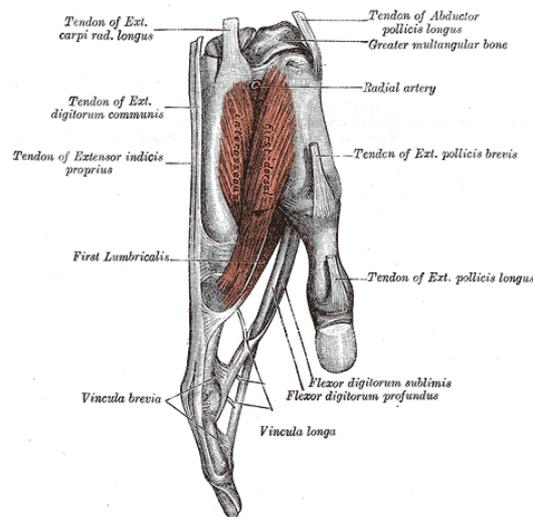


Figure 10. Illustration du muscle 1<sup>er</sup> interosseux dorsal (Gray, 1918)

Bien que son action sur le pouce soit généralement considérée comme faible, celle-ci semble non négligeable surtout lorsque l'on s'intéresse à la fois au pouce et l'index comme c'est le cas lors de tâches de préhension à 2 doigts (Flament *et al.*, 1993; Hasegaw *et al.*, 2001; Long *et al.*, 1970). Très peu d'études biomécaniques (Giurintano *et al.*, 1995; Saunier, 2004) se sont intéressées à son rôle en tant que mobilisateur du pouce aussi il n'existe aucune données anthropométriques exploitables permettant d'intégrer directement le FDI dans le modèle de la pince.

**L'objectif de l'Étude 4 sera d'estimer l'action (bras de levier et potentiel de moment) du muscle FDI au niveau de la TMC, de l'intégrer au modèle biomécanique et d'évaluer la conséquence de son apport sur les résultats de forces musculaires lors d'une tâche de préhension.**

## 2. Comparaison des estimations de forces musculaires à partir de deux bases de données anthropométriques (Etude 1)

---

# 2. Comparaison des estimations de forces musculaires à partir de deux bases de données anthropométriques (Etude 1)

Cette étude est présentée sous la forme d'une publication parue dans le *Journal of Biomechanics* :

Vigouroux, L., Domalain, M., Berton, E., 2009. Comparison of tendon tensions estimated from two biomechanical models of the thumb. *Journal of Biomechanics*. 2009 42 :1772-7.

Le cadre de la page suivante introduit et résume cet article. Une synthèse des résultats ainsi qu'une courte discussion seront présentées en français à la suite de l'article.

## 2. Comparaison des estimations de forces musculaires à partir de deux bases de données anthropométriques (Etude 1)

---

### Résumé de l'étude 1

L'**objectif** de cette étude était de comparer les résultats de la modélisation biomécanique du pouce à partir des deux bases de données anthropométriques de bras de levier des tendons disponibles dans la littérature (*An et al.*, 1979; *Smutz et al.*, 1998).

### Méthode.

Les performances de ces deux bases de données ont été comparées entre elles et également examinées au regard de données EMG de la littérature. Deux postures types ont été comparées: "*key pinch*" et "*pulp pinch*". Des marqueurs externes étaient disposés sur la main du sujet et les angles articulaires calculés selon le même modèle cinématique utilisé lors du recueil des données anthropométriques. L'application d'une force de 10 N dans différentes directions était simulée à l'extrémité de la phalange distale du pouce. Une procédure d'optimisation a permis d'estimer les forces dans chacun des muscles selon les deux modèles.

### Résultats & Discussion.

Les résultats ont montré que ces 2 bases de données présentent plusieurs similitudes et étaient dans l'ensemble bien corrélés aux données EMG. Les tensions estimées à partir de la base de données de *Smutz et al.* (1998) étaient plus élevées que pour *An et al.* (1979) résultant parfois dans des tensions excessivement élevées. En revanche aucun des modèles ne permettait des prédictions satisfaisantes pour les muscles *Opponent Pollicis* et *Abductor Pollicis Longus*. De manière générale il ressort de cette étude que l'interprétation de la cinématique de TMC pose des problèmes de modélisation qui se répercutent sur les forces musculaires estimées. Plusieurs pistes d'amélioration de la modélisation sont alors envisagées.

## 2. Comparaison des estimations de forces musculaires à partir de deux bases de données anthropométriques (Etude 1)

---

### COMPARISON OF TENDON TENSIONS ESTIMATED FROM TWO BIOMECHANICAL MODELS OF THE THUMB

#### 2.1. *Introduction*

To improve hand pathology treatments and surgical techniques, surgeons and clinicians need biomechanical models to know the tensions exerted in the muscle tendons (An *et al.*, 1985; Harding *et al.*, 1993) primarily importance of thumb functions in daily life, thumb modelling has been less studied and used in the literature (Valero-Cuevas *et al.*, 2003) than the other fingers (Sancho-Bru *et al.*, 2001; Vigouroux *et al.*, 2008). This deficiency is particularly due to the difficult kinematic analysis of the trapezio-metacarpal joint (TMC) where the proximal segment (trapezium bone) is hidden by muscles/soft tissues and is hardly identifiable (A. Hollister *et al.*, 1992).

Additionally, only Smutz *et al.* (1998) and Chao *et al.* (1989) provided usable anthropometric data of tendon moment arms for thumb modelling. Because of the different measurement techniques (tendon excursion vs geometric method) and the use of different specimens, discordances between the two sets of anthropometric data are expected. Moreover, mechanical equilibrium resolution also differs as the moment arms were provided in different reference systems (corresponding to different kinematic analysis methods).

The performances of the two models (Smutz' model, SM vs Chao' model, CM) have never been evaluated or compared in the literature. That leads to improper use of these models without ensure reliable results. The aim of this study was thus to establish recommendations for users of thumb models by comparing the results of the two existing models starting from identical input data.

## 2. Comparaison des estimations de forces musculaires à partir de deux bases de données anthropométriques (Etude 1)

### 2.2. *Material and Methods*

The thumb was modelled as 4 rigid linked-segments (Buchholz & Armstrong, 1992): the proximal and distal phalanges, the metacarpal bone and the *trapezium* bone. The segments were articulated around three frictionless joints (Fig. 1). The Inter-Phalangeal (IP) joint was modelled as a hinge joint with one degree of freedom (flexion/extension). The metacarpophalangeal joint (MP) and the TMC were considered as universal joints with two DoFs in flexion/extension (MPf and TMCf) and in adduction/abduction (MPa and TMCa). The muscles and tendons included in our biomechanical model to actuate the five degrees of freedom are summarized in Table 2.

**Tableau 2: Finger muscle tendons acting on the thumb joints. FPL: *flexor pollicis longus*; TET: *terminal extensor tendon*; FPB: *flexor pollicis brevis*, APB: *abductor pollicis brevis*, ADPO: *adductor pollicis oblique head*; ADPT: *adductor pollicis tranverse head*; EPL: *extensor pollicis longus*; OPP: *opponents pollicis*; APL: *abductor pollicis longus*; EPB: *extensor pollicis brevis*.**

Joints	IP	MP	TMC
	FPL	FPL	FPL
	TET	FPB	FPB
		APB	OPP
Muscles		ADPO	APB
and		ADPT	ADPO
Tendons		EPL	ADPT
		EPB	APL
			EPL
			EPB

#### 2.1. *Posture data*

To obtain common input data of thumb postures, six participants (mean age: 28.5±4.6 yr, height: 180±4.2 cm, mass: 77.6±5.2 kg, hand length: 19.7±0.6 cm) were asked to adopt an index-thumb “pulp pinch” while gripping a 5.5 cm width cylinder and a “key pinch” while gripping a key (Valero-Cuevas *et al.*, 2003). The 3D positioning of the thumb segments was recorded by six cameras (Vicon 624 Motion System, Oxford Metrics, England). Three spherical micro-reflective markers (4 mm diameter) were fixed on the dorsal side of each segment. Three markers, placed on the metacarpal bones were used to define the dorsal hand plane reference system ( $\mathcal{R}_{dhp}$ ). Starting from the 3D positioning of the segments, joint angles were computed for each model.

## 2. Comparaison des estimations de forces musculaires à partir de deux bases de données anthropométriques (Etude 1)

---

For both models, IP and MP joint angles were defined as rotation between distal and proximal segments using reference systems placed on the metacarpal bone ( $\mathcal{R}_{mc}$ ), the proximal phalanx ( $\mathcal{R}_{pp}$ ) and the distal phalanx ( $\mathcal{R}_{dp}$ ) (Fig. 11). For SM, TMC angles were defined as the angle between the thumb metacarpal ( $\mathcal{R}_{mc}$ ) and  $\mathcal{R}_{dhp}$ . TMCa corresponded to rotation around the  $\mathcal{R}_{dhp}$  z axis while TMCf was a motion around the  $\mathcal{R}_{dhp}$  y axis. With SM, adduction and flexion have positive values. For SM, the key pinch was considered as the  $0^\circ$  position for TMCa and TMCf (Smutz *et al.*, 1998). For CM, the TMC joint angles were defined as the rotation between thumb metacarpal ( $\mathcal{R}_{mc}$ ) and the *trapezium* bone reference system ( $\mathcal{R}_t$ ). The positioning of  $\mathcal{R}_t$  was determined from (Chao *et al.*, 1989) who reported that  $\mathcal{R}_t$  is rotated by  $46^\circ$  of flexion,  $35^\circ$  of abduction and  $82^\circ$  of supination with respect to  $\mathcal{R}_{dhp}$ . Angles were extracted from the rotation matrix using the Z, Y, X, Euler's sequence (i.e flexion, abduction, supination) with fixed axes situated on the proximal segment (Chao *et al.*, 1989; Cooney *et al.*, 1981). With CM, abduction and flexion have positive values.

### 2.2. Simulated fingertip force

Fingertip force was simulated as 1N intensity. Eight directions of fingertip force, varying in  $45^\circ$  step (dorsal, dorsal-lateral, lateral, lateral-palmar, palmar, palmar-medial, medial, medial-dorsal), were studied (Fig. 11). These forces were applied at half the length of the distal phalanx. The simulated fingertip forces and the posture data were used as input data for the external joint moments calculation and the tendon moment arms determination. For TMC, external force moments were computed in  $\mathcal{R}_{dhp}$  for SM and in  $\mathcal{R}_t$  for CM. Tendon tensions of the nine muscles were estimated for each of the eight simulated fingertip forces and for the two postures. Details of the computing method are presented in *Supplementary Material*. Mean results of the six subjects were considered.

## 2. Comparaison des estimations de forces musculaires à partir de deux bases de données anthropométriques (Etude 1)

---

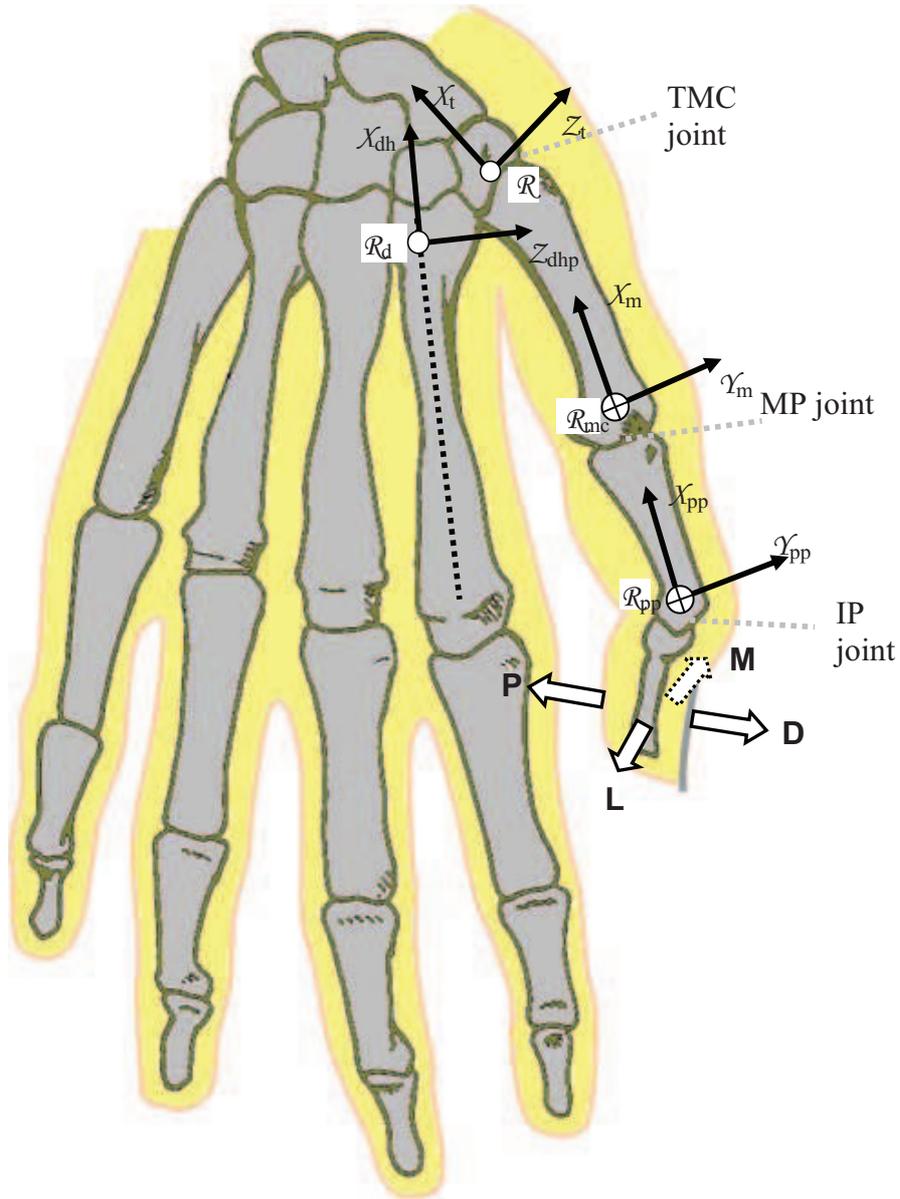


Figure 11: Coordinate systems used to define joint angles, and joint moments.  $R_{dhp}$  was used for Smutz' model and  $R_t$  was used for Chao's model to describe the TMC joint motion.  $R_{dhp}$  x axis was defined to be along the second and third metacarpals.  $R_t$  was defined according to the locations proposed by Chao *et al.* (1989).  $R_{mc}$  was used in both models to define MP joint motion and  $R_{pp}$  was used to define IP motion. Black arrows indicate the direction of simulated forces applied to the middle of the distal phalanx. Palmar force (P) was applied perpendicular to the pulp of the thumb. Dorsal force (D) was applied perpendicular to the nail of the thumb. Medial (M) and Lateral (L) forces were applied perpendicular to the radial and ulnar sides of the thumb respectively. For clarity, dorsal-lateral, lateral-palmar, palmar-medial and medial-dorsal force were not drawn.

## 2. Comparaison des estimations de forces musculaires à partir de deux bases de données anthropométriques (Etude 1)

---

### 2.3 Model comparison

For each muscle, results provided by SM and CM were compared by computing the mean absolute difference between the two models across the conditions (posture and force direction). To evaluate the agreement of model results with electromyography (EMG), we used the experimental results of Valero-Cuevas *et al.* (2003). These authors measured the EMG activity of the nine thumb muscles during dorsal, lateral, palmar and medial forces in key and pulp pinches. We used these results to define the activity of each muscle at four different levels (null, little, median, high). These EMG classifications are presented together with the results of this current study. A non-parametric correlation of Spearman was performed for each muscle to identify a correlation between each model and EMG data. A  $p < 0.05$  was considered as a significant correlation. To evaluate the sensibility of each model to kinematics errors, the tendon tensions were also computed with a  $+5^\circ$  and  $-5^\circ$  error localisation of  $\mathcal{R}_{dhp}$  axes. Mean differences between original results and results including error were computed for each model and each muscle.

### 2.3. Results and Discussion

The results (Figure 12 and 13) showed that outputs of the two models presented some similarities (FPL, FPB, APB, ADPT and EPB).

## 2. Comparaison des estimations de forces musculaires à partir de deux bases de données anthropométriques (Etude 1)

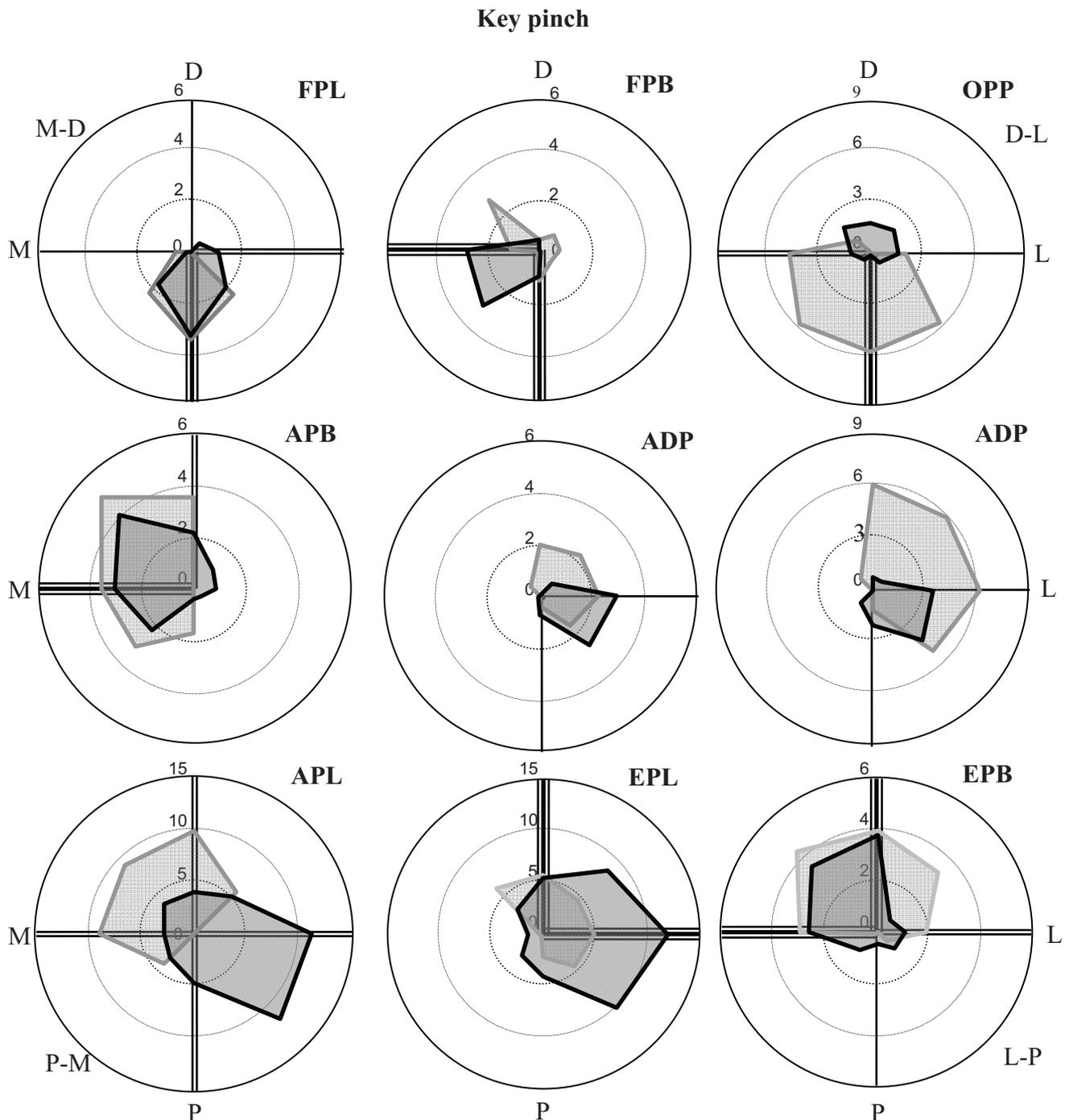


Figure 12. Thumb tendon tensions (N) provided by Smutz's model (black figures) and Chao's model (grey figures) during application of various directional fingertip forces (dorsal (D), dorsal-lateral (D-L), lateral (L), lateral-palmar (L-P), palmar (P), palmar-medial (P-M), medial (M), medial-dorsal (M-D)) with a key pinch. EMG results taken from Valero-Cuevas *et al.* (2003) are also presented in this figure and classified according to four levels (null: no radial line, little: one radial line is indicated in the corresponding force direction, median: a double radial line is drawn, high: a triple radial line is drawn).

## 2. Comparaison des estimations de forces musculaires à partir de deux bases de données anthropométriques (Etude 1)

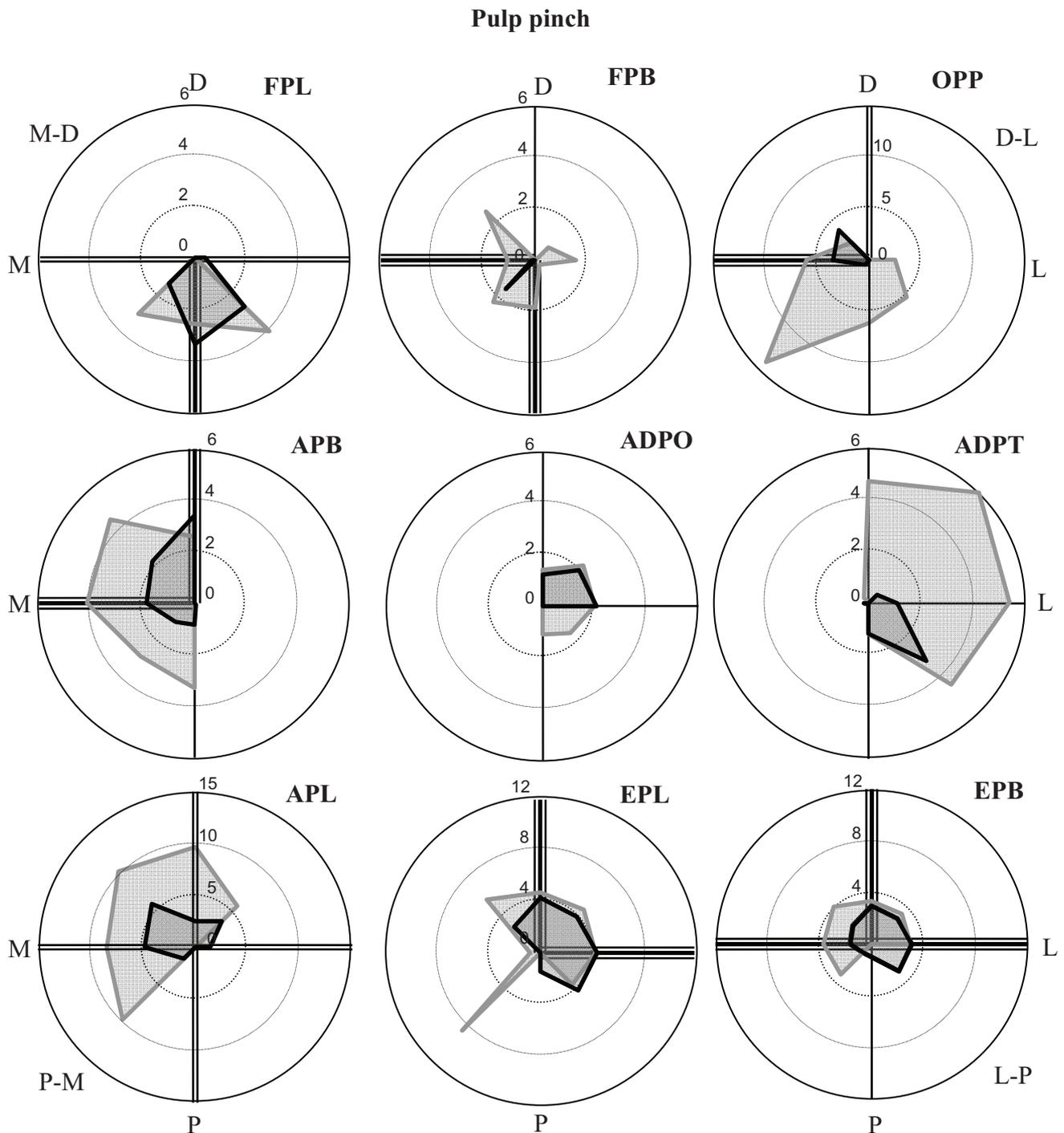


Figure 13. Thumb tendon tensions (N) provided by Smutz's model (black figures) and Chao's model (grey figures) during application of various directional fingertip forces (dorsal (D), dorsal-lateral (D-L), lateral (L), lateral-palmar (L-P), palmar (P), palmar-medial (P-M), medial (M), medial-dorsal (M-D)) with a pulp pinch. As in figure 2, EMG data taken from Valero-Cuevas *et al.* (2003) are presented in this figure and classified according to four levels (null: no radial line, little: one radial line is indicated in the corresponding force direction, median: a double radial line is drawn, high: a triple radial line is drawn).

## 2. Comparaison des estimations de forces musculaires à partir de deux bases de données anthropométriques (Etude 1)

Moreover, the correlation with EMG results confirmed the muscle coordination estimated by both models in FPL, FPB, APB, EPL and EPB (Table 3).

**Table 3. Mean differences between CM and SM model, statistical results of correlation between both model results and EMG data and mean error implicated by a +/- 5° error of dorsal hand plane axes localisations. \* indicates a significant correlation (p<0.05).**

Muscle	Mean difference (N)	SM EMG correlation	CM EMG correlation	SM mean 5° error (N)	CM mean 5° error (N)
FPL	0.54 ± 0.50	r = 0.89 t = 4.75*	r = 0.75 t = 2.82*	0.61 ± 1.06	0.29 ± 0.54
FPB	1.28 ± 1.12	r = 0.87 t = 4.24*	r = 0.91 t = 5.48*	0.47 ± 0.98	0.63 ± 0.81
OPP	3.15 ± 2.41	r = -0.07 t = -0.18	r = 0.44 t = 1.20	1.05 ± 2.37	0.70 ± 0.99
APB	0.70 ± 0.50	r = 0.86 t = 4.06*	r = 0.85 t = 3.97*	0.74 ± 1.42	0.32 ± 0.67
ADPT	0.73 ± 0.72	r = 0.74 t = 2.67*	r = 0.51 t = 1.45	0.73 ± 1.34	0.47 ± 0.74
ADPO	1.73 ± 1.95			1.53 ± 2.69	0.82 ± 1.39
APL	6.18 ± 4.11	r = 0.33 t = 0.85	r = -0.11 t = -0.27	3.35 ± 4.15	0.89 ± 1.37
EPL	2.50 ± 1.82	r = 0.87 t = 4.38*	r = 0.88 t = 4.39*	2.02 ± 2.42	0.69 ± 1.16
EPB	1.08 ± 1.20	r = 0.87 t = 4.24*	r = 0.87 t = 4.35*	0.87 ± 1.79	0.49 ± 1.00

The EMG results of [Kaufman et al. \(1999\)](#) (not presented in the current study) also validated the muscle implication for FPL, FPB, APB and EPL, in key pinch for both models. One of the most important identified limits of both models is that neither was able to predict reliable tendon tension in OPP and APL muscles. Concerning adductor muscles, since ADPO and ADPT were not distinguished in EMG measurements, we correlated the EMG measurements with the sum of the two parts. The significant correlation showed that SM was more appropriate to predict adductor coordination than CM. For EPL muscle, both models were correlated to EMG. However, SM predicted higher forces than CM which results in excessive tendon tensions.

The disagreement in tendon tensions estimates between CM and SM are due in part to the anthropometric measurements which may have varied between the two studies. For illustration, Fig. 14 presents the moment arms at TMC joint during key pinch with both SM and CM models expressed in [Smutz et al. \(1998\)](#) reference system.

## 2. Comparaison des estimations de forces musculaires à partir de deux bases de données anthropométriques (Etude 1)

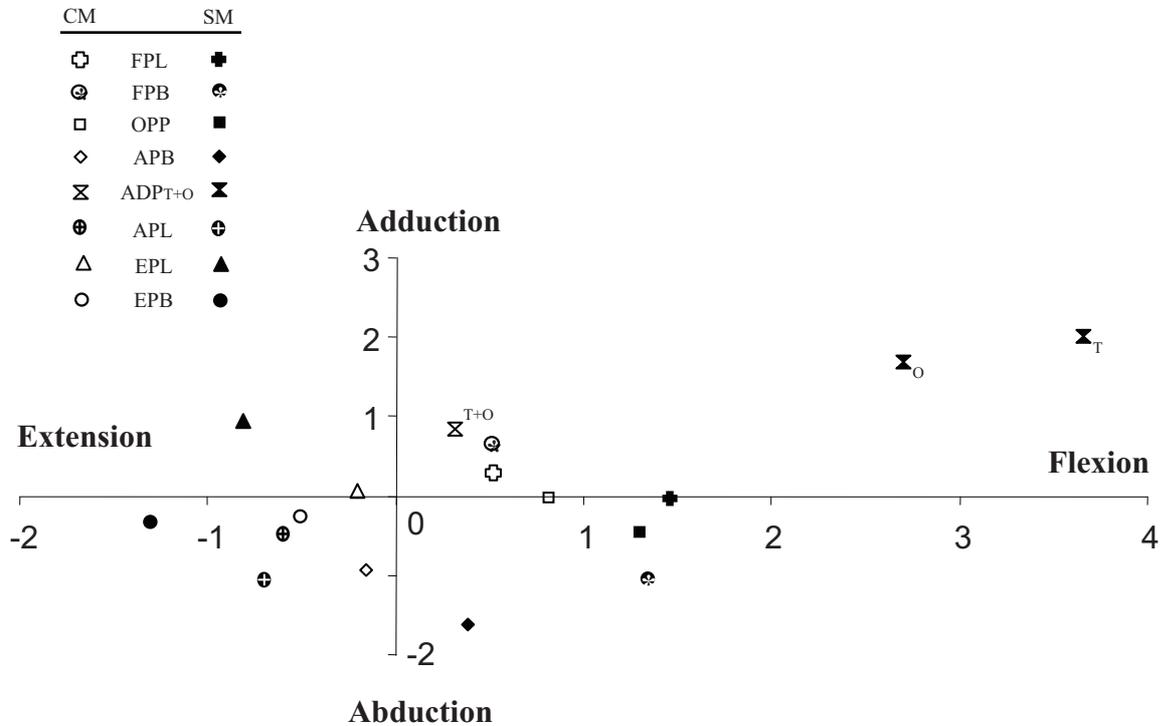


Figure 14. Moment arms lengths (cm) at TMC joint observed with Smutz's model (black solid symbols) and Chao's model (hollow symbols) during key pinch. Moments arms of SM and CM were both expressed in dorsal hand plane reference system with Smutz' movement definition (flexion and adduction had positive values).

Also, each anthropometric set have to be employed with a high attention to the kinematics method recommended by the authors (i.e. TMC angles and moments were identified in  $\mathcal{R}_t$  for CM and in  $\mathcal{R}_{dhp}$  for SM). The one used in SM ( $\mathcal{R}_{dhp}$ ) does not represent accurately the functional anatomy of TMC joint as the metacarpal bone is articulated with the *trapezium* bone. On the other hand, the localisation of  $\mathcal{R}_t$  using external markers with CM model, includes additional errors as this location is based on non-personalized anthropometric data. This point is highly susceptible to change tendon tensions as the third rotation axis (supination) of TMC joint is not considered as free and thus is not equilibrated by muscle action. Since the supination axes are differently oriented ( $\mathcal{R}_t$  vs  $\mathcal{R}_{dhp}$  x axis), the “non-equilibrate” part of external force moment is different according to the two models. This

## 2. Comparaison des estimations de forces musculaires à partir de deux bases de données anthropométriques (Etude 1)

---

implicates a different report of the moments on the other rotation axes. Moreover, the sensibility analysis showed that SM is more subject to kinematics error measurement than CM particularly for ADPO, APL, EPL and EPB. CM may be thus more recommended for studies where difficult kinematics measurement is required (e.g. free hand movement). Another kinematics description was proposed by [Giurintano et al., \(1995\)](#) as the “virtual five linked segments” and may fix these problems. However, no anthropometric measurement of tendon locations was provided in the literature with this reference system and thus tendon tension computing is not possible.

As a limitation of Smutz model, it should be noted that the anthropometric data of [Smutz et al. \(1998\)](#) were not normalized by the subject hand size contrary to [Chao et al. \(1989\)](#). This point could be important since moment arm length of FPL at TMC (as an example) varied from 0.65 cm to 0.79 cm (near 18%) with CM for a hand length varying from 18cm to 22cm. Additionally, [Smutz et al. \(1998\)](#) published the values of the moment arms for given angular values of Flexion/Extension and Abduction/Adduction, the other degrees of freedom being in a neutral position. These moment arms thus could be slightly different for a combination of Flexion/Extension and Abduction/Adduction.

A limit of the present study concerned the method of comparison with EMG data as the EMG measurements were taken from a reference study and were not performed during the current experiment whereas the tested postures, forces and subjects were similar. Also, the uses of external kinematics markers always add imprecision even if high attention has been paid in their placement. In spite of these limits, this study brought new information about the performance of both models in regards to EMG data and kinematic error sensibility. To conclude, this study points out the necessity of new anthropometric measurements of thumb tendon location strongly related to a relevant and *in vivo* reproducible kinematic description ([Cheze et al., 2001](#); [Fowler et al., 2001](#)).

## 2. Comparaison des estimations de forces musculaires à partir de deux bases de données anthropométriques (Etude 1)

---

### 2.4. Conclusion

Dans la littérature, peu d'études se sont intéressées à la modélisation musculo-squelettique du pouce (Cooney & Chao, 1977; Giurintano *et al.*, 1995; Lbath *et al.*, 2001; VJ Santos & Valero-Cuevas, 2003; Valero-Cuevas *et al.*, 2003). Parmi celles-ci, certaines utilisent des BDLs calculés/mesurés par leur soin qui ne sont ni reportés ni validés (Giurintano *et al.*, 1995; Lbath *et al.*, 2001) alors que les autres (Cooney & Chao, 1977; VJ Santos & Valero-Cuevas, 2003; Valero-Cuevas *et al.*, 2003) utilisent l'une des deux bases de données publiées (An *et al.*, 1979; Smutz *et al.*, 1998). De manière erronée, certaines études utilisent pour le calcul des forces musculaires un modèle cinématique qui n'est pas le même que celui utilisé lors du recueil des données anthropométriques. Par exemple Valero-Cuevas *et al.* (2003) utilisent pour le calcul de leurs angles d'abduction-adduction des références ("*Total thumb abduction in opposition posture was the angle between the first and second metacarpal bones. This angle was apportioned to the CMC and MP in the ratio of 3:1*") qui ne sont pas les mêmes que celles utilisées lors du recueil des BDLs. Ceci entraîne nécessairement des erreurs et pourrait expliquer en partie la difficulté actuelle à estimer des forces musculaires cohérentes au niveau du pouce (Valero-Cuevas *et al.*, 2003).

L'objectif de notre étude était de comparer les résultats obtenus à partir des deux bases de données anthropométriques de bras de levier des muscles du pouce disponibles dans la littérature. Les résultats ont montré plusieurs similitudes et étaient dans l'ensemble bien corrélés aux données EMG présentes dans la littérature. Les tensions estimées à partir de la base de données de Smutz *et al.* (1998) étaient plus élevées que pour An *et al.*, (1979) résultant parfois dans des tensions excessives. En revanche aucun des modèles ne permettaient des prédictions satisfaisantes pour les muscles *Opponent Pollicis* et *Abductor Pollicis Longus*. Plusieurs explications peuvent être avancées quant aux différentes performances des deux modèles. Le point le plus important est sans conteste le fait que ces deux études font références à des axes de rotations perpendiculaires entre eux au niveau de la TMC négligeant ainsi la rotation axiale qui a lieu automatiquement et qui "absorbe" une partie du moment. De plus, nous constatons que chacun de ces modèles omet l'action du muscle 1er dorsal interosseux (FDI) qui est pourtant susceptible d'agir sur l'articulation TMC. Cette omission, de même que la négligence du moment passif pourraient en partie expliquer

## 2. Comparaison des estimations de forces musculaires à partir de deux bases de données anthropométriques (Etude 1)

---

l'incapacité des deux modèles à prédire des forces musculaires physiologiquement réalistes pour les muscles OPP et APL.

Le modèle cinématique de [Smutz \*et al.\*, \(1998\)](#) possède l'avantage d'être plus facile à retrouver *in situ* au moyen de marqueurs externes alors que le placement du trapèze selon la description de [An \*et al.\* \(1979\)](#) est sujette à plus d'imprécision. En revanche [Smutz \*et al.\* \(1998\)](#) négligent l'interaction qu'il y a entre les 2 DDL en reportant leurs BDLs en fonction d'une angulation, l'autre étant toujours neutre alors que pour [An \*et al.\* \(1979\)](#) le BDL en F-E d'un muscle dépend non seulement de l'angle de flexion mais également de l'angle d' A-A et réciproquement. Enfin, le modèle de [An \*et al.\*, \(1979\)](#) possède l'avantage de proposer des bras de leviers personnalisables à l'anthropométrie du sujet ce qui entraîne une adaptation des valeurs pouvant aller jusque 20 %.

Suite à cette étude il apparaît clairement que l'interprétation de la cinématique de TMC pose des problèmes qui se répercutent sur les forces musculaires estimées. L'étude suivante va tenter de vérifier la sensibilité de la méthode utilisée actuellement à l'emploi de marqueurs externes et de tester la pertinence d'utiliser une nouvelle méthode cinématique.

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

---

## 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

#### Résumé de l'étude 2

**Problématique.** Définir la cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne (TMC) est difficile et aucune méthode ne fait réellement consensus. Afin de pouvoir calculer les bras de levier des tendons, nous sommes contraints d'utiliser un modèle cinématique compatible avec celui utilisé par les auteurs qui ont réalisé le recueil des données anthropométriques. Néanmoins, les performances de ce modèle n'ont jamais été évaluées. De plus, nous proposons d'évaluer une nouvelle méthode fonctionnelle pour définir le modèle cinématique de TMC.

Les **objectifs** de cette étude étaient donc de:

- 1) Quantifier la sensibilité de la méthode actuelle (*Cooney*) à l'utilisation de marqueurs externes.
- 2) Proposer des mouvements fonctionnels purs facilement reproductibles puis de comparer entre eux les axes de rotation obtenus à partir des méthodes *Cooney* et *fonctionnelle* au regard des os sous-jacents (*digitalisation* de clichés IRM).
- 3) Comparer le résultat de ces trois méthodes sur la valeur des angles articulaires calculés *in fine* à TMC.

**Méthode.** L'utilisation conjointe de marqueurs externes et de l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) sur un sujet unique a permis de répondre de façon préliminaire à ces objectifs.

**Résultats & Discussion.** Les résultats préliminaires semblent indiquer que la méthode *Cooney* permet une estimation acceptable de la position du trapèze et ceci même avec l'utilisation de marqueurs externes. Néanmoins, les axes déterminés par la méthode *fonctionnelle* se rapproche plus de la réalité anatomique. Il convient désormais d'étendre cette étude à l'analyse de plusieurs sujets pour valider la pertinence et la robustesse de cette méthode.

### **3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)**

---

#### *3.1. Introduction*

L'articulation trapèzométacarpienne (TMC) est particulièrement complexe d'un point de vue anatomique et fonctionnel. Cette articulation permet en effet d'effectuer une grande variété de mouvements entre le trapèze (os du carpe) et le 1<sup>er</sup> métacarpe. Parmi ces mouvements, l'opposition du pouce est aussi célèbre que complexe à définir d'un point de vue mécanique. La TMC est généralement considérée comme une articulation en selle donc possédant 2 degrés de libertés (DDL). Cependant, ces 2 DDLs sont articulés autour d'axes qui ne sont ni orthogonaux aux plans des os (trapèze, 1<sup>er</sup> métacarpe), ni orthogonaux entre eux (P. Cerveri *et al.*, 2008; Chang & Pollard, 2008; Giurintano *et al.*, 1995; A Hollister *et al.*, 1992). La combinaison de ces 2 axes non-orthogonaux, engendre une rotation longitudinale automatique, autorisée par la relative laxité du complexe ligaments-capsule articulaire. La combinaison de rotations autour de ces 2 DDLs permet ainsi l'opposition. D'autre part la position du pouce, au regard de la main et des autres doigts en position anatomique de référence, fait que les axes principaux de mouvements se font en dehors des plans anatomiques de référence. Les rotations autour des axes de la trapèzométacarpienne ne correspondent ni à de la flexion-extension (F-E) ni à de l'adduction-abduction (A-A) telles que définies par la position anatomique de référence (Fig. 15). Face à ce problème, la littérature du champ de la biomécanique a proposé une multitude de méthodes possible pour tenter de décrire et quantifier le mouvement du pouce. Nous allons détailler ces méthodes dans les paragraphes suivants et mettre en évidence les limites de chacune.

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

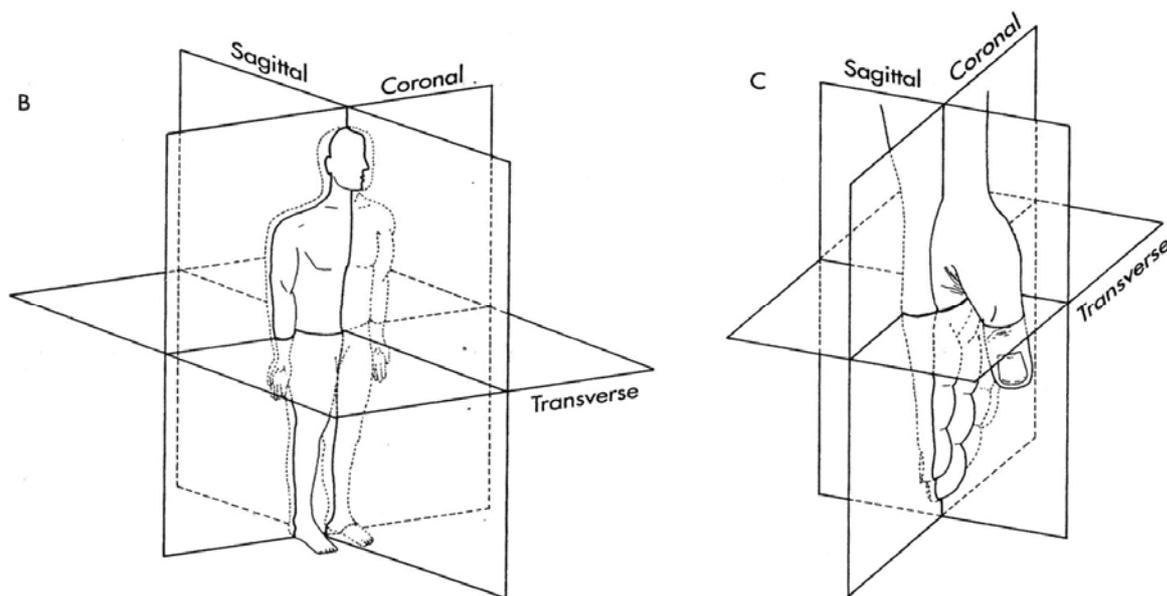


Figure 15: Positionnement de la main dans les plans anatomiques de référence. On y voit clairement que l'orientation du pouce en position de référence n'est parallèle à aucun des plans anatomiques servant par convention à décrire l'ensemble des mouvements du corps Extrait de P. Brand & Hollister (1999).

#### 3.1.1. Méthode traditionnelle ou "mouvements plan"

La première méthode, que nous qualifierions de "traditionnelle", consiste à négliger le côté exceptionnel de la configuration du pouce et à définir les mouvements dans les plans anatomiques de référence. Cela signifie, analyser les mouvements<sup>7</sup> du pouce au regard des plans de la main : A-A dans le plan frontal de la paume et F-E dans le plan sagittal de la paume comme cela est représenté dans la figure 16 (Carpinella *et al.*, 2006; Smutz *et al.*, 1998). Le problème de cette définition est qu'elle est trop "rigide" par rapport à la réalité anatomique. Dans ce cas, la flexion "pure" telle que définie par ces auteurs, est en fait une combinaison de 2 rotations autour de 2 axes anatomiques différents.

<sup>7</sup> Plusieurs techniques de calcul sont utilisées en biomécanique pour définir les mouvements en trois dimensions, les plus utilisées sont souvent reconnues sous les appellations "angles d'Euler" (séquences de rotations), "quaternions", "axe hélicoïdal" (Spring, 1986), et "formalisme de Denavit-Hartenberg". Afin de faciliter la correspondance avec le modèle cinématique de nos études de référence (Chao *et al.*, 1989; Cooney *et al.*, 1981) donnant les bras de levier des muscles, nous utilisons les angles d'Euler. Cette technique fait l'objet d'une description spécifique en annexe.

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

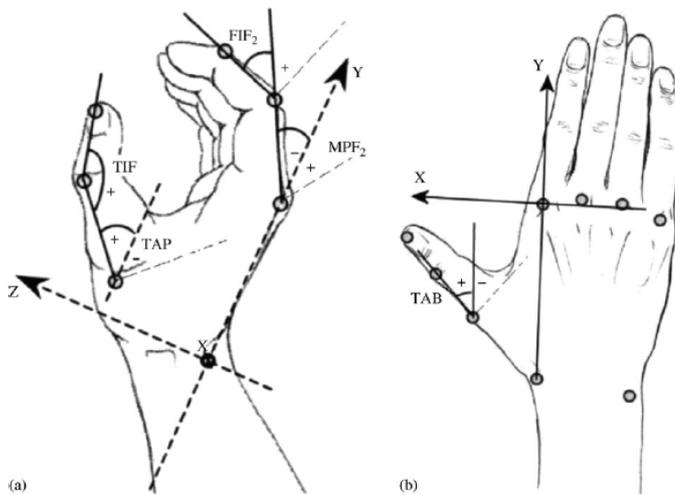


Figure 16: Description cinématique considérant les mouvements du pouce par rapport aux plans anatomiques de référence reportés au niveau de la main: (a) X-Z, le plan d'abduction et (b) X-Y, le plan de flexion (Carpinella *et al.*, 2006).

Mathématiquement, en considérant les mouvements dans ces plans, les angles articulaires correspondent alors simplement aux angles entre les vecteurs matérialisant les phalanges projetées dans ces plans.

#### 3.1.2. Les méthodes considérant les mouvements autour des axes articulaires

##### 3.1.2.1. Méthodes "anatomiques"

Les méthodes que nous qualifions d'"anatomiques", se basent sur la description anthropométrique des segments osseux (An *et al.*, 1979; Cooney *et al.*, 1981). Ces méthodes considèrent ainsi les mouvements autour des axes anatomiques spécifiques au pouce sans se soucier des plans anatomiques de références du corps entier. Les axes de rotations anatomiques de la TMC sont décrits à partir de dissections et d'observations anatomiques (Cooney *et al.*, 1981) tel que: "l'axe X' s'étend du milieu de l'arrête centrale de la selle du trapèze jusqu'au centre de l'articulation formée par la jonction des os scaphoïde, trapèze et trapézoïde. La rotation axiale du métacarpe du pouce a lieu autour de cet axe" (Fig. 17).

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

---

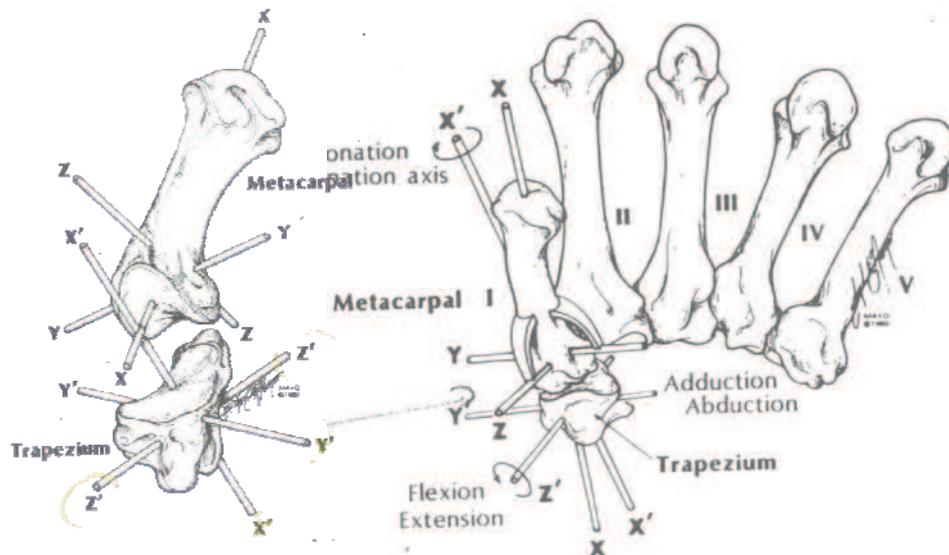


Figure 17. Définition des axes de rotation de la TMC (Cooney *et al.*, 1981). La flexion-extension a lieu autour de l'axe Z', l'abduction-adduction autour de Y' et la rotation longitudinale (prono-supination) autour de X'. Ces trois axes définissent une base orthogonale.

Selon Cooney *et al.*, (1981), les axes de rotations de TMC sont concourants et orthogonaux. La principale difficulté de cette méthode cinématique est son adaptabilité à l'étude de la TMC *in situ*. Etant donné sa taille, sa forme et son emplacement, il est impossible de repérer les axes anatomiques du trapèze par palpation. Afin de rendre possible l'analyse au moyen de marqueurs externes, Cooney *et al.*, (1981) ont effectué dans leur étude une mise en correspondance entre les axes anatomiques du trapèze et les axes du 3<sup>ème</sup> métacarpe qui sont identifiables *in situ*. Ceci implique l'hypothèse d'une relation fixe entre ces 2 os négligeant ainsi les mouvements entre les os du carpe. Ils rapportent ainsi que, sur les 10 spécimens étudiés, les axes du trapèze sont orientés à  $46 \pm 7^\circ$  de flexion,  $35 \pm 10^\circ$  d'abduction et  $82 \pm 7^\circ$  de rotation axiale au regard du 3<sup>ème</sup> métacarpe. Il suffit alors de repérer les axes du 1<sup>er</sup> et du 3<sup>ème</sup> métacarpe comme illustré sur la figure 18 pour pouvoir ensuite calculer les axes du trapèze puis les angles de la TMC *in situ*.

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

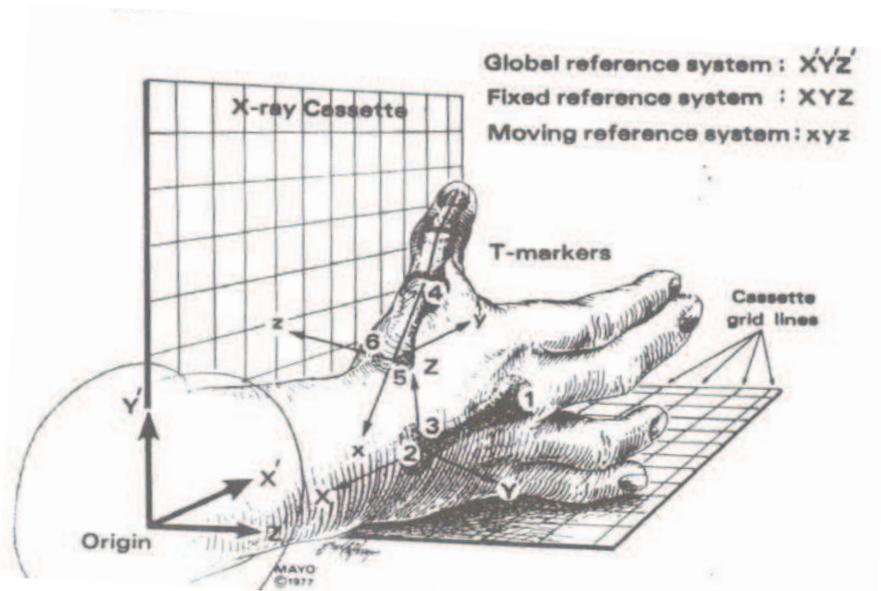


Figure 18. Illustration du positionnement du 1<sup>er</sup> et du 3<sup>ème</sup> métacarpe (Cooney *et al.*, 1981)

On peut néanmoins émettre certaines réserves sur la reproductibilité de cette méthode anatomique. Premièrement, il existe des différences anatomiques entre chaque individu. Cooney *et al.* (1981) reportent en effet une variabilité allant jusqu'à 10° dans le positionnement du trapèze par rapport au 3<sup>ème</sup> métacarpe. De plus, ces données anthropométriques ont été mesurées originellement sur les os *in vivo*. Le fait d'utiliser des marqueurs externes pour rendre compte de cette cinématique particulière peut constituer une seconde source d'erreur. Un autre inconvénient de cette méthode anatomique provient du fait que lors du recueil des données *in vivo* de nombreuses structures telles que les tendons et les ligaments sont excisées afin de permettre l'accès visible aux articulations. Or l'importance que possèdent les ligaments sur le contrôle du mouvement est particulièrement reconnue pour la TMC. Ainsi, la cinématique *in situ* peut être biaisée par rapport à celle réalisée *in vivo*. Afin de repérer les axes de rotations *in situ* de la TMC Cheze *et al.* (2009) ont recours à de l'imagerie par scanner. Cette méthode permet effectivement de distinguer et digitaliser<sup>8</sup> précisément les repères anatomiques osseux. Néanmoins, en plus de leurs coûts importants, les techniques d'imagerie telles que le scanner et l'Imagerie par Résonance Magnétique

<sup>8</sup> La digitalisation désigne, dans ce document, l'action d'extraire les coordonnées de points de référence anatomique par l'analyse visuelle des images 3D.

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

---

(IRM) ne permettent pas l'étude de mouvements écologiques dynamiques et nécessitent des protocoles contraignants, difficiles à mettre en œuvre pour chaque étude *in situ* et chaque cas clinique. Face à ce problème, d'autres travaux se sont intéressés à la cinématique de la TMC au moyen de méthodes dites "fonctionnelles".

#### 3.1.2.2. Méthodes fonctionnelles

Les méthodes fonctionnelles consistent à estimer les centres ou axes de rotations principaux lors de mouvements spécifiques tel que des mouvements "purs" (mouvement effectués selon un seul axe de rotation par exemple la flexion) ou des mouvements de circumduction. L'utilisation de procédures d'optimisation ou de probabilités (telle que des simulations dites de "Monte-Carlo") ou bien encore d'instruments spécifiques (A Hollister *et al.*, 1992; A Hollister *et al.*, 1995) permet alors de définir l'orientation et la position des axes et centre de rotation. Les méthodes fonctionnelles sont particulièrement recommandées pour l'estimation des centres de rotation de la hanche (Camomilla *et al.*, 2006) et de l'épaule par exemple. Au niveau de la TMC, plusieurs études se sont également récemment intéressées aux méthodes *fonctionnelles*. P. Cerveri *et al.* (2008), P Cerveri *et al.* (2005) et Chang & Pollard (2008) estiment des axes principaux de mouvement au cours de mouvements de circumduction à partir de critères d'optimisation. Au contraire, afin d'estimer les amplitudes de mouvement de la TMC, Cheze *et al.* (2001) et Goubier (2007) demandent à leurs sujets des mouvements de F-E et A-A considérés comme "purs". Lors de chacun de ces deux mouvements ils calculent les coordonnées de l'axe hélicoïdal également appelé parfois "axe de vissage", ou "axe de rotation instantanée". La méthode pour calculer les coordonnées de l'axe hélicoïdal est notamment décrite dans Cheze *et al.* (2001), voir Fig. 19 et 20.

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

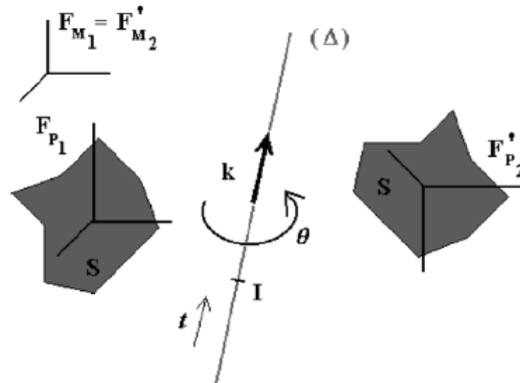


Figure 19. Schéma extrait de [Cheze \*et al.\* \(2001\)](#) illustrant l'axe de vissage fini ( $\Delta$ ). Il est toujours possible, pour passer d'une posture à une autre, de résumer le mouvement par la composée d'une translation et d'une rotation autour d'un axe unique.

Pour cela, l'opérateur de déplacement fini  ${}^M_P Q_{1,2}$  doit être identifié avec la matrice homogène représentant le déplacement relatif. Cette dernière est obtenue à partir des matrices homogènes définissant les positions à chaque instant  $i$  de chaque segment  $S$  :

${}^0_{S_i} T = \begin{bmatrix} [{}^0_{S_i} R] & \overrightarrow{OO_{S_i}} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$  à partir des relations suivantes :

$${}^{P1}_{M1} T = ({}^0_{P1} T)^{-1} \cdot {}^0_{M1} T; \quad {}^{M2}_{P2} T = ({}^0_{M2} T)^{-1} \cdot {}^0_{P2} T$$

et  ${}^{M'2}_{P'2} T = {}^{M2}_{P2} T$

où  $M'_2$  et  $P'_2$  correspondent respectivement aux référentiels des segments main et pouce en position 2, recalés en superposant le référentiel main de la position 2 sur la position 1 afin de caractériser le mouvement relatif (*figure 4*), donc  ${}^{M'2}_{M'2} T = [I]$ .

On peut encore écrire, en utilisant les propriétés des matrices homogènes :

$${}^{P1}_{P'2} T = {}^{P1}_{M1} T \cdot {}^{M1}_{M'2} T \cdot {}^{M'2}_{P'2} T,$$

d'où :  ${}^M_P Q_{1,2} = {}^{P1}_{P'2} T = ({}^0_{P1} T)^{-1} \cdot {}^0_{M1} T \cdot ({}^0_{M2} T)^{-1} \cdot {}^0_{P2} T$

L'amplitude de rotation  $\theta$  ainsi que les composantes du vecteur unitaire  $k$  sont obtenues à partir de la partie rotation de cet opérateur (partie  $3 \times 3$  en haut à gauche) comme suit :

$$\theta = \cos^{-1} \left( \frac{\alpha_{11} + \alpha_{22} + \alpha_{33} - 1}{2} \right)$$

et  $\begin{cases} k_x = \frac{\alpha_{32} - \alpha_{23}}{2 \cdot \sin \theta} \\ k_y = \frac{\alpha_{13} - \alpha_{31}}{2 \cdot \sin \theta} \\ k_z = \frac{\alpha_{21} - \alpha_{12}}{2 \cdot \sin \theta} \end{cases}$

Figure 20. Extrait de [Cheze \*et al.\* \(2001\)](#) décrivant la méthode de calcul de l'angle et des coordonnées de l'axe hélicoïdal. Voir l'article sus-cité pour le détail des calculs.

Les résultats étant particulièrement sensibles aux erreurs de mesure, [Goubier \(2007\)](#) a ajouté des guides au mouvement afin d'améliorer leur reproductibilité. Néanmoins, les mouvements demandés aux sujets étaient basés sur la description de [Kapandji & Poilleux \(1980\)](#) qui définissent les axes de F-E et A-A comme étant orthogonaux (Fig. 21). Ainsi, quelle que soit la condition (guidée ou non), les résultats étaient plus reproductibles mais

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

---

donnaient une angulation entre les axes de F-E et A-A proche de 90° ce qui ne correspond pas aux observations anatomiques.

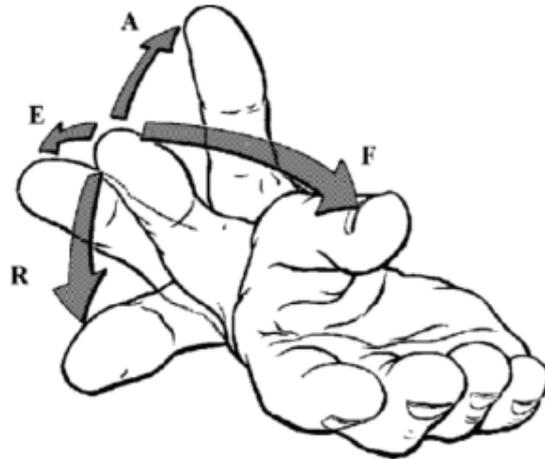


Figure 21. Mouvements de la TMC avec F/E correspondant à la flexion extension et A/R à de l'abduction-adduction (rétroposition) (Kapandji & Poilleux, 1980)

Cette méthode n'en reste pas moins attractive de part sa facilité de mise en œuvre expérimentale : les axes de rotations ainsi définis, il est alors possible de calculer les angles articulaires pour n'importe quel mouvement sans avoir recours à de l'imagerie médicale. Les méthodes fonctionnelles possèdent l'avantage de pouvoir proposer une cinématique personnalisée, adaptée aux spécificités/variabilités anatomiques propres à chaque individu. Comme le précise Goubier (2007), le principal obstacle de la méthode fonctionnelle est la dépendance aux mouvements "purs" effectués. Lors d'une étude préliminaire *in situ*, nous avons demandé à 12 sujets d'effectuer des mouvements "purs" de F-E et A-A. Les données cinématiques étaient enregistrées au moyen de marqueurs externes (cf. *Etude 1*). La figure 22 illustre l'évolution des angles articulaires dans le repère de la méthode anatomique (Cooney *et al.*, 1981).

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

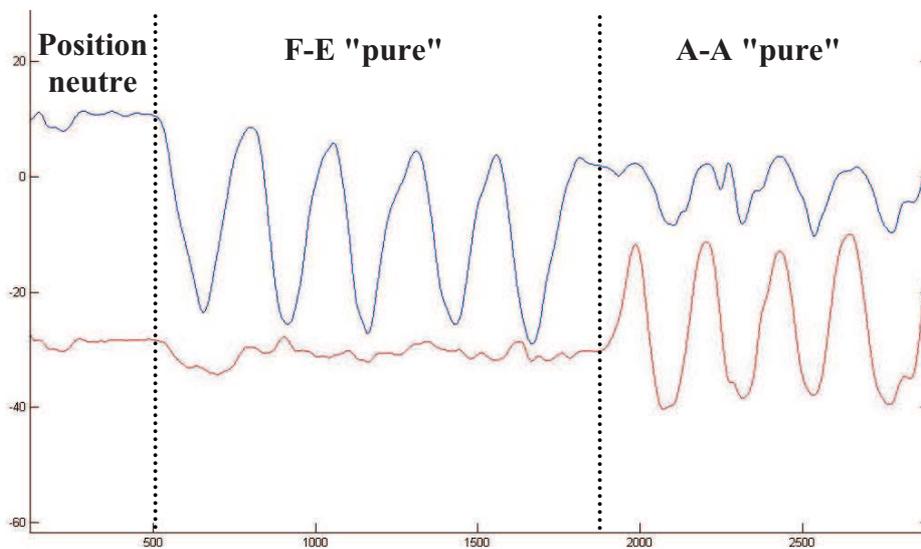


Figure 22. Evolution des angles de F-E (courbe supérieure) et A-A (courbe inférieure) au cours du temps chez un sujet type. La 1<sup>ère</sup> phase correspond à un mouvement de F-E "pur", la 2<sup>nde</sup>, un mouvement d'A-A "pur". Pendant la phase de flexion extension (de la posture de repos à l'extension, la flexion ne descendant pas "plus bas" que la posture neutre) on observe que l'axe d'A-A reste bien constant. En revanche, pendant le 2<sup>nd</sup>e phase (adduction-abduction), on observe des oscillations de l'axe de F-E d'une amplitude de 15° ce qui correspond à du "crossstalk cinématique".

Les angles estimés lors de la posture neutre sont dans l'étendue des valeurs données par Cooney *et al.* (1981): angle de flexion = 12,4 ( /20,5 ±10) et abduction = -27,2 ( /-23,2 ±5). Néanmoins, on observe une interférence entre le mouvement d'A-A et l'axe de F-E ce qui démontre que le mouvement effectué ne correspond pas à de la "pure" A-A mais est en réalité une combinaison d'A-A et F-E tels que définis par le modèle cinématique. Ce phénomène est également retrouvé par Cerveri *et al.* (2006) lors de sa présentation (non publiée) au congrès *World Congress of Biomechanics 2006* (Fig. 23).

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

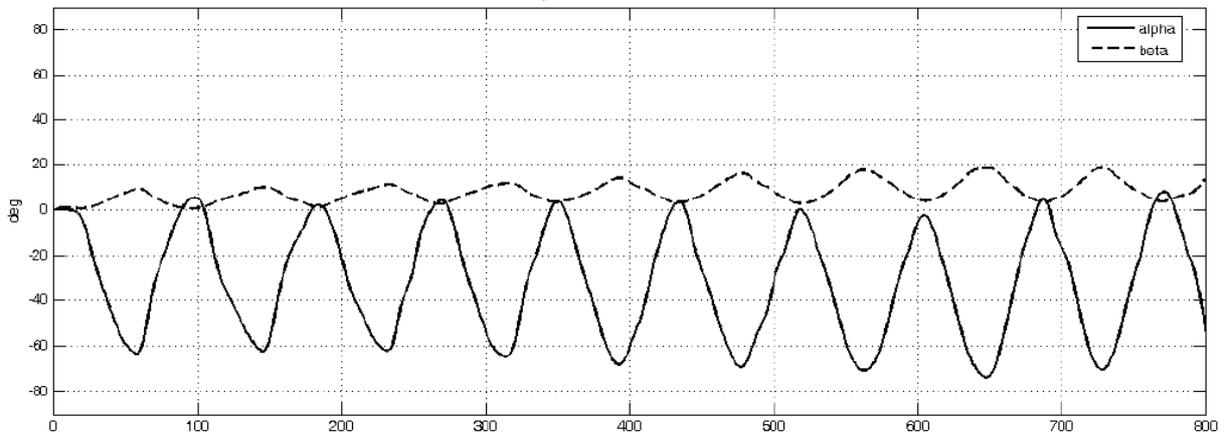


Figure 23. Evolution des axes de F-E (alpha) et A-A (beta) lors d'un mouvement de F-E "pur". Extrait de Cerveri et al (2006).

La figure 23 illustre en effet ce *crossstalk* cinématique d'abord relativement faible (amplitude de A-A < 10°) puis plus important à mesure que le sujet augmente l'amplitude de son mouvement de F-E (amplitude de A-A presque égale à 20°). Cette observation se retrouve également sur la figure 3 de [Cheze et al. \(2009\)](#). Seuls [Cooney et al. \(1981\)](#) rapportent (dans leur tableau 3) une amplitude de A-A < 5° entre les postures neutre, de flexion, et d'extension. Cependant, ils observent par la suite 14° d'extension pendant un mouvement d'abduction "pure". L'ensemble de ces observations démontre qu'aucune des méthodes actuelles, qu'elles soient anatomiques ou bien fonctionnelles, ne permet de retrouver précisément les axes de rotation correspondant à l'anatomie. Des améliorations sont donc nécessaires et leur reproductibilité aussi bien que la correspondance avec l'anatomie osseuse sous-jacente doit être vérifiée.

Dans l'objectif de calculer les forces musculaires/articulaires, la méthode anatomique rapportée par [Chao et al. \(1989\)](#) et [Cooney et al. \(1981\)](#) doit obligatoirement être utilisée car elle correspond à la cinématique utilisée lors du recueil de la base de données anthropométriques des bras de levier des muscles. (Notons qu'à des fins de concision nous dénommerons dans la suite de cette étude cette méthode anatomique particulière simplement par le terme méthode *Cooney*). Au regard de ce que nous venons d'évoquer ci-dessus, il est cependant clair que cette méthode comporte des limites. En particulier, utiliser des marqueurs externes pour retrouver les os sous-jacents peut constituer une source d'approximation non

### **3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)**

---

négligeable. De même, aucune information disponible dans la littérature ne nous permet de quantifier les erreurs liées au fait d'utiliser des données anthropométriques pour retrouver le placement du trapèze. Il est donc nécessaire de comparer ces données avec l'anatomie réelle des os observée par IRM. La cinématique obtenue à partir de la digitalisation du trapèze à l'aide de l'IRM sera désormais résumée par le terme méthode *digitalisation*. D'un autre point de vue, il semble évident que pour le développement du modèle biomécanique du pouce une méthode fonctionnelle doit être utilisée pour reconstituer une base de données anthropométrique des bras de leviers des muscles. Cependant, avant d'engager une campagne de mesure expérimentalement lourde, la précision de la méthode fonctionnelle au regard des articulations elles-mêmes doit être vérifiée.

En résumé, **le premier objectif de cette étude va donc être de quantifier la sensibilité de la méthode Cooney à l'utilisation de marqueurs externes.**

**Le second objectif de notre étude sera de proposer des mouvements fonctionnels purs facilement reproductibles puis de comparer entre eux les axes de rotation obtenus à partir des deux méthodes (Cooney et fonctionnelle) et l'anatomie du trapèze (méthode *digitalisation*).**

Enfin, **notre troisième objectif sera de comparer le résultat de ces trois méthodes sur la valeur des angles articulaires calculés *in fine* à TMC.**

Nous avons choisi d'utiliser une technique d'imagerie IRM afin de repérer en 3D à la fois des marqueurs externes (tel que ceux utilisés dans les systèmes optoélectroniques) et les os (Moritomo *et al.*, 2006; Ryu *et al.*, 2006; Sangeux *et al.*, 2006). De plus, cette technique permet également de repérer les tendons et les muscles, ce qui sera déterminant dans le cadre de notre *Etude 4*.

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

#### 3.2. Matériels et méthodes

Plusieurs pré-tests de matériels et de séquences IRM ont été effectués afin d'obtenir la meilleure qualité d'image pour le repérage à la fois des os et des muscles/tendons tout en conservant un temps d'acquisition permettant au sujet de maintenir la posture sans bouger. Le matériel utilisé était un Siemens Magnetom Verio 3 Tesla et le protocole d'acquisition sélectionné est résumé dans le tableau 4.

Tableau 4 Séquence IRM utilisée.

TE/TR (ms)	Flip angle (°)	Champ de vue	Résolution (taille de la matrice)	Épaisseur des coupes (mm)	Taille des pixels (µm)	durée d'acquisition (min)	nombre de coupes
20/2000	axial plane of phalanx	60	256*256	0.6	234*234	5 à 10	32

##### 3.2.1. Protocole

Un seul sujet (26 ans, 1m68, 64 kg, longueur de la main 17,7 cm) a participé à cette étude préliminaire. Cinq postures (statiques) ont été réalisées (Fig. 24). La posture neutre de référence est telle que décrite par Cooney *et al.* (1981) et Smutz *et al.* (1998) : poing fermé, pouce reposant naturellement sur le bord radial de l'index au niveau de la phalange intermédiaire. A partir de cette posture il était demandé au sujet de réaliser une posture en extension du pouce, une posture en flexion, une en adduction ainsi qu'une en abduction. Pour ces deux dernières, la consigne était de suivre "naturellement" le plan formé par le bord radial de l'index.



Figure 24. Postures ayant fait l'objet d'acquisition IRM: Position de Référence, Extension, Flexion, Adduction, et Abduction.

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

---

Afin d'obtenir un axe hélicoïdal précis et reproductible l'écart entre les deux postures doit d'être suffisamment grand ( $>20^\circ$ ) (Cheze *et al.*, 1998). Néanmoins, en se rapprochant des amplitudes extrêmes l'anatomie spécifique de la TMC entraîne le mouvement vers de la circumduction et il en résulte un "crosstalk cinématique". Ainsi, l'amplitude demandée dans notre étude correspond à la moitié de l'amplitude maximale. Les mouvements purs que nous proposons sont inspirés de la littérature et nous faisons l'hypothèse qu'ils sont aisément reproductibles pour d'autres futures expérimentations.

Afin de maintenir les postures sans aucun mouvement durant le temps de l'acquisition, la main du sujet était immobilisée au moyen de bandes de fibre de verre pré-imprégnées de résine couramment utilisées pour l'immobilisation des fractures. Les marqueurs externes classiquement utilisés (rétro-réfléchissants) ont été remplacés par des gélules remplies d'huile afin de les rendre visible à l'IRM.

#### 3.2.2. Traitement des images

La segmentation (reconnaissance et séparation des différentes structures) des os et des marqueurs a été effectuée manuellement par un seul et même opérateur entraîné au moyen du logiciel Osirix®. Ce logiciel utilise un algorithme de reconnaissance semi-automatique des niveaux de gris (correspondant aux différents temps de relaxation des tissus) puis permet la reconstruction des images en 3D. A la suite du traitement des images, nous avons utilisé les données pour calculer les angles selon trois méthodes (*digitalisation* des points anatomiques du trapèze, axes articulaires de Cooney, et méthode *fonctionnelle*).

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

---

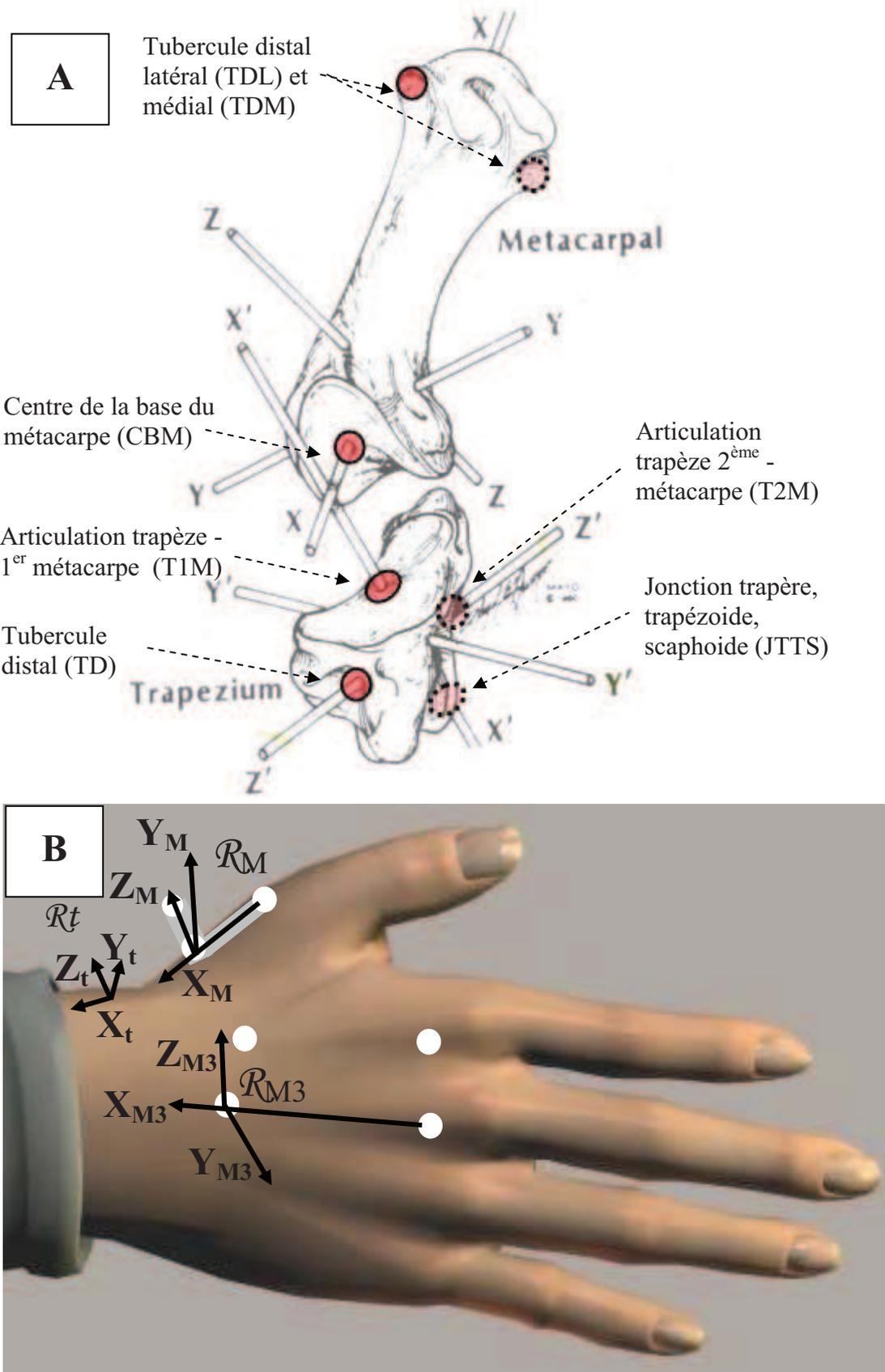
Pour la bonne compréhension de la suite de l'étude, notons que le 3<sup>ème</sup> objectif de cette étude concerne la comparaison des angles articulaires "*in fine*" à TMC résultants des différentes méthodes cinématiques. Deux facteurs distinguent ces méthodes. Il s'agit de l'orientation des axes de rotation (SCS) et la manière dont les angles sont calculés autour de ces axes (JCS). Ces deux facteurs seront respectivement détaillés dans chacune des deux parties suivantes. D'ores et déjà il faut retenir que ce 3<sup>ème</sup> objectif s'attache à étudier l'influence des SCS et non pas des JCS comme cela a notamment déjà été fait dans [Cheze \*et al.\* \(2009\)](#). Ainsi, pour apprécier uniquement l'effet des SCS, il est nécessaire que les méthodes cinématiques soient comparées en utilisant un JCS identique.

#### 3.2.3. Repère associé à chaque segment ou SCS

Afin d'associer un repère<sup>9</sup> (SCS) à chaque segment, les données anatomiques ont été digitalisées manuellement par un même opérateur entraîné. Les points anatomiques de références (Fig. 25) sont issus des travaux de [Cooney \*et al.\* \(1981\)](#), recommandés par la suite par la standardisation de la Société Internationale de Biomécanique ([G. Wu \*et al.\*, 2005](#)) et utilisés par [Cheze \*et al.\* \(2009\)](#). A partir des points anatomiques de référence, les axes anatomiques de référence liés à chaque segment sont définis.

---

<sup>9</sup> Notons que dans ce document nous utilisons le système de coordonnées associé au segment (SCS) utilisé par ([Cooney \*et al.\*, 1981](#)) qui diffère des recommandations de l'ISB et ainsi de nombreuses études récentes: L'abduction dans notre cas correspond à un angle positif associé à la rotation autour de l'axe Y alors que selon l'ISB, celle-ci s'effectue selon l'axe -X, l'abduction est donc négative. Ce choix a été motivé par une plus grande facilité d'interprétation des données en comparaison avec l'étude initiale de ([Cooney \*et al.\*, 1981](#)). Il est néanmoins aisément possible de passer d'un système d'axe à un autre par une rotation de -90° selon l'axe de flexion Z (défini de la même manière dans les 2 cas).



**Figure 25. Repères anatomiques associés à chaque segment. A: Trapèze et 1<sup>er</sup> métacarpe d'un pouce gauche (illustration extraite de [Cooney et al. \(1981\)](#)). Les cercles rouges représentent les points digitalisés à partir des clichés IRM pour retrouver les axes anatomiques décrits par ces auteurs. Le 3<sup>ème</sup> métacarpe (non illustré) a été digitalisé de la manière que le 1<sup>er</sup>. B: Illustration du même système d'axes mais obtenus cette fois-ci, à partir de marqueurs externes (en blanc), collés sur la peau.**

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

---

Afin d'utiliser la méthode des angles d'Euler, le SCS doit être orthonormé. Les repères définis par les axes anatomiques ainsi digitalisés n'étant pas orthogonaux il est nécessaire de les "orthogonaliser" au moyen de la technique du double produit vectoriel et de les normaliser.

➤ SCS des 1<sup>er</sup> et 3<sup>ème</sup> métacarpes ( $R_M$  et  $R_{M_3}$ )

$R_M$  :

$\vec{x}_M$  est obtenu par digitalisation. Sa direction correspond à celle de la droite passant par les points CBM - centre de [TDM, TDL].

$\vec{y}_M$  est le vecteur unitaire résultant du produit vectoriel  $\overrightarrow{TDL \ TDM} \wedge \vec{x}_M$ .

$\vec{z}_M = \vec{x}_M \wedge \vec{y}_M$ .

$R_{M_3}$  : est obtenu de façon identique à  $R_M$ .

➤ SCS du trapèze ( $R_t$ )

○  $R_t$  obtenu par digitalisation:

Etant donné l'importance de l'axe de F-E, et partageant l'avis de [Cheze \*et al.\* \(2009\)](#) en opposition avec les recommandations de l'ISB ([G. Wu \*et al.\*, 2005](#)), nous avons choisi de conserver l'axe  $\vec{z}_t$  tel que digitalisé et de modifier les 2 autres axes anatomiques afin de rendre le repère orthogonal.

$\vec{z}_t$  est le vecteur unitaire correspondant à la droite (T2M TD).

$\vec{y}_t = \vec{z}_t \wedge \overrightarrow{JTTS \ TIM}$

$\vec{x}_t = \vec{y}_t \wedge \vec{z}_t$

○  $R_t$  obtenu par la méthode Cooney:

Comme indiqué en introduction de cette étude, la méthode *Cooney* calcule le SCS du trapèze ( $R_t$ ) à partir du SCS du 3<sup>ème</sup> métacarpe ( $R_{M_3}$ ). Ainsi, une fois  $R_{M_3}$  défini, il suffit

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

---

d'effectuer une rotation de  $46^\circ$  de flexion,  $35^\circ$  d'abduction et  $82^\circ$  de pronation pour retrouver  $R_t$  (en appliquant la matrice de rotation l'équation (32), ANNEXE A).

Pour calculer les SCS à partir des marqueurs externes une méthodologie identique est suivie. Ces axes sont illustrés sur la figure 25 B.

#### 3.2.4. Calcul des SCS spécifiques à la méthode *fonctionnelle* à partir des axes hélicoïdaux.

Les SCS spécifiques à la méthode *fonctionnelle* sont issus des SCS de la méthode *digitalisation*. Les vecteurs  $\vec{z}_i$  et  $\vec{x}_M$  définis par *digitalisation* sont remplacés par les axes de F-E et A-A *fonctionnels*. Ensuite, les autres axes sont recalculés afin que les repères restent orthonormés.

La méthode dite *fonctionnelle* détermine les axes de rotations à partir de mouvements "purs". Afin d'obtenir la meilleure résolution d'image possible, nous avons effectué des acquisitions IRM statiques et non pas dynamiques. Ainsi, on considère comme mouvement "pur", une série de deux postures statiques. L'ensemble de cette procédure est maintenant détaillé:

Une méthode en deux étapes est utilisée afin de calculer les coordonnées de l'axe hélicoïdal entre deux postures (e.g. entre la posture Flexion et la posture Extension). Dans une première étape, il est nécessaire de replacer le segment proximal dans la même configuration entre les deux postures (ce qui représente les différences de positionnement de la main à l'intérieur de l'IRM). Dans une seconde étape, l'os distal est recalé avec lui-même entre les deux postures. Il est donc possible par exemple de calculer le mouvement du métacarpe entre 2 postures en tenant compte du déplacement du trapèze entre ces postures. L'axe et l'amplitude de rotation entre les deux postures sont déterminés par ce recalage. Pour l'ensemble de ces recalages, un algorithme d'optimisation dit des moindres carrés est utilisé.

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

---

Le but de cet algorithme est de minimiser une fonction qui symbolise la distance entre les deux images. La distance (*dist*) entre deux images est définie comme la somme des carrés de la différence entre les niveaux de gris de chaque élément de volume :

$$dist(img1, img2) = \iiint (f1(x, y, z) - f2(x, y, z))^2 . dx dy dz \quad (25)$$

avec  $f(x, y, z)$  le niveau de gris de chaque pixel de coordonnées (x, y, z).

Ainsi le **recalage se base à la fois sur la forme globale et le contraste des os**. Le programme effectue la minimisation sur l'espace à 6 dimensions (3 dimensions pour la translation et 3 dimensions pour la rotation) des transformations affines pour déterminer les coordonnées de l'axe hélicoïdal<sup>10</sup>. Une fois les coordonnées des axes hélicoïdaux de F-E et de A-A calculées, celles-ci sont exprimées respectivement dans les repères  $R^T$  et  $R^M$  digitalisés. Ainsi, les coordonnées de ces axes peuvent par la suite être retrouvées pour l'ensemble des postures étudiées.

#### 3.2.5. Séquence de rotation ou JCS

Après avoir associé un repère à chaque segment (SCS), il faut définir la méthode (JCS) permettant de calculer les angles articulaires à partir de l'orientation respective du SCS proximal (le trapèze) et du SCS distal (le 1<sup>er</sup> métacarpe). En effet, comme nous l'avons déjà mentionné, le 3<sup>ème</sup> objectif de cette étude porte sur l'effet de différents SCS (issus des méthodes *digitalisation*, *Cooney* et *fonctionnelle*) sur les angles articulaires *in fine* à TMC. Pour ce faire il est nécessaire de tenir compte des JCS associés à chacune des méthodes comparées. Comme nous allons le voir à la page suivante, le JCS associé à la méthode *Cooney* n'est pas le même que le JCS associé à la méthode *fonctionnelle*. Pour cette raison nous avons choisi de comparer la méthode *fonctionnelle* et la méthode *Cooney* séparément à une référence commune qu'est la méthode *digitalisation* en utilisant à chaque fois le JCS

---

<sup>10</sup> Cette opération s'apparente à la méthode pour calculer les coordonnées de l'axe hélicoïdal détaillée dans les figures 20 et 21. Néanmoins il n'y a pas dans ce cas la nécessité de définir de SCS, ce qui permet de s'affranchir des approximations liées à la digitalisation des points anatomiques ce qui rend cette méthode beaucoup plus précise.

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

---

propre à chacune de ces 2 méthodes. C'est à cette unique condition qu'il est à la fois possible de comparer les résultats de la méthode *Cooney* avec ceux de l'étude dont elle est extraite et la méthode *fonctionnelle* avec la réalité anatomique représentée par la méthode *digitalisation*. Pour la même raison, la comparaison des angles articulaires *in fine* à TMC estimés à partir des méthodes *Cooney* et *fonctionnelle* ne porte donc aucun sens.

Pour calculer les angles articulaires à TMC nous utilisons la méthode dite des angles d'Euler recommandée par la Société Internationale de Biomécanique (G. Wu *et al.*, 2005). Cette méthode, qui consiste à décomposer le passage d'un repère à un autre en trois rotations unitaires successives, fait l'objet d'un développement spécifique en Annexe A. Les résultats obtenus à partir de cette méthode sont influencés par l'ordre des trois rotations unitaires employé. C'est cela qui constitue les différents JCS. Le choix de la séquence utilisée est donc déterminant. Notre 1<sup>er</sup> objectif se référant à la méthode *Cooney* il est nécessaire d'utiliser le même JCS qu'eux. *Cooney et al.*, (1981) indiquent que "*The motions were expressed as Eulerian angles and coincided with the clinically recognised motions of flexion-extension, abduction-adduction, and axial rotation. These determinations were carried out as previously described for the elbow (Morrey & Chao, 1976)*". Or, la manière dont *Cooney et al.*(1981) se réfèrent à l'étude de *Morrey & Chao (1976)* prête à confusion. De plus, cette dernière comporte 2 erreurs. Ces méprises ayant mené à de longues interrogations ainsi qu'à des interprétations divergentes, cette question fait l'objet d'un développement spécifique présenté en *Annexe B*.

Nous avons interprété que *Cooney et al. (1981)* utilisent la séquence de rotation en axes fixes: flexion-extension (F), adduction-abduction (A), rotation interne-rotation externe (R). Ainsi, la comparaison *Cooney* vs. *digitalisation*, doit se faire selon ce JCS (Eq. 33 de l'*Annexe A*). Au contraire nous utilisons, pour la comparaison *fonctionnelle* vs. *digitalisation*, la séquence de rotation en axes mobiles: flexion-extension (F), rotation interne-rotation externe (R), abduction-adduction (A) (Eq. 34 de l'*Annexe A*). Cette séquence permet de pleinement tenir compte de l'axe de d'A-A considéré comme fixe par rapport au 1<sup>er</sup> métacarpe.

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

---

Maintenant que les SCS et les JCS ont été définis, nous allons préciser les variables que nous allons utiliser pour répondre à chacun nos 3 objectifs.

#### 3.2.6. Variables cinématiques analysées pour répondre aux 3 objectifs

##### 3.2.6.1. Objectif 1: Sensibilité de la méthode Cooney à l'utilisation de marqueurs externes

Les angles calculés *in fine* à TMC ont été calculés avec les SCS des 1<sup>er</sup> et 3<sup>ème</sup> métacarpes obtenus à partir des marqueurs externes et comparés avec les angles obtenus directement à partir des repères osseux.

##### 3.2.6.2. Objectif 2: Différences d'orientation entre les axes déterminés par les différentes méthodes

Nous avons comparé l'orientation des axes de rotations de la TMC déterminés selon les 3 méthodes (*Cooney, fonctionnelle et digitalisation*) ainsi qu'au regard de la littérature (P. Cerveri *et al.*, 2008; Chang & Pollard, 2008; Cheze *et al.*, 2001; A. Hollister *et al.*, 1992).

Pour cela, nous avons évalué :

- L'orientation du trapèze vs. 3<sup>ème</sup> métacarpe
- L'angle entre les axes de F-E.
- L'angle entre les axes d'A-A.
- L'angle entre les axes de F-E et A-A.

Il est à noter que l'axe fonctionnel d'A-A, étant situé au niveau du métacarpe et non du trapèze, sa comparaison avec les 2 autres méthodes n'est pas judicieuse. En revanche, nous pourrions comparer son orientation avec celle rapportée par l'étude d' A. Hollister *et al.* (1992) qui reportent les résultats présentés dans la figure 26.

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

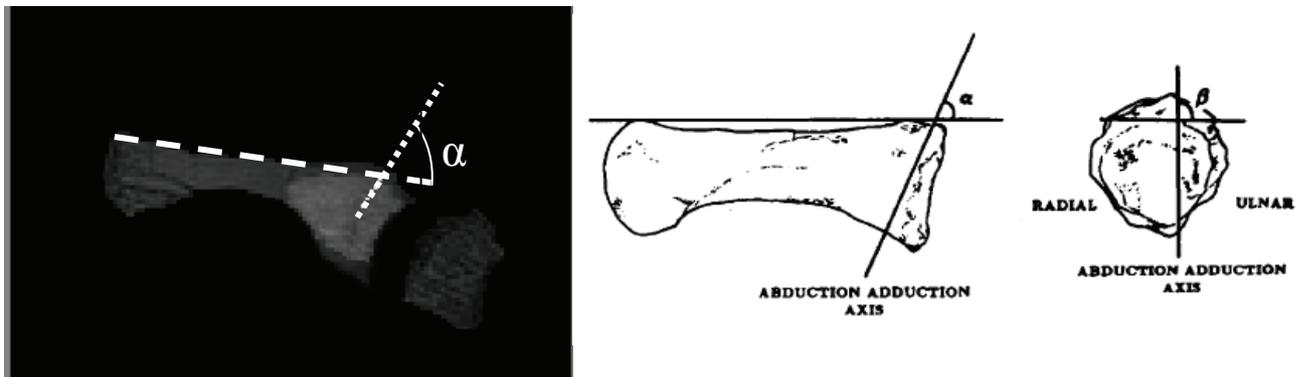


Figure 26. Orientation de l'axe d'A-A (A. Hollister *et al.*, 1992). A partir d'une instrumentation spécifiquement développée pour estimer l'axe de rotation au cours d'un mouvement ("*axis finder*") ces auteurs rapportent notamment les angles  $\alpha$  et  $\beta$  formés par l'axe d'A-A et les axes principaux du métacarpe.

#### 3.2.6.3. Objectif 3: Différences d'angles *in fine* à TMC

Nous allons enfin évaluer les angles obtenus *in fine* à TMC selon les 3 méthodes. Cependant, comme nous l'avons déjà mentionné, ces méthodes faisant appel à des JCS différents, nous n'allons comparer les méthodes qu'avec des JCS équivalents. Ainsi, nous allons effectuer une comparaison entre:

- *Cooney vs digitalisation* en utilisant pour les deux un JCS avec axes fixes.
- *Fonctionnelle vs digitalisation* en utilisant pour les deux un JCS avec axes mobiles.

### 3.3. Résultats

#### 3.3.1. Objectif 1: Sensibilité la méthode Cooney à l'utilisation de marqueurs externes

Les écarts (moyenne  $\pm$  écart-type selon les postures) entre les angles estimés avec la méthode *Cooney* à partir des marqueurs externes vs repères anatomiques osseux étaient de  $6,7 \pm 3,8^\circ$  sur l'angle de F-E,  $5,7 \pm 4,7^\circ$  sur l'angle d'A-A et  $14,5 \pm 9,6^\circ$  sur l'angle de S-P.

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

---

#### 3.3.2. Objectif 2: Différences d'orientation entre les axes déterminés par les différentes méthodes

A titre d'illustration, la figure 27 représente le positionnement et l'orientation des axes de rotation obtenus à partir notre méthode *fonctionnelle*. Cette figure montre le fait que l'axe de F-E se situe au niveau du trapèze alors que l'axe d'A-A passe par la base du 1er métacarpe.

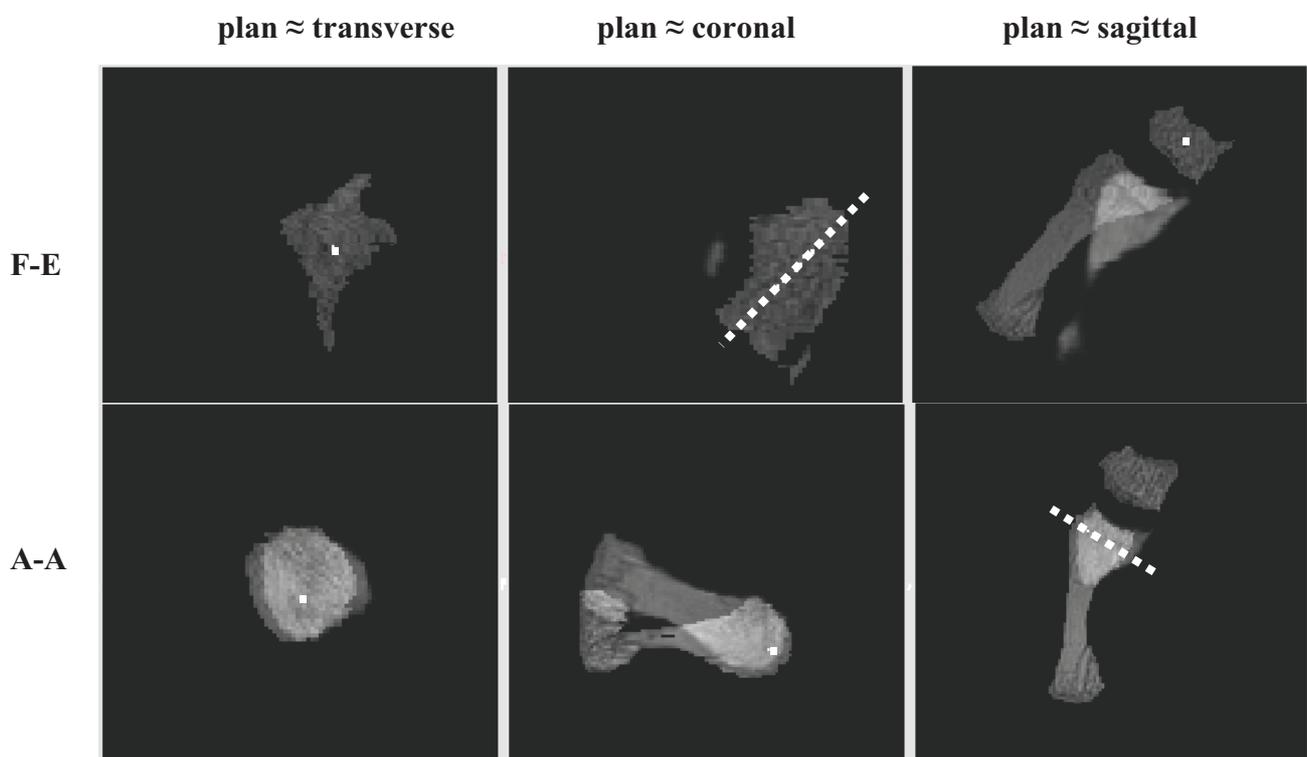


Figure 27. Positionnement (pointillés blancs) des axes fonctionnels de F-E (au dessus) et A-A (en dessous). De gauche à droite, les coupes représentent approximativement les plans transverse, coronal (vue de dessus) et sagittal (vue de côté).

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

➤ L'orientation du trapèze vs. 3<sup>ème</sup> métacarpe

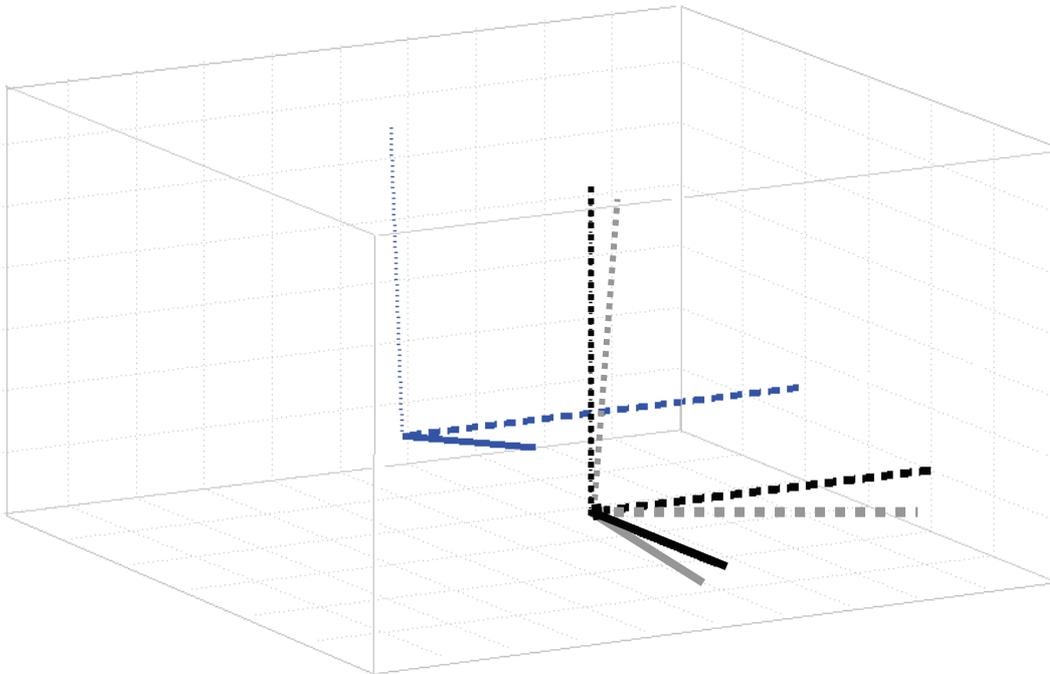


Figure 28. Orientation des axes de rotations du trapèze obtenus par les méthodes *digitalisation* et *Cooney*. Au premier plan: en noir, les axes du trapèze selon la méthode *Cooney*, en gris les axes du trapèze selon la méthode *digitalisation*. En arrière plan: orientation du 1<sup>er</sup> métacarpe. Les traits pleins, pointillés gros et pointillés fins matérialisent respectivement les axes x, y et z.

Concernant les résultats obtenus par *digitalisation*, l'orientation moyenne (selon les 5 postures) du repère trapèze par rapport au 3<sup>ème</sup> métacarpe est de  $37,5 \pm 3,3^\circ$  de flexion,  $32,8 \pm 4,1^\circ$  d'abduction et  $80,1 \pm 4,6^\circ$  de pronation. Par rapport aux données rapportées par *Cooney et al.* (1981), c'est-à-dire à  $46 \pm 7^\circ$ ,  $35 \pm 10^\circ$  et  $82 \pm 7^\circ$ , nous observons une différence de  $7,5^\circ$  de flexion,  $2,2^\circ$  d'adduction et  $1,9^\circ$  de pronation. La figure 28 illustre l'orientation du trapèze selon ces 2 méthodes, au regard du 1<sup>er</sup> métacarpe en posture de référence. Afin d'éliminer la variabilité due à la digitalisation et en accord avec la relation fixe trapèze-3<sup>ème</sup> métacarpe de la méthodologie de *Cooney et al.* (1981), nous avons utilisé ces valeurs moyennes pour le calcul *in fine* des angles à TMC selon la méthode *digitalisation*.

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

---

#### ■ L'angle entre les axes de flexion

Les angles entre les axes de F-E estimé par la méthode *digitalisation vs. Cooney*, *fonctionnelle vs. digitalisation*, et *fonctionnelle vs. Cooney* étaient respectivement de 7,5°, 10,3° et 6,4°.

#### ■ L'angle entre les axes de A-A.

Nous trouvons un angle  $\alpha = 70,3^\circ$  et un angle  $\beta = 83,3^\circ$  alors que [A. Hollister \*et al.\* \(1992\)](#) rapportent pour ces mêmes angles des valeurs d'  $\alpha = 83,2 \pm 14,2^\circ$  et  $\beta = 78,3 \pm 12,9^\circ$  (Fig. 26).

#### ■ Angle entre les axes de F-E et A-A

Le tableau 5 rapporte la comparaison de l'angle entre les axes de F-E et A-A calculé dans cette étude et la littérature.

**Tableau 5. Angle entre les axes de F-E et A-A. Comparaison des méthodes de cette étude avec la littérature.**

Angle entre les axes A-A et F-E	<i>Fonctionnelle</i>	<i>Digitalisation</i>	Hollister <i>et al.</i> 1992	Cerveri <i>et al.</i> 2008	Cheze <i>et al.</i> 2001	Chang <i>et al.</i> 2008
	71,0	76,3	72,7	110,1	42,0	87,0

[P. Cerveri \*et al.\* \(2008\)](#) ne précisant pas la méthode de calcul de cet angle, nous pouvons penser qu'il s'agit, en comparaison des autres études, de l'angle complémentaire ce qui correspondrait alors à un angle de 69,9°.

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

#### 3.3.3. Objectif 3: Différences d'angles *in fine* à TMC

➤ *Digitalisation vs Cooney* en utilisant pour les deux une séquence avec axes fixes

Le tableau 6 résume les angles *in fine* à TMC estimés par les méthodes *digitalisation* et *Cooney* pour les 5 postures étudiées.

Tableau 6. Angles articulaires calculés à TMC selon les méthodes "*digitalisation*" et "*Cooney*" et issus de (Cooney *et al.*, 1981).

Postures:	EXT			REF			ADD			ABD			FLEX		
	F-E	A-A	S-P	F-E	A-A	S-P	F-E	A-A	S-P	F-E	A-A	S-P	F-E	A-A	S-P
<i>Digit.</i>	-4.3	-13.7	28.3	22.6	-14.0	10.3	22.5	-20.8	27.9	14.6	-1.6	21.1	26.7	-1.9	18.3
<i>Cooney</i>	-9.1	-19.5	32.5	25.3	-21.0	14.0	27.5	-26.6	32.8	18.4	-4.7	24.1	30.2	-8.4	21.4
<i>Article Cooney</i>	-12.0	-26.0	2.8	20.0	-23.0	13.0				6.0	15.0	19.0	35.0	-21.0	19.0

La différence d'orientation entre les axes du trapèze estimés à partir des 2 méthodes se traduit *in fine*, par un écart moyen (toutes postures confondues) de l'ordre de  $3,9 \pm 0,9^\circ$  sur l'angle de F-E,  $5,6 \pm 1,5^\circ$  sur l'angle d'A-A et  $3,7 \pm 0,8^\circ$  sur l'angle de S-P. Les angles articulaires rapportés dans l'article de Cooney *et al.*, (1981) sont donnés dans la dernière ligne du tableau 6 à titre de comparaison bien que les postures réalisées ne soient pas exactement identiques.

➤ *Digitalisation vs fonctionnelle* en utilisant pour les deux une séquence avec axes mobiles

Le tableau 7 résume les angles *in fine* à TMC estimés par les méthodes *digitalisation* et *fonctionnelle* pour les 5 postures étudiées.

Tableau 7. Comparaison des angles articulaires à TMC selon les méthodes "*digitalisation*" et "*fonctionnelle*".

Postures:	EXT			REF			ADD			ABD			FLEX		
	F-E	A-A	S-P	F-E	A-A	S-P	F-E	A-A	S-P	F-E	A-A	S-P	F-E	A-A	S-P
<b>Digitalisation</b>	-2.7	-28.1	14.1	21.4	-14.8	16.2	12.0	-20.7	28.0	14.2	-20.9	3.8	25.1	-15.6	9.8
<b>Fonctionnelle</b>	-19.8	-37.6	14.6	3.4	-21.8	20.1	-6.3	-32.8	29.8	-3.7	-24.8	6.7	7.1	-19.9	13.4

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

---

On observe une différence particulièrement importante dans les angles de F-E avec un écart moyen (toutes postures confondues) de  $17,9 \pm 0,4^\circ$ . Les différences moyennes entre les résultats issus des 2 méthodes sur les angles d'A-A et de S-P sont respectivement de  $7,4 \pm 3,5^\circ$  et  $2,5 \pm 1,4^\circ$ .

#### 3.4. Discussion

Cette étude représente une première étape (préalable à l'évaluation de plusieurs sujets) dans la mise au point d'une procédure d'évaluation de différentes méthodes cinématiques pour le report des angles articulaires à TMC. Pour cela, nous avons déterminés trois objectifs. Le premier était d'évaluer la sensibilité de la méthode cinématique actuellement utilisée dans le modèle du pouce (dénommée méthode *Cooney*) à l'utilisation de marqueurs externes. Le second était de comparer l'orientation des axes de rotation obtenus à partir de 3 méthodes dites *Cooney*, *fonctionnelle* et *digitalisation*. Enfin, le troisième objectif était de comparer les angles articulaires à TMC calculés *in fine* à partir de ces 3 méthodes. Les acquisitions IRM d'un sujet unique ont été utilisées pour apporter des éléments de réponse à ces trois objectifs.

Concernant la sensibilité de la méthode *Cooney* à l'utilisation de marqueurs externes les résultats montrent que l'écart le plus important est observé au niveau de l'angle de S-P<sup>11</sup>, angle qui est dépendant des angles de F-E et A-A. Sur les angles de F-E et A-A, la différence moyenne est inférieure à  $7^\circ$ . Au regard de la variabilité induite par l'orientation des axes de rotations, nous considérons cette différence raisonnable. Ceci semble démontrer qu'un placement minutieux des marqueurs externes permet une estimation satisfaisante de l'orientation des os sous-jacents.

Le deuxième objectif concernait l'orientation des axes de rotation de la TMC. Lorsque l'on compare les axes de rotation des méthodes *Cooney* et *digitalisation* les résultats montrent premièrement que le positionnement du trapèze par rapport au 3<sup>ème</sup> métacarpe proposé par *Cooney et al.* (1981) est proche de celui que nous obtenons par *digitalisation*. Ainsi, cette

---

<sup>11</sup> En effet, même si la S-P ne constitue pas un DDL indépendant, elle varie au cours du mouvement et la méthode cinématique permet de calculer son angle.

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

---

méthode qui permet de s'affranchir de techniques d'imagerie lourdes apporterait des résultats satisfaisants. De plus, et malgré les techniques pointues utilisées, il est à noter que la méthode digitalisation reste sensible à l'interprétation des images car la reconnaissance automatique des points anatomiques à partir des images IRM n'est pas parfaite et nécessite l'intervention humaine. A titre d'exemple nous avons testé la reproductibilité de cette méthode en digitalisant les mêmes images à plusieurs jours d'intervalle. Il en résultait une différence moyenne de l'ordre de 3°.

Rappelons que le modèle cinématique de Cooney *et al.* (1981) considère les axes de rotation de TMC comme étant orthogonaux et concourants ce que l'on sait être anatomiquement non valide. La méthode *fonctionnelle*, au contraire, permet d'estimer un système d'axes plus cohérent de ce point de vue. Notamment, les résultats montrent que l'axe d'abduction-adduction passe par le 3<sup>ème</sup> métacarpe en étant ni orthogonal à l'axe de flexion-extension, ni orthogonal aux axes principaux du 3<sup>ème</sup> métacarpe. Ceci est en accord avec les résultats de précédentes études (A. Hollister *et al.*, 1992). De plus, l'axe de F-E estimé avec la méthode *fonctionnelle* est relativement proche de l'axe anatomique de la méthode *digitalisation*. Ceci tend à montrer que les mouvements que nous proposons sont proches d'être des mouvements "purs" autour des axes anatomiques. Les méthodes fonctionnelles de P. Cerveri *et al.* (2008) et Chang & Pollard (2008) rapportent des résultats légèrement différents des nôtres et ne fournissent que peu d'éléments de comparaison hormis l'angle entre les axes de F-E et de A-A. Au regard de ce paramètre nous montrons, en reliant nos résultats à l'anatomie osseuse sous-jacente, que notre résultat (71,0°) est plus proche de "la réalité" (méthode *digitalisation*: 76,3°) que celui de ces 2 études (69,9° et 87,0°). Ce paramètre nous fait également penser que nos mouvements semblent être plus pertinents que ceux (guidés ou non) réalisés dans l'étude de Goubier (2007) qui résultent dans ce cas en des axes de rotations orthogonaux.

Concernant la méthode *fonctionnelle*, nous avons également effectué des tests de reproductibilité que nous n'avons pas rapportés à des fins de concision. Notons simplement que les résultats d'angles *in fine* sont très peu sensibles (différence <3°) aux jeux de postures utilisés pour calculer les coordonnées de l'axe de hélicoïdal (par exemple : Flexion et Extension vs Position de référence et Extension). De la même manière, certaines postures ont fait l'objet de 2 acquisitions différentes à un moment différent. Les différences d'angles *in fine*

### 3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)

---

sont là encore relativement faibles ( $< 5^\circ$  pour F-E et A-A et  $< 10^\circ$  pour S-P) ce qui témoigne d'une bonne capacité du sujet à reproduire la même posture. Ces deux constats nous permettent d'être confiants dans la reproductibilité intra-sujet globale de cette méthode et confirme ainsi notre intention d'étendre cette méthodologie à l'analyse de plusieurs sujets afin d'évaluer la variabilité interindividuelle.

Notre troisième questionnement concernait les angles calculés *in fine* à TMC. Ayant trouvé avec la *digitalisation* un positionnement entre le trapèze et le 3<sup>ème</sup> métacarpe proche de celui indiqué par *Cooney* nous obtenons, de manière logique, une faible différence entre les angles *in fine*. La comparaison entre les valeurs d'angles obtenus par la méthode *fonctionnelle* et la *digitalisation* est rendue difficile par l'utilisation des matrices de rotation ("angles d'Euler") pour calculer les angles. En effet, pour prendre en compte l'axe hélicoïdal d'A-A tout en conservant l'orthogonalité des repères inhérente à cette technique, les axes  $\vec{x}_M$  et  $\vec{z}_M$  (SCS du 1<sup>er</sup> métacarpe) doivent être redéfinis en conséquence. C'est-à-dire que ces axes sont reconstruits en utilisant la technique du double produit vectoriel détaillée dans la partie "3.3.3. Repère associé à chaque segment ou SCS" de cette étude. Ainsi, l'orientation de l'axe  $\vec{z}_M$  est grandement modifiée ce qui entraîne une différence particulièrement importante sur l'angle de F-E. Les résultats s'écartent des données généralement reportées dans la littérature mais, s'agissant de conventions, il ne s'agit pas d'erreur ou d'imprécision. Pour pallier à ce problème et bénéficier d'un axe d'A-A anatomiquement plus précis tout en conservant des données d'angle de F-E cohérentes avec la littérature, une des possibilités est de décrire la TMC comme étant en fait la somme de 2 articulations simples reliant non plus 2 mais 3 segments. Un formalisme tel que celui de Denavit-Hartenberg serait alors particulièrement indiqué (V. J. Santos & Valero-Cuevas, 2006; Savescu & Cheze, 2005).

En conclusion, cette étude présente une méthodologie pour comparer et valider des méthodes cinématiques utilisables *in situ* et les relier à la réalité de l'anatomie sous-jacente. Notamment, nous proposons une méthode de calcul précise et généralisable à tous mouvements de l'axe hélicoïdal à partir d'images IRM 3D (ou scanner). Les résultats préliminaires obtenus chez un seul sujet semblent premièrement indiquer que la méthode *Cooney* permet une estimation acceptable de la position du trapèze et ceci même avec

### **3. Evaluation du modèle cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne de Cooney *et al.* (1981) et d'une nouvelle méthode fonctionnelle (Etude 2)**

---

l'utilisation de marqueurs externes. Deuxièmement, nous avons proposé dans cette étude des mouvements "purs" qui permettent de retrouver de manière *fonctionnelle* des axes de flexion/extension et d'adduction/abduction non-orthogonaux et non concourants. Cette méthode *fonctionnelle* permet ainsi de décrire TMC selon un modèle cinématique plus cohérent avec la réalité anatomique. Cette méthode semble peu sensible à l'amplitude de mouvement et les postures semblent reproductibles. Néanmoins, il est nécessaire d'analyser un plus grand nombre de sujets pour définir précisément les consignes de mouvement et conclure sur la robustesse générale de la méthode. Enfin, dans la perspective de constituer une nouvelle base de données de bras de levier des tendons du pouce, il nous semble particulièrement recommandé de se diriger vers une méthode *fonctionnelle* reproductible *in situ* sans appareillage lourd. Dans ce cas, il faudra remettre en cause les recommandations de l'ISB (G. Wu *et al.*, 2005) car l'utilisation des séquences de rotations nous semble, dans le cas précis de l'articulation TMC, mal indiquée.

## 4. Détermination du moment passif à l'articulation trapèzométacarpienne (Etude 3)

---

# 4. Détermination du moment passif à l'articulation trapèzométacarpienne (Etude 3)

Cette étude est présentée sous la forme de l'article sous presse dans le *Journal of Biomechanical Engineering Trans. ASME*. Le cadre ci-dessous introduit et résume cet article. Une synthèse des résultats ainsi qu'une courte discussion seront présentées en français à la suite de l'article.

### Résumé de l'étude 3

#### Problématique.

Lors de la modélisation musculo-squelettique de la trapèzométacarpienne, cette articulation a toujours été considérée sans friction et l'effet des tissus mous et de la raideur passive a été négligé. Néanmoins la stabilité de cette articulation est fortement liée au réseau ligamentaire dense qui croise l'articulation (Bettinger *et al.*, 1999). La négligence de ces participations passives peut engendrer une surestimation des forces musculaires.

Les objectifs de cette étude étaient donc de proposer une relation posture du pouce-moment passif afin d'inclure celle-ci lors du calcul des forces musculaires.

#### Méthode.

Une méthode expérimentale mesurant la raideur globale de l'articulation est proposée. Une relation moment passif-posture tenant compte à chaque fois des angles de flexion/extension et adduction/abduction est calculée. Les coefficients moyens (de 10 sujets) de la régression exponentielle permettant d'expliquer les résultats expérimentaux sont donnés afin de fournir à la fois une relation générique moyenne et la possibilité méthodologique de personnaliser ces coefficients.

#### Résultats & Discussion.

Une relation "double exponentielle" adaptée de Yoon & Mansour (1982) permet une bonne prédiction par le modèle des valeurs expérimentales. De plus, nous avons estimé que lors d'une tâche de préhension, le moment passif peut représenter 60% du moment net total ce qui entraîne nécessairement des modifications dans l'estimation des forces musculaires.

## 4. Détermination du moment passif à l'articulation trapèzométacarpienne (Etude 3)

---

### Determination of passive moment – angle relationships at the trapeziometacarpal joint

Mathieu DOMALAIN ; Laurent VIGOUROUX ; Eric BERTON

#### 4.1. *Introduction*

The Trapeziometacarpal (TMC) is one of the most important joints of the human hand as it allows the opposition of the thumb against the other fingers. This function is essential in most prehensile tasks providing dexterity and powerful pinch. Weakness of this joint is highly disabling and may lead to important surgical operations such as trapeziometacarpal osteotomy and tendon interposition arthroplasty (Rossi *et al.*, 2005).

The knowledge of mechanical constraints exerted on joint surfaces and muscle tendons is essential to improve pathology treatments and surgical techniques (Chao *et al.*, 1989; Harding *et al.*, 1993). As direct measurement of these constraints is not possible in fingers, biomechanical models have been used (Valero-Cuevas *et al.*, 2003; Vigouroux *et al.*, 2008). These models used Newtonian mechanical laws to determine tendon and joint forces and generally consider that joints are frictionless and are equilibrated by the actions of the muscles only. The mechanical passive participation of ligaments, skin, and joint capsule into the joint moment were thus neglected. This hypothesis though is known to be especially irrelevant when postures are near limits in range of motion as is often the case for the TMC (Domalain *et al.*, 2008; Napier, 1956). Moreover, considering that the TMC is entirely crossed by a complex network of skin, ligaments, soft tissues and tendons which may participate in joint equilibrium, quantification of the passive moment at the TMC appears crucial for thumb modeling. Unfortunately, this quantification has never been performed in the literature. Some studies (Bettinger *et al.*, 2000; Harvey *et al.*, 2006) previously analysed the passive moment at the TMC but their results are unusable for modeling because they cannot be linked to precise kinematics or related to other anthropometric data such as tendon moment arms.

## 4. Détermination du moment passif à l'articulation trapèzométacarpienne (Etude 3)

---

Techniques to evaluate passive mechanical constraints can be applied to isolated cadaveric structures such as individual ligaments (Bettinger *et al.*, 2000), joint capsule (Little & Khalsa, 2005), or muscle tendons (Lieber *et al.*, 1991). However, the TMC passive moment results from the complex effects of 16 ligaments (Bettinger *et al.*, 1999), joint capsule, skin, joint contacts, and muscular elastic components of nine muscle-tendon systems (Cooney & Chao, 1977). Determination of the passive constraints of each anatomical structure is thus a non-trivial procedure for the TMC. Other authors proposed to estimate the *in-vivo* relationship between joint posture and a global passive moment including the participation of all anatomical structures in the elbow (Hatze, 1997), the distal interphalangeal joint (Vigouroux *et al.*, 2006), the lower limb (Silder *et al.*, 2007) and the ankle (Trevino *et al.*, 2004). This process seems thus more relevant for the TMC than the measurement of individual structures. Moreover with this approach, each patient can be measured individually leading to a more personalized hand model than the ones determined from cadaveric specimens.

Thus, the purpose of this study was to provide quantitative data of the TMC passive moments for further musculoskeletal modeling. An experimental methodology was developed to evaluate in each subject, the TMC individual passive moment-angles relationship (iPMA). An exponential regression was then used to model the iPMA and was averaged across the subjects to propose a generic passive moment/joint angle relationship (gPMA). Finally, the methodology to use the gPMA as well as an example application was detailed.

### 4.2. *Materiel and Methods*

#### 4.2.1. Participants

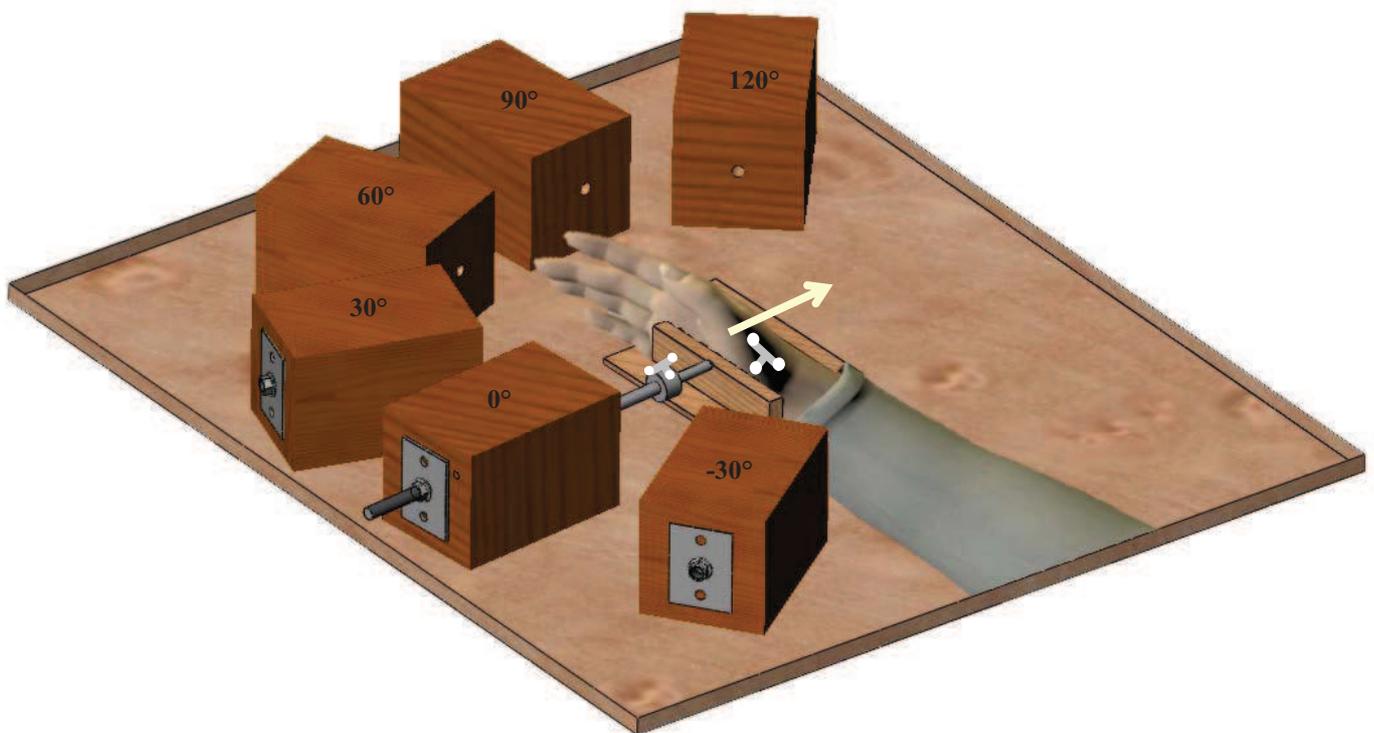
Ten right handed male volunteers participated in the experiment (mean  $\pm$  SD, age:  $26.0 \pm 5.2$  years; body mass:  $72.3 \pm 5.4$  kg; height:  $180.1 \pm 6.4$  cm; hand length from the wrist joint line to the middle fingertip:  $19.6 \pm 1.2$  cm). All participants had no previous history of neuropathies or trauma to the upper extremities and signed an informed consent according to the University guidelines.

## 4. Détermination du moment passif à l'articulation trapèzométacarpienne (Etude 3)

---

### 4.2.2. Experimental design

The participants were seated in a chair with the right forearm resting before them on a table, the shoulder joint flexed and abducted at  $45^\circ$  and the elbow joint flexed at  $80^\circ$  (full extension being  $0^\circ$ ). The wrist joint was in neutral position ( $0^\circ$  flexion and  $0^\circ$  of radio-ulnar deviation) with hand resting on the ulnar edge (Figure 29).



**Figure 29.** Experimental setup showing the arm and hand placement as well as the force application procedure. The sensor was embedded in the rod and the hand firmly fixed. Triad markers were fixed on the rod to define the force sensor orientation (white arrow).

The hand and wrist were firmly fixed between two clamps such as only the thumb could move freely. Wrist posture was selected in order to keep the extrinsic muscles of the hand relaxed. Interphalangeal (IP) and MCP joints were free to flex or extend naturally thus minimizing the passive participation of soft tissues and multi-joint muscles crossing these joints. Electromyographic (EMG) signals from three major extrinsic thumb muscles recordable with surface electrodes (*Flexor Pollicis Longus*, *Abductor Pollicis Longus*,

## 4. Détermination du moment passif à l'articulation trapèzométacarpienne (Etude 3)

---

*Extensor Pollicis Longus*) were recorded to ensure inactivity of the muscle groups involved. If reflex activity was detected the trial was redone.

An external force was applied to the thumb using six metallic rods disposed around the hand with six different force directions ( $-30^\circ$ ;  $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $120^\circ$ ;  $0^\circ$  meaning facing the palm of the hand) and sliding freely in a nearly horizontally direction into a drilled block (Fig. 29). This device allowed testing the entire abduction/adduction range of motion of the thumb at various extension angles from the resting position (thumb resting naturally on the radial side of the index finger) to the maximal extension. The direction of the rod was kept sufficiently free to adapt to the natural movement of the thumb under the force application. The direction of the rod was determined with reflecting markers (see Part 4.2.4: Kinematics measurement). The force was applied at the level of the metacarpophalangeal (MCP) joint by moving the rod forward. Thus the entire length of the metacarpal, obtained from the subject hand length using anthropometric table of Buchholz (Buchholz & Armstrong, 1992), was considered for the calculation of the distance between force application location and centre of rotation.

As recommended by Esteki & Mansour (1997), the joint speed was low ( $5 \text{ degrees.s}^{-1}$ ) to avoid any viscosity effect and minimize the damping. The investigator moved the participant thumb for five back and forth cycles per force direction, resulting in a total of 30 trials (6 directions  $\times$  5 cycles). Participants were instructed to relax, not to resist the force application and to tell the experimenter to stop when the joints were locked and/or when pain occurred.

### 4.2.3. Force measurement

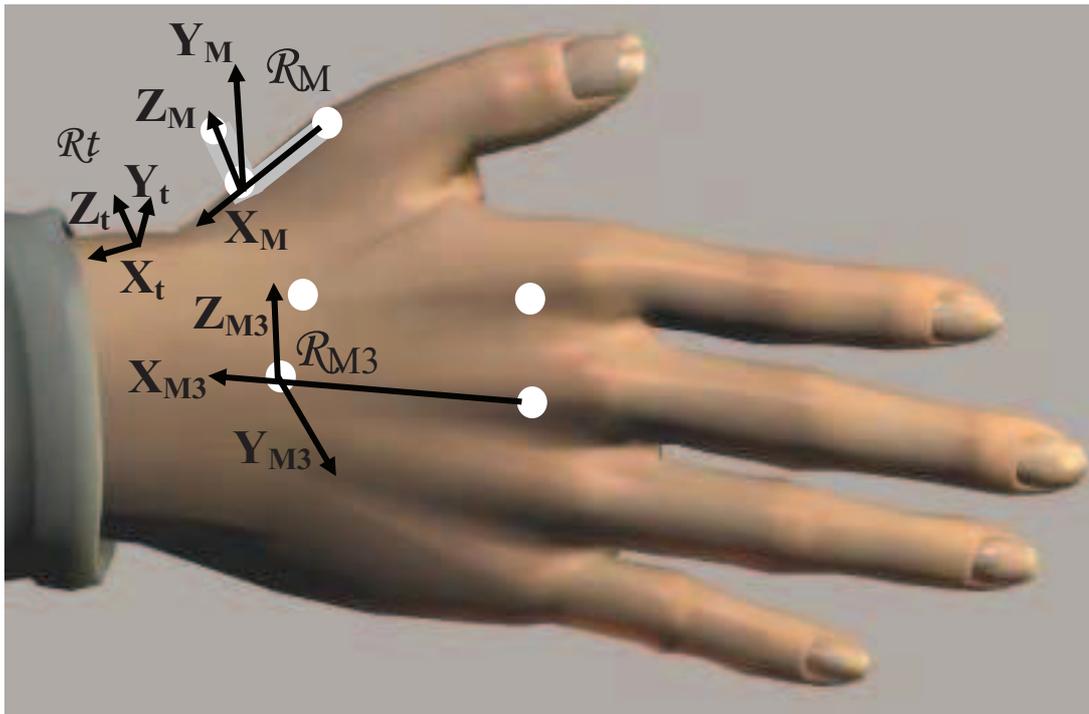
A force sensor (Nano-25, ATI Industrial Automation, Garner, NC) was embedded in the rigid steel rod. The sensor recorded the 3D external force applied on the thumb. The output of the sensor was sent to a multi-channel signal conditioner (BNC 2090, National Instruments, Austin, TX).

## 4. Détermination du moment passif à l'articulation trapèzométacarpienne (Etude 3)

---

### 4.2.4. Kinematics measurement

To allow the results of this study to be reusable in further musculoskeletal modeling, the kinematic model used by [Chao \*et al.\* \(1989\)](#) (anthropometric data of tendon moment arms) was employed (Fig. 30).



**Figure 30. Marker protocol for the computation of the TMC kinematics.  $\mathcal{X}_{dhp}$  axis is defined with markers fixed along the third metacarpal.  $\mathcal{Y}_{dhp}$  is perpendicular to the plane defined by the four markers fixed on the hand dorsum.  $\mathcal{Z}_{dhp}$  is perpendicular to the plane ( $\mathcal{X}_{dhp}$  -  $\mathcal{Y}_{dhp}$ ).  $\mathcal{R}_t$  placement is calculated from  $\mathcal{R}_{dhp}$  according to [Chao \*et al.\* \(1989\)](#) and  $\mathcal{R}_{mc}$  is defined by the triad markers orientation.**

According to [P. Cerveri \*et al.\* \(2008\)](#), [Chang & Pollard \(2008\)](#), [Chao \*et al.\* \(1989\)](#), [Cheze \*et al.\* \(2009\)](#) and [Cooney \*et al.\* \(1981\)](#), the TMC was considered as a two Degrees of Freedom (DoF) joint: flexion/extension ( $\varphi$ ) and abduction/adduction ( $\theta$ ). The pronation/supination is generally not considered as an independent DoF and was not included in anthropometric data bases of moment arms at the TMC and so not in this study. The 3D posture of the thumb was recorded by six cameras (Vicon 624 Motion System, Lake Forest, CA). Triad markers (4 mm diameter) were fixed on the dorsal side of the thumb metacarpal to

## 4. Détermination du moment passif à l'articulation trapèzométacarpienne (Etude 3)

---

define its segment reference system ( $\mathcal{R}_{mc}$ ). Four markers were fixed on the skin of the second and third metacarpal bones to define the dorsal hand plane ( $\mathcal{R}_{dhp}$ ) (Cooney & Chao, 1977). Other triad markers were also fixed on the rod to define the force sensor orientation. Joint angles were defined as the rotations between thumb metacarpal ( $\mathcal{R}_{mc}$ ) and the *trapezium* bone reference systems ( $\mathcal{R}_t$ ) according to Chao *et al.* (1989) who reported a fixed relationship between  $\mathcal{R}_{dhp}$  and  $\mathcal{R}_t$ . From cadaver measurements they found that  $\mathcal{R}_t$  was rotated by  $46^\circ$  of flexion,  $35^\circ$  of adduction and  $82^\circ$  of supination with respect to  $\mathcal{R}_{dhp}$ . These joint angles were calculated using Eulerian angles with the “Z,Y,X - fixed axes” sequence. Then,  $\varphi$ : the flexion/extension angle (flexion positive) around  $Z_t$ , and  $\theta$ : the abduction/adduction angle (abduction positive) around  $Y_t$  were calculated following the same “Z,Y,X - fixed axes” sequence.

### 4.2.5. Data analysis

The raw kinematics data and force were recorded (100 Hz) and filtered using a low-pass filter (Butterworth, fourth-order, zero-phase lag, cut-off frequency: 5 Hz).

The passive moment ( $\overrightarrow{Mp}$ ) was computed around  $\mathcal{R}_t$  axes with:

$$\overrightarrow{Mp} = \overrightarrow{mc} \wedge \overrightarrow{Fe} \quad (26)$$

Where  $\overrightarrow{Mp}$  was computed from  $\overrightarrow{mc}$  the vector representing the metacarpal bone position into  $\mathcal{R}_t$  and  $\overrightarrow{Fe}$  the vector of the recorded external force expressed in  $\mathcal{R}_t$ . For each subject, results consisted thus in two data sets: the first joining the passive moment around  $\mathcal{R}_t$  z axis ( $Mp_{F-E}$ ) to the TMC angles ( $\varphi$  and  $\theta$ ) and the second one joining the passive moment around the  $\mathcal{R}_t$  y axis ( $Mp_{A-A}$ ) to the TMC angles ( $\varphi$  and  $\theta$ ). As for the angles, a negative  $Mp_{F-E}$  and  $Mp_{A-A}$  corresponded to an extension moment and adduction moment, respectively. To represent the behaviour of the TMC joint passive moment, all trials of each subject were joined and fitted with an exponential function (Yoon & Mansour, 1982) by using a least square regression to obtain the iPMA of each subject.  $Mp_{F-E}$  was represented with the following equation adapted from (Yoon & Mansour, 1982):

## 4. Détermination du moment passif à l'articulation trapèzométacarpienne (Etude 3)

---

$$M_{P_{F-E}} = a.e^{b.(\varphi-\varphi_{\max})} + c.e^{d.(\theta-\theta_{\max})} \quad (27)$$

where a, b, c and d are the four coefficients determined by the least square regression (*Lsqnonlin*, Matlab, Mathworks Inc., Natick, MA) and  $\varphi_{\max}$ ,  $\theta_{\max}$  the subject specific maximal joint angles recorded during the experiment. As the range of motion of the TMC joint varied significantly among individuals, the relationship was better represented as a function of their maximal joint angles than as a function of their resting position as previously reported (Riener & Edrich, 1999). In order to take into account both directions of movement (abduction and adduction) around the resting position, a 3<sup>rd</sup> term was added to model the behaviour of  $M_{P_{A-A}}$ . This corresponded to the classical "double exponential function" proposed by Yoon & Mansour, (1982). Thus  $M_{P_{A-A}}$  is expressed as:

$$M_{P_{A-A}} = e.e^{f.(\varphi-\varphi_{\max})} + g + h.e^{i.(\theta-\theta_{\max})} - j.e^{k.(\theta-\theta_{\max})} \quad (28)$$

where e, f, g, h, i, j and k were the seven coefficients determined by the least-square regression.

The root mean square error (RMSE) between exponential models and experimental measures was computed for each subject and averaged to evaluate the quality of fitting. To model a generic relationship representing the mean behaviour of all tested subjects (gPMA), the coefficients obtained in iPMA were averaged.

### 4.2.6. Participation of passive moment during object grip.

As an example of application, the TMC passive moment was determined during a classically studied daily life task. Four of the ten participants were required to hold a 7 cm long - 0.5 kg object using an index finger-thumb pulp pinch. During this task, the grip force and the joint angles were recorded. The maximal TMC angle amplitudes of each participant were also determined in order to apply the gPMA relationship to their personal laxity. Starting from extension and abduction angles adopted during the grip, passive moments were then estimated using Eq. (27) and (28). The Net joint moments at the TMC were calculated with inverse dynamics in order to relate them to the estimated passive moment.

## 4. Détermination du moment passif à l'articulation trapèzométacarpienne (Etude 3)

### 4.3. Results

#### 4.3.1. Experimental kinematics and moments

The range of motion (RoM) observed during the test amounted  $54.9 \pm 12.2^\circ$  for the flexion/extension angle with a maximal extension angle of  $-43.2 \pm 16.0^\circ$ . The RoM was  $42.8 \pm 9.8^\circ$  for the abduction/adduction angle with maximal adduction amounting  $-39.9 \pm 5.4^\circ$  and maximal abduction to  $7.4 \pm 8.5^\circ$ . During the resting position the TMC joint was flexed at  $14.7 \pm 9.2^\circ$  and adducted at  $-25.7 \pm 6.2^\circ$ .

As explained in the "Materiel and method" section, flexion greater than the one at the resting position was not explored. Thus, only a negative  $Mp_{F-E}$  was reported. Minimal  $Mp_{F-E}$  recorded during the experiment averaged  $-192.4 \pm 50.6$  N-cm. Minimal  $Mp_{A-A}$  averaged  $-141.7 \pm 43.9$  N-cm while maximal  $Mp_{A-A}$  amounted to  $168.9 \pm 54.8$  N-cm.

#### 4.3.2. Passive mechanical moment

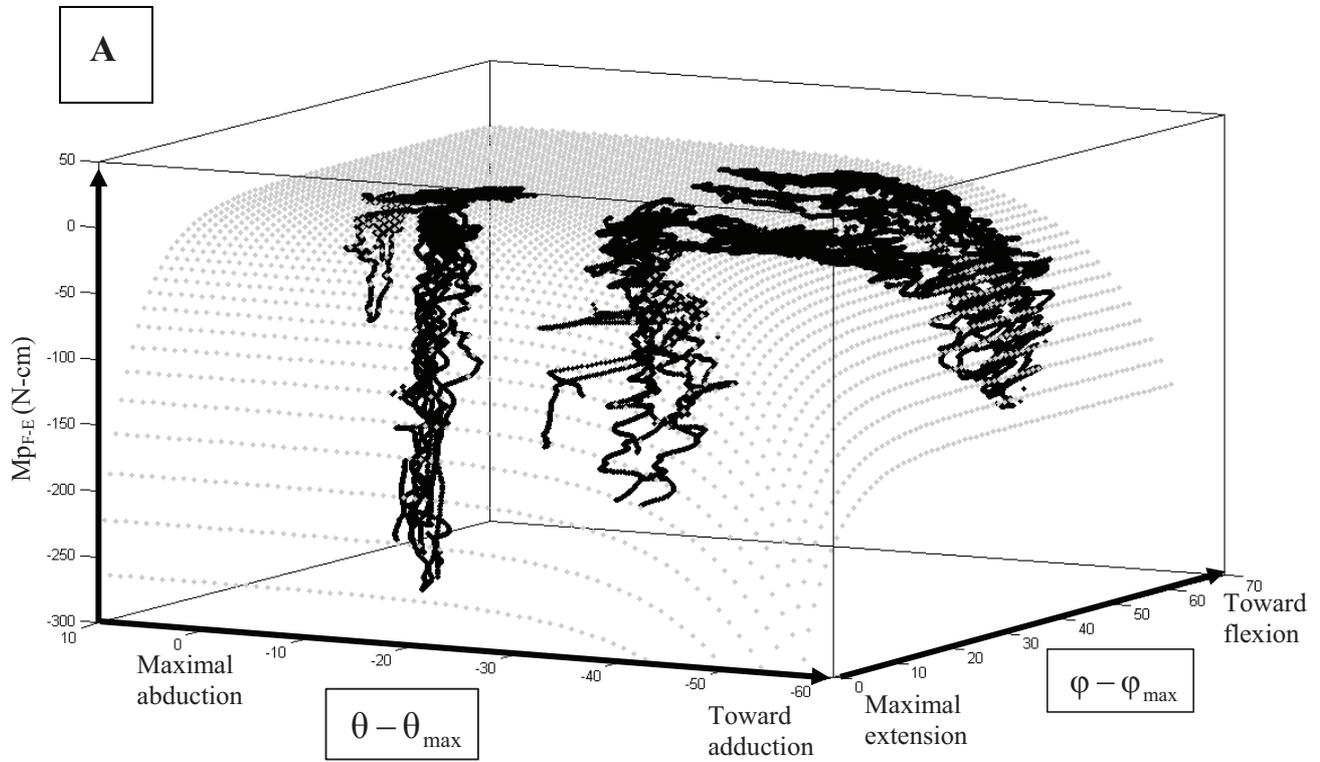
The mean coefficient values of all subjects, representing the "gPMA", are presented in Table 8.

**Table 8. Mean  $\pm$  SD coefficients of the regression analysis of the 10 subjects, for the estimation of  $Mp_{F-E}$  and  $Mp_{A-A}$  from both angles of flexion and abduction according to Eq. 27 and 28.**

	Exponential coefficients of regression							RMSE
	a	b	c	d	e	f	g	
$Mp_{F-E}$	-149.9 $\pm 66.4$	-0.14 $\pm 0.1$	-2.94 $\pm 8.2$	-0.18 $\pm 0.1$	-	-	-	26.54 $\pm$ 6.6
$Mp_{A-A}$	-71.89 $\pm 48.1$	-0.55 $\pm 0.6$	31.91 $\pm 17.2$	-4.49 $\pm 7.0$	-0.07 $\pm 0.0$	-110.60 $\pm 39.1$	0.39 $\pm 0.2$	27.29 $\pm$ 6.8

The across subjects mean RMSE were  $26.5 \pm 6.6$  N-cm for  $Mp_{F-E}$  and  $27.2 \pm 6.8$  N-cm for  $Mp_{A-A}$ . Figures 31 and 32 illustrate the evolution of  $Mp_{F-E}$  and  $Mp_{A-A}$  respectively for one representative participant.

#### 4. Détermination du moment passif à l'articulation trapèzométacarpienne (Etude 3)



## 4. Détermination du moment passif à l'articulation trapèzométacarpienne (Etude 3)

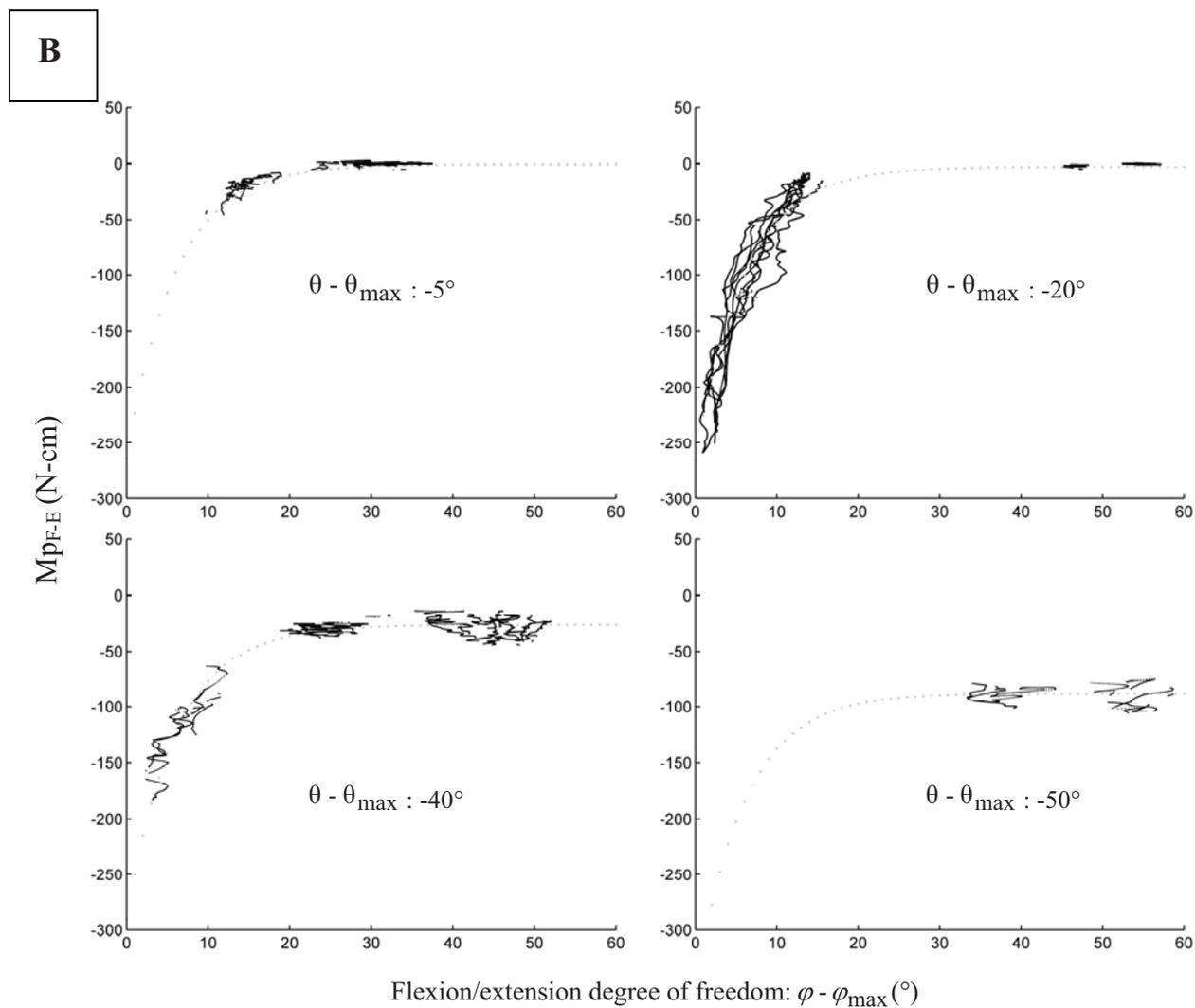
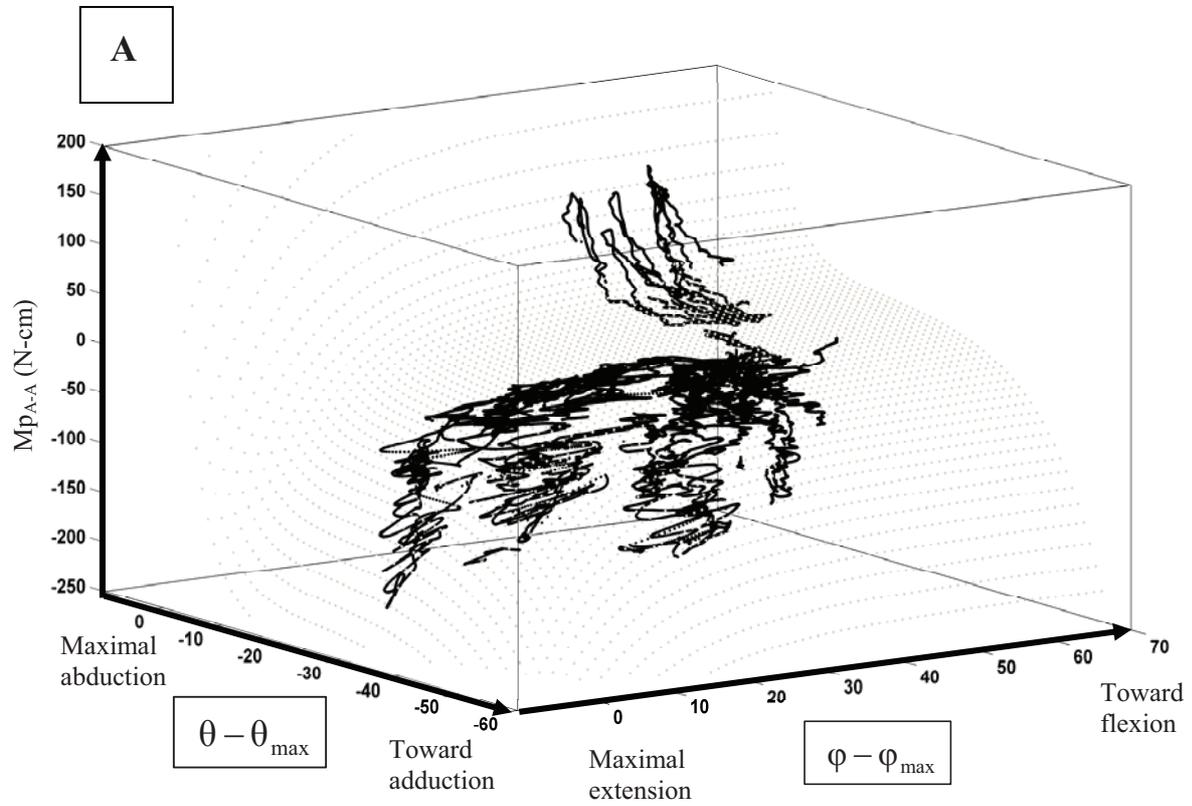


Figure 31. A: Passive flexion/extension moment ( $M_{p_{F-E}}$ ) with respect to both the angles of flexion/extension ( $\varphi$ ) and abduction/adduction ( $\theta$ ). Angles are expressed relative to the maximal amplitude ( $0^\circ$  corresponds thus to maximal extension and abduction). B: The two dimensional graphic of A illustrates the  $M_{p_{F-E}}$  with respect to  $\varphi$  at four different angles of  $\theta - \theta_{max}$ . Bold and light points correspond to experimental data and regression model outputs, respectively.

#### 4. Détermination du moment passif à l'articulation trapèzométacarpienne (Etude 3)

---



## 4. Détermination du moment passif à l'articulation trapèzométacarpienne (Etude 3)

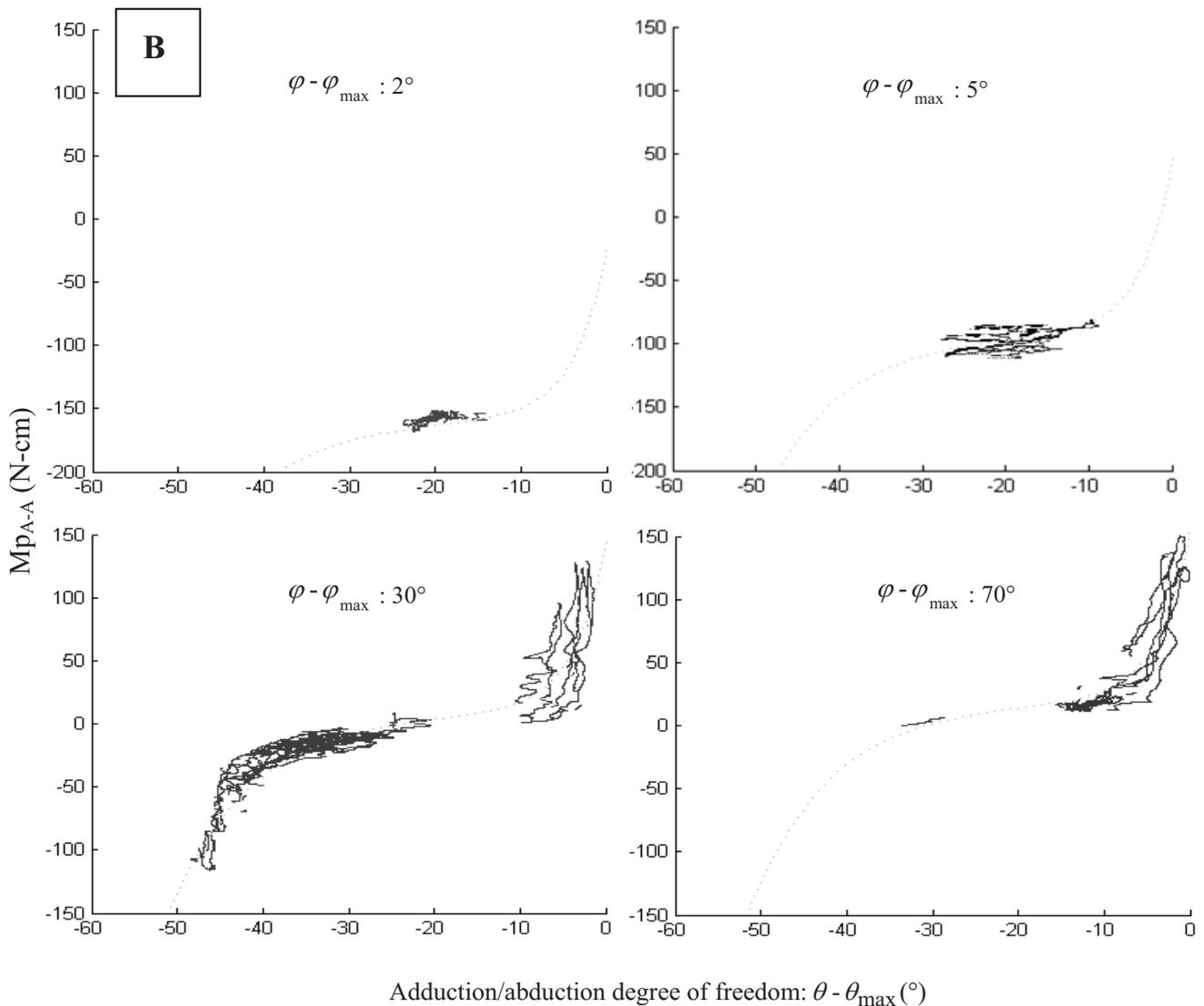


Figure 32. Passive abduction/adduction moment ( $M_{p_{A-A}}$ ) with respect to both the angles of flexion/extension ( $\varphi$ ) and abduction/adduction ( $\theta$ ). Angles are expressed relative to the maximal amplitude ( $0^\circ$  corresponds thus to maximal extension and abduction). **B**: The two dimensional graphic of **A** illustrates the  $M_{p_{A-A}}$  with respect to  $\theta$  at four different angles of  $\varphi - \varphi_{\max}$ . Bold and light points correspond to experimental data and regression model outputs, respectively.

Figure 31 shows that  $M_{p_{F-E}}$  depends on both flexion/extension and abduction/adduction angles. On this specific subject, maximal  $M_{p_{F-E}}$  reached -248 N-cm obtained at maximal extension ( $\varphi = -35.7^\circ$ ) and near abduction resting angle ( $\theta = -29.8^\circ$ ). We observed a sharp increase of  $M_{p_{F-E}}$  in the last  $15^\circ$  of extension corresponding well with the exponential form of the fitting. The RMSE for this subject amounted to 23.2 N-cm. Figure 32

## 4. Détermination du moment passif à l'articulation trapèzométacarpienne (Etude 3)

---

shows the evolution of  $M_{p_{A-A}}$  with respect to  $\varphi$  and  $\theta$ . As for  $M_{p_{F-E}}$ ,  $M_{p_{A-A}}$  depends on both  $\varphi$  and  $\theta$  angles. The recorded results showed a double evolution: the moments were first positive for abduction angle and became negative for adduction angle. For this subject, minimal  $M_{p_{A-A}}$  reached -218 N-cm and is obtained at  $\varphi = -31.1^\circ$  and  $\theta = -14.9^\circ$ . Maximal  $M_{p_{A-A}}$  reached 123 N-cm and is obtained at maximal abduction ( $\theta = 9.3^\circ$  and  $\varphi = -25.3^\circ$ ). The regression also showed a good agreement with RMSE values of 27.7 N-cm for this subject.

### 4.3.3. Participation of passive moment during object grip

The mean TMC flexion and abduction angles used by the subjects during the tested task were respectively  $\varphi = 9.2 \pm 6.1^\circ$  and  $\theta = 6.7 \pm 7.3^\circ$ . The  $M_{p_{F-E}}$  evaluated was  $-12.5 \pm 16.0$  N-cm and  $M_{p_{A-A}}$  was  $30.2 \pm 16.8$  N-cm. The Net joint moments were  $M_{F-E} = -29.8 \pm 11.6$  N-cm and  $M_{A-A} = 42.5 \pm 11.5$  N-cm resulting in a contribution of passive moments of respectively  $29.4 \pm 35.6$  % in flexion/extension and  $64.2 \pm 24.8$  % in adduction/abduction.

## 4.4. Discussion

The purpose of this study was to propose a generic passive moment angle-relationship (gPMA) representing the passive moments in function of the TMC angles reusable for biomechanical modeling. To determine this generic model, an experimental protocol to estimate passive moment at the TMC was developed. It consisted in measuring the global passive moment through the whole abduction/adduction range of motion of the thumb at various extension angles (from resting position to maximal extension). An exponential regression was then used to model the passive moment/joint angles relationship.

A key aspect of our approach was the use of a kinematic method mainly employed in biomechanical modeling of the thumb and that can be directly applied during *in vivo* studies. This enables a consistent description of joint angles and passive moments when looking at movements or grip tasks. In order to use the “gPMA” one has to: first, estimate subject specific maximum extension and abduction angles. This can be performed by manipulating the first metacarpal of the subject, the subject being inactive, in various directions (note that

## 4. Détermination du moment passif à l'articulation trapèzométacarpienne (Etude 3)

---

this point should be carefully performed as it may greatly influence the results). Second, the experimenter should identify the joint angles used in the task of interest (e.g while gripping an object) using the kinematic method of [Chao \*et al.\* \(1989\)](#) briefly described in the method section. Finally, the experimenter can apply the Eq. 27 and 28 with the coefficients contained in Table 8 to estimate the joint passive moment in both flexion/extension and abduction/adduction DoFs. To illustrate this procedure, a 7 cm grip task was performed. Results in this condition showed that when holding such an object with a thumb-index finger precision grip, the TMC is close to maximal abduction and confirmed previous observations ([Domalain \*et al.\*, 2008](#); [Napier, 1956](#)). Consequently, when a light object is hold, the grip force required and so the resulting net joint moment are fairly low compared to the passive moment created by the elongation of soft tissues close to the range of motion limit. We found that in this particular case, the passive moment may participate in equilibrating the external forces until 60% in the abduction/adduction degree of freedom. It corroborates that this relationship should really not be neglected during thumb modeling. To this aim, the passive joint moment should be subtracted from the net joint moment which has to be equilibrated by muscle actions. Therefore, tendon forces would be more realistic in integrating the relationship into the model. The abduction/adduction RoM coincided well with those reported by the literature ([Chang & Pollard, 2008](#); [Cheze \*et al.\*, 2001](#); [Cooney & Chao, 1977](#)). The flexion/extension RoM was slightly smaller (10-15°) than those previously reported certainly because we did not analysed maximal flexion. Moreover, maximal passive moment encountered would correspond to a grip force applied at the fingertip of 55 N which is approximately the maximal 2-finger pulp pinch force ([Domalain \*et al.\*, 2008](#)). The RoM and the moment amplitudes were then similar to the ones encountered during common tasks. This point is of great importance in order to insure that the proposed passive models are adaptable to many situations.

To model the passive moment/joint angle relationship, we chose an exponential regression model. This choice was first made on the basis of literature data, which showed that the behaviours of individual structures as skin or ligaments are mainly exponential ([Fung, 1967](#)). Second, it appeared that the exponential function was a better compromise between a small RMSE and a realistic behaviour than other function types such as linear or polynomial. As an example, it appeared that the polynomial regressions ([Dickey & Gillespie, 2003](#)) and ([Magnusson \*et al.\*, 2000](#)) were too sensitive to experimental noise and provided non-

## 4. Détermination du moment passif à l'articulation trapèzométacarpienne (Etude 3)

---

physiological results at some non-tested joint angles. Concerning the shapes of the curves, results clearly showed that passive moment were dependant on both flexion/extension and abduction/adduction DoFs what was neglected in the literature until now. This justified that the proposed equations (Eq. 27 and 28) contained components depending respectively on abduction and extension angles. Moreover, the curves showed that  $M_{p_{A-A}}$  was first positive for abduction angles and became negative for adduction angles. This result was the reason for using a function presenting two components which depend on abduction angle (Eq. 28), one representing the negative part of the relationship and the other designed for the positive part. On the opposite, for the flexion/extension DoF, no positive moment was reported as flexion angles greater than those at the resting position were not investigated. Thus, the single component depending on flexion angle included in Eq. 27. is sufficient to model the behaviour of  $M_{p_{F-E}}$  during almost the whole kinematic workspace of the TMC. However, and because no experimental data were recorded near the TMC maximal flexion, estimations given by Eq. 27 and 28 should not be used when thumb postures more flexed than the resting position are in interest.

As exposed in the methodology section, our model determines a global passive moment including the effects of ligaments, joint capsule, and skin. It should be noted that the passive participation of multi-joint muscles (*flexor pollicis longus; flexor pollicis brevis, abductor pollicis brevis, adductor pollicis; extensor pollicis longus; extensor pollicis brevis*) may influence our measurements. High attention was paid to reduce these multi-joint muscles participation by using a wrist posture which kept the muscles shortened. IP and MCP joints were also free to flex or extend naturally with respect to the shortening/lengthening of these muscles. On the other hand, it was not possible to eliminate the participation of some intrinsic single-joint muscles (OPP: *opponents pollicis; APL: abductor pollicis longus*) from our measurements. Consequently for musculo-skeletal modeling, the muscle-tendon passive components should be taken into account for all muscles except those of OPP, APL which are part of our measurements.

Some potential sources of errors have to be mentioned. First of all, recent works (P. Cerveri *et al.*, 2008; Chang & Pollard, 2008) proposed new functional-optimization methods able to model subject-specific kinematics of the TMC and supposed to better model this joint. However, to allow the results of this study to be reusable in further musculoskeletal modeling, the kinematic model used had to be compatible with the one employed by Chao *et al.* (1989)

## 4. Détermination du moment passif à l'articulation trapèzométacarpienne (Etude 3)

---

who reported the anthropometric data of tendon moment arms. Also, joint angle and moment measurements can be distorted by skin movements, inaccuracies in the estimation of limb axes/joint centres, and in the placement of force application. We minimized these errors by taking extra care in placing the markers by the same well trained experimenter. Indeed, the use of external markers for the kinematics of fingers has been demonstrated to provide reliable results (Kuo *et al.*, 2003) and is of necessity during *in situ* studies. Another limitation of our model is that the method did not take into account the hysteresis which arises between the load-unload cycle. This is not important when interesting in static or low speed tasks as grasping or holding an object but it could be not negligible when studying high speed movement as some musicians' gestures for example.

To conclude, this study proposed a generic passive moment angle-relationship (gPMA) at the TMC joint. For the evaluation of the increased joint stiffness and/or reduced RoM due to joint diseases such as those observed in the rheumatoid patients this experiment should be repeated to obtain personalized iPMA. As demonstrated during pinch grip, passive moments greatly participate in the net joint torque. Including the proposed passive model into biomechanical modeling may thus help to predict more reliable tendon forces.

### 4.5. Conclusion

L'objectif de cette étude était de proposer une relation globale entre posture de l'articulation trapèzométacarpienne et moment passif. Afin d'établir cette relation l'expérimentateur venait appliquer une force au niveau de l'articulation métacarpo-phalangienne alors que la main était fixée. La force et la posture du pouce étaient enregistrées. L'ensemble des positions possibles de la TMC était testé et le moment passif était calculé par dynamique inverse. Les données expérimentales étaient ensuite modélisées au moyen d'une régression exponentielle. Une relation en double-exponentielle développée à partir des travaux de Esteki & Mansour, (1996) permettait de représenter les résultats expérimentaux. L'équation de ce modèle ainsi que les coefficients moyens ont été déterminés afin de pouvoir être utilisés par la suite. Il est à noter que la composante passive des muscles influence le moment passif global à l'articulation. Une attention toute particulière a donc été accordée au

## 4. Détermination du moment passif à l'articulation trapèzométacarpienne (Etude 3)

placement du poignet ainsi qu'à garder les articulations métacarpo-phalangienne et inter-phalangienne libres afin de maintenir ces muscles en position raccourcie/détendue et de limiter l'influence de la posture des autres articulations.

Pour utiliser la relation proposée, une procédure en 3 étapes est nécessaire : 1) Estimer les angles maximums (amplitudes passives) de flexion/extension et adduction/abduction du sujet. Ceci peut être facilement réalisé en manipulant passivement le métacarpe du sujet. 2) Calculer les angulations de la TMC pendant la tâche à analyser et 3) appliquer les coefficients fournis et intégrer le résultat de moment passif dans la modélisation comme présenté ci-dessous.

$$\begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & r_{14} & r_{15} & r_{16} & r_{17} & r_{18} & r_{19} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & r_{24} & r_{25} & r_{26} & r_{27} & r_{28} & r_{29} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & r_{34} & r_{35} & r_{36} & r_{37} & r_{38} & r_{39} \\ r_{41} & r_{42} & r_{43} & r_{44} & r_{45} & r_{46} & r_{47} & r_{48} & r_{49} \\ r_{51} & r_{52} & r_{53} & r_{54} & r_{55} & r_{56} & r_{57} & r_{58} & r_{59} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} t_{FPL} \\ t_{FPB} \\ t_{ADPt} \\ t_{ADPo} \\ t_{APL} \\ t_{APB} \\ t_{OPP} \\ t_{EPL} \\ t_{EPB} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ M_{Pz|TMC} \\ M_{Py|TMC} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} Mz_{Fexterne} | IP \\ Mz_{Fexterne} | MP \\ My_{Fexterne} | MP \\ Mz_{Fexterne} | TMC \\ My_{Fexterne} | TMC \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (29)$$

L'équation (29) représente l'évolution de l'équation (23) d'équilibre statique du pouce par l'ajout de  $M_{Pz|TMC}$ , et  $M_{Py|TMC}$  le moment passif à TMC respectivement selon les axes de F-E et A-A.

A titre d'exemple, nous avons estimé le moment passif lors d'une tâche de préhension d'un objet léger de taille 7 cm. Il apparaît que selon le degré de liberté en adduction/abduction le moment passif participe jusqu'à 60% du moment de la force externe. Ce résultat montre que dès lors que l'on s'éloigne de la position neutre de référence, le moment passif à TMC ne devrait pas être négligé. Ceci pourrait expliquer le fait que les forces musculaires ont tendance à être surestimées avec la modélisation du pouce actuelle (cf. *Etude 1*). L'intégration du moment passif dans la modélisation musculo-squelettique du pouce devrait permettre une estimation des forces musculaires physiologiquement plus réaliste. Enfin, si l'on s'intéresse à une population spécifique possédant une raideur pathologique ou une amplitude de mouvement particulièrement limitée, il est envisageable de reproduire le protocole proposé afin d'obtenir des coefficients personnalisés et ainsi une meilleure estimation.

#### **4. Détermination du moment passif à l'articulation trapèzométacarpienne (Etude 3)**

---

Ainsi que nous l'avons précisé en introduction, nous attribuons les valeurs irréaliment élevées de forces musculaires estimées par les modèles actuels à 2 facteurs. Le premier était la négligence de l'important moment passif à TMC, erreur à laquelle nous venons de répondre et le second était l'omission du muscle 1<sup>er</sup> interosseux dorsal (FDI) dans l'équilibration de TMC. L'étude suivante va donc s'attacher à estimer les données de bras de levier et de potentiel de moment de ce muscle pour ensuite inclure son action à TMC.

## 5. Inclusion du premier interosseux dorsal au modèle du pouce (Etude 4)

---

# 5. Inclusion du premier interosseux dorsal au modèle du pouce (Etude 4)

### 5.1. Introduction

Le 1<sup>er</sup> interosseux dorsal (ou flexor digitalis indicis, FDI) est un muscle intrinsèque à la main et est défini comme bipenné, c'est-à-dire "en forme de plume" (P. Brand & Hollister, 1993). Il possède deux insertions proximales : la première se situe sur le 1<sup>er</sup> métacarpe (pouce) et la deuxième sur le second métacarpe (index). Ces deux chefs se rejoignent avant de s'insérer par le biais d'un court tendon sur la première phalange de l'index. Il est abducteur de l'index et participe également à la flexion de l'articulation MCP et l'extension de PIP et DIP. Son action sur le pouce, supposée moindre, est généralement négligée. D'ailleurs, les caractéristiques anthropométriques du FDI ne figurent dans aucune des deux bases de données que nous avons évoquées dans la première étude de ce document (An *et al.*, 1984; Smutz *et al.*, 1998). Au contraire des autres muscles mobilisateurs de TMC, il croise l'articulation dans le sens disto-proximal ce qui, au lieu de participer à la stabilité active de l'articulation, a tendance à la dissocier. Sa large insertion sur le 1<sup>er</sup> métacarpe se situe proche de l'axe d'abduction/adduction (A-A) et l'orientation de ses fibres est proche de celle de l'axe de flexion/extension (F-E) ce qui a pour effet un faible bras de levier (P. Brand & Hollister, 1993). Néanmoins, le FDI possède la 2<sup>nd</sup>e plus grande PCSA (4,1 cm<sup>2</sup>) des muscles du pouce, juste après le FPL. De plus, l'insertion de ce muscle sur le 1<sup>er</sup> métacarpe représente 70% du volume total du FDI (Chao *et al.*, 1989). Ainsi, même s'il possède un faible bras de levier, le FDI est capable d'exercer une force importante et éventuellement un moment nécessaire à prendre en compte. Les analyses EMG (Johanson *et al.*, 2001; Kaufman *et al.*, 1999) et de modélisation (Giurintano *et al.*, 1995) rapportent que le FDI est inactif lors de préhension en *key pinch* mais actif et participant à l'équilibre des forces au niveau du pouce lorsque celui-ci est mobilisé conjointement avec l'index (Giurintano *et al.*, 1995). Malheureusement, ces auteurs ne fournissent aucune indication sur les données de bras de levier des muscles qu'ils utilisent et donc aucune information sur le muscle FDI. Saunier (2004) observe à partir d'enregistrements EMG que "*la direction d'action privilégiée du FDI est la flexion*" et que

## 5. Inclusion du premier interosseux dorsal au modèle du pouce (Etude 4)

---

celui-ci est actif en *key pinch*. Kaufman *et al.* (1999) lors d'une étude s'intéressant aux rôles des muscles du pouce, observent un faible niveau d'EMG dans l'ensemble des muscles pour un mouvement d'adduction. Le FDI, non pris en compte dans cette étude, pourrait, de part son rôle d'adducteur, venir combler ce manque. Au regard de ces différentes observations, l'absence de prise en compte du FDI semble être une source d'inexactitude des estimations fournies par le modèle actuel. Il nous semble donc primordial d'engager une campagne de mesure des caractéristiques anthropométriques de ce muscle afin de l'inclure dans le modèle du pouce et évaluer en quoi son intégration peut améliorer les estimations des forces musculaires lors de la préhension.

**L'objectif de cette étude était dans un premier temps d'estimer le bras de levier et le potentiel de moment du muscle FDI au niveau de la TMC.** Pour cela les acquisitions IRM obtenues dans l'Etude 3 ont été utilisées. **Dans un second temps, les données ainsi obtenues ont été utilisées dans la modélisation de la pince lors d'une tâche de *pulp pinch*, ceci afin d'évaluer l'apport de la prise en compte de l'action du FDI dans la modélisation biomécanique.** Suites aux conclusions de l'Etude 1 nous émettons l'hypothèse que l'inclusion du FDI est susceptible de diminuer le niveau de force du muscle opposant (OPP) en position de "*pulp pinch*", lorsqu'un moment à la fois de flexion et d'adduction est requis. Cette étude présente les résultats de la mesure d'un seul sujet, préliminaires à une campagne d'acquisition plus large incluant plusieurs sujets.

### 5.2. *Matériel et Méthode*

#### 5.2.1. Bras de levier et potentiel de moment du FDI à TMC

##### 5.2.1.1. Sujets

Un seul sujet (1,68 cm, 64 kg, taille de main: 17,7 cm) a été utilisé pour obtenir les données de bras de levier du muscle FDI.

## 5. Inclusion du premier interosseux dorsal au modèle du pouce (Etude 4)

---

### 5.2.1.2. Modèle cinématique

Dans cette étude, notre volonté est d'évaluer le bras de levier du FDI et son influence dans le calcul des tensions de l'ensemble des muscles. Ainsi, nous faut-il donc exprimer ce muscle dans le même repère que celui utilisé pour les autres muscles. De manière à inclure directement nos résultats dans la base de données présentée en *Introduction* (An *et al.*, 1979), notre modèle initial, nous devons exprimer les coordonnées du FDI dans le repère du trapèze défini par Cooney *et al.* 1981 (cf. *Etude 2*). Rappelons qu'avec ce modèle, les axes de rotations sont concourants et le centre de rotation est confondu avec le centre O du trapèze. La manière d'obtenir ce repère a été déjà détaillée dans la l'Etude 3 de ce document.

### 5.2.1.3. Identification du muscle FDI et modélisation du bras de levier

Afin d'évaluer la capacité d'action du FDI dans plusieurs configurations articulaires de TMC, quatre postures ont été analysées: position neutre "de repos", extension, adduction et position de *pulp pinch*. Les images IRM présentées dans l'Etude 3 ont été utilisées. Rappelons que la séquence IRM choisie permettait d'identifier les os, les tendons et les muscles. Malgré la performance du matériel utilisé, il était cependant impossible de distinguer les différents corps et chefs musculaires lorsque ceux-ci étaient proches les uns des autres. Ceci pose problème pour visualiser le muscle FDI dont les fibres s'insèrent directement sur les 1<sup>er</sup> et 2<sup>nd</sup> métacarpes, sans véritables tendons. Ainsi, l'insertion proximale du chef "externe" du FDI n'est pas ponctuelle mais représente une large zone telle qu'illustrée sur la figure suivante. En plus de sa visualisation difficile, cette configuration anatomique pose une difficulté méthodologique pour modéliser le bras de levier et la direction de la force de ce muscle à TMC.

Dans ce type de configuration, la technique généralement utilisée dans la littérature considère le point d'insertion comme se trouvant au centre de la zone d'insertion et la direction comme la moyenne/résultante des différentes angulations des fibres (Van der Helm & Veenbaas, 1991). L'orientation des fibres n'étant pas identifiable sur les images acquises, nous avons choisis de travailler à partir des points d'insertions théoriques du FDI sur les os (Lbath

## 5. Inclusion du premier interosseux dorsal au modèle du pouce (Etude 4)

*et al.*, 2001) représentés sur la figure 33 par les 4 points blancs a, b, c et d. Ainsi 2 points sont situés sur le premier métacarpe (point a et point c), un point est situé sur le 2<sup>ème</sup> métacarpe (d) et un point sur la première phalange de l'index (c).

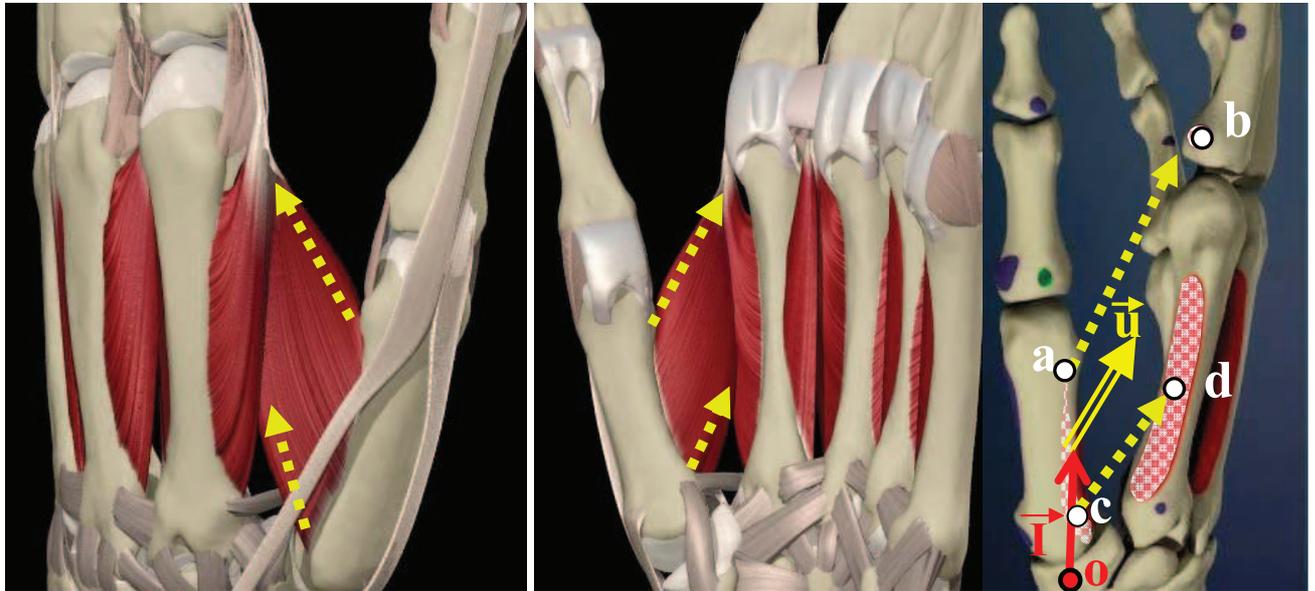


Figure 33. Illustrations du muscle FDI et éléments de modélisation. Schéma gauche et centre: pouce gauche respectivement en vue "dorsale" et "palmaire". Schéma à droite: pouce droit, vue "dorsale". Les flèches en pointillés jaunes représentent l'orientation des fibres musculaires s'insérant sur le 1<sup>er</sup> métacarpe, le vecteur  $\vec{u}$ , le vecteur directeur et  $\vec{i}$  le vecteur "insertion".

### 5.2.1.4. Calcul du bras de levier et du potentiel de moment

Après avoir digitalisé ces points, nous avons déterminé un vecteur "insertion" et un vecteur directeur. Le vecteur "insertion" ( $\vec{i}$ ) est le vecteur allant du centre de rotation O (centre du trapèze) au milieu du segment  $[ac]$ . Le vecteur  $\vec{i}$  est illustré sur la figure par la flèche rouge. Le vecteur  $\vec{u}$  (double flèche jaune) est le vecteur directeur (unitaire) de la force exercée par le muscle FDI sur le 1<sup>er</sup> métacarpe. Pour déterminer cette direction, nous avons choisis d'utiliser la résultante des vecteurs  $\vec{ab}$  et  $\vec{cd}$ . Nous faisons l'hypothèse que cette direction "moyenne" représente de manière juste la résultante des directions des fibres musculaires. Ainsi le bras de levier du muscle  $\vec{Bdl}$  correspondant au produit vectoriel suivant :

$$\vec{Bdl} = \vec{i} \wedge \vec{u} \quad (30)$$

## 5. Inclusion du premier interosseux dorsal au modèle du pouce (Etude 4)

---

Il est à noter que ce vecteur généralement appelé "bras de levier" du muscle correspond en réalité à la *composante unitaire de moment* du muscle. Ce vecteur est à multiplier par la norme de la force pour obtenir le moment de force réalisé par le muscle. De manière à prendre en compte cette valeur de bras de levier pour d'autres sujets que celui effectivement mesuré, nous avons normalisé cette valeur par la taille de la deuxième phalange du sujet (An *et al.*, 1979; Buchholz & Armstrong, 1992). Ainsi il suffira de multiplier la valeur obtenue par la taille de la deuxième phalange du sujet destiné à la modélisation pour obtenir une valeur de BDL personnalisé comme cela est réalisé pour les autres muscles.

Le potentiel de moment ( $\overrightarrow{M_{Pot}}$ ) pouvant être produit par le muscle a été également calculé afin d'évaluer la capacité d'action du FDI par rapport aux autres muscles. Le  $\overrightarrow{M_{Pot}}$  au niveau d'une articulation est estimé en calculant le produit du bras de levier/composante unitaire de moment du muscle par sa *PCSA* tel que :

$$\overrightarrow{M_{Pot}} = \overrightarrow{Bdl.PCSA}^{12} \quad (31)$$

avec *PCSA*, la section de coupe physiologique (cm<sup>2</sup>) estimée par An *et al.* (1979).

### 5.2.2. Prise en compte de l'action du FDI à TMC dans le modèle de la pince.

#### 5.2.2.1. Protocole

Afin d'estimer l'effet de l'inclusion du FDI dans la modélisation, nous avons analysé une tâche classique de *pulp pinch*. Dix sujets (âge: 26,0 ± 5.2; poids: 72,3 ± 5,4 kg; taille: 180,1 ± 6,4 cm; taille de la main: 19,6 ± 1,2 cm) avaient pour consigne de maintenir horizontalement entre le pouce et l'index un "objet" représenté par une tige métallique de longueur 5 cm et lestée par une masse de 500g.

#### 5.2.2.2. Recueil et analyse des données

---

<sup>12</sup> Notons que l'unité du  $\overrightarrow{M_{Pot}}$  est le cm<sup>3</sup>. Le produit du  $\overrightarrow{M_{Pot}}$  et de  $\sigma_{max}$  (la contrainte musculaire maximale en N/cm<sup>2</sup>) donne le moment maximal pouvant être produit par le muscle (en N.cm).

## 5. Inclusion du premier interosseux dorsal au modèle du pouce (Etude 4)

La force exercée était enregistrée (Labview, National Instruments, Austin, TX) au moyen d'un capteur 3D (Nano-25, ATI Industrial Automation, Garner, NC) intégré dans l'objet. La posture de l'index et du pouce était enregistrée (Vicon 624 Motion System, Lake Forest, CA) au moyen de marqueurs rétro-réfléchissants (diamètre 4 mm). L'activité EMG des muscles APL, EDC et FDI était enregistrée au moyen d'un système BIOPAC (fréquence d'acquisition: 2000 Hz; bande passante: 10Hz to 5 kHz; caractéristique de l'amplification : 3db). Les signaux de force/cinématique et d'EMG étaient respectivement filtrés (Butterworth ordre 4, passe-bas 10 Hz et passe-bande 20-400 Hz). Une fenêtre temporelle de 750 ms était considérée (Valero-Cuevas *et al.*, 1998) pour analyser ces signaux. Dans cette fenêtre, la force moyenne enregistrée par le capteur, la RMS des signaux EMG ainsi que les angles articulaires étaient calculés.

### 5.2.2.3. Modification de la modélisation de la pince

Le modèle présenté dans la partie 1.6. *Description du modèle musculo-squelettique de la pince* a été utilisé. La procédure d'optimisation incluant les données EMG (Partie 1.5.4) permettait alors de calculer les forces musculaires exercées dans la pince pouce-index nécessaires pour maintenir l'objet. Le moment passif à TMC tel que défini dans la précédente étude était également inclus. Cette version "originale" était modifiée en ajoutant le BDL du FDI à TMC. Ainsi l'équation (29) devenait:

$$\begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & r_{14} & r_{15} & r_{16} & r_{17} & r_{18} & r_{19} & 0 \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & r_{24} & r_{25} & r_{26} & r_{27} & r_{28} & r_{29} & 0 \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & r_{34} & r_{35} & r_{36} & r_{37} & r_{38} & r_{39} & 0 \\ r_{41} & r_{42} & r_{43} & r_{44} & r_{45} & r_{46} & r_{47} & r_{48} & r_{49} & r_{410} \\ r_{51} & r_{52} & r_{53} & r_{54} & r_{55} & r_{56} & r_{57} & r_{58} & r_{59} & r_{510} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} t_{FPL} \\ t_{FPB} \\ t_{ADPt} \\ t_{ADPo} \\ t_{APL} \\ t_{APB} \\ t_{OPP} \\ t_{EPL} \\ t_{EPB} \\ t_{FDI} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ M_{Pz}|TMC \\ M_{Py}|TMC \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} Mz_{Fexterne} |IP \\ Mz_{Fexterne} |MP \\ My_{Fexterne} |MP \\ Mz_{Fexterne} |TMC \\ My_{Fexterne} |TMC \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (32)$$

avec  $t_{FDI}$  la force estimée du FDI et  $r_{410}$  et  $r_{510}$  les BDL de FDI à TMC respectivement en F-E et en A-A.

Dans cette "nouvelle version" du modèle, le FDI agit sur l'index et le pouce par l'intermédiaire d'une seule et même force. Ainsi la procédure d'optimisation estime les tensions musculaires

## 5. Inclusion du premier interosseux dorsal au modèle du pouce (Etude 4)

en prenant en compte les contraintes d'équilibre des moments du pouce et de l'index en même temps. Ceci se traduit par une seule valeur commune de  $t_{FDI}$ .

### 5.3. Résultats

#### 5.3.1. Bras de levier et potentiel de moment du FDI à TMC

##### 5.3.1.1. Vecteurs "insertion" et vecteurs directeurs

Le tableau 9 rapporte les valeurs des vecteurs "insertion" ( $\vec{i}$ ) et "directeur" ( $\vec{v}$ ) pour les 4 postures différentes et exprimés dans le repère du trapèze (méthode *Cooney*).

**Tableau 9.** Vecteurs directeur et insertion du muscle FDI calculés dans 4 positions à partir de clichés IRM chez un sujet. En italique, les données de [Saunier \(2004\)](#) à titre de comparaison.

		Vecteur directeur	Point d'insertion $\vec{i}$ (mm)	Norme
REF	x	-0.20	-14.54	19.04
	y	-0.06	-1.04	
	z	-0.98	-12.25	
EXT	x	-0.08	-20.49	25.43
	y	-0.39	6.55	
	z	-0.92	-13.58	
ADD	x	-0.27	-17.83	21.75
	y	-0.20	0.49	
	z	-0.94	-12.45	
PINCH	x	-0.21	-18.83	21.86
	y	-0.24	-1.01	
	z	-0.95	-11.07	
<i>REF</i>	x	<i>-0.97</i>	<i>-12</i>	<i>13.5</i>
<i>(Saunier, 2004)</i>	y	<i>-0.15</i>	<i>0</i>	
	z	<i>-0.15</i>	<i>-5.5</i>	

Comme évoqué en introduction de cette étude, les résultats montrent un sens négatif du vecteur directeur selon x. Ceci signifie que le muscle a tendance à écarter l'articulation. Le vecteur directeur varie de manière conséquente selon les positions sur les axes x et y mais faiblement selon l'axe z. Les résultats montrent que le vecteur  $\vec{i}$  varie lui aussi selon les positions. Sa norme (distance entre le centre de rotation et l'insertion) est en moyenne de 22,0  $\pm$  2,6 mm.

## 5. Inclusion du premier interosseux dorsal au modèle du pouce (Etude 4)

### 5.3.1.2. Bras de Levier et Potentiel de moment

La figure 34 illustre le bras de levier (à gauche) et le potentiel de moment (à droite) de chacun des muscles en position de *key pinch* et en *pulp pinch*. Le potentiel de moment ( $\text{cm}^3$ ) en F-E et en A-A du FDI est respectivement de 0,3 et -4,8 en position de *key pinch* et 1,7 et -6,4 en *pulp pinch*. Cela signifie que le FDI possède un rôle de fléchisseur et d'adducteur. A titre d'exemple, le potentiel de moment de flexion et d'adduction de l'Opposant est respectivement de 3,3 et -0.5 en position de *key pinch* et 2,5 et -0,07 en *pulp pinch*.

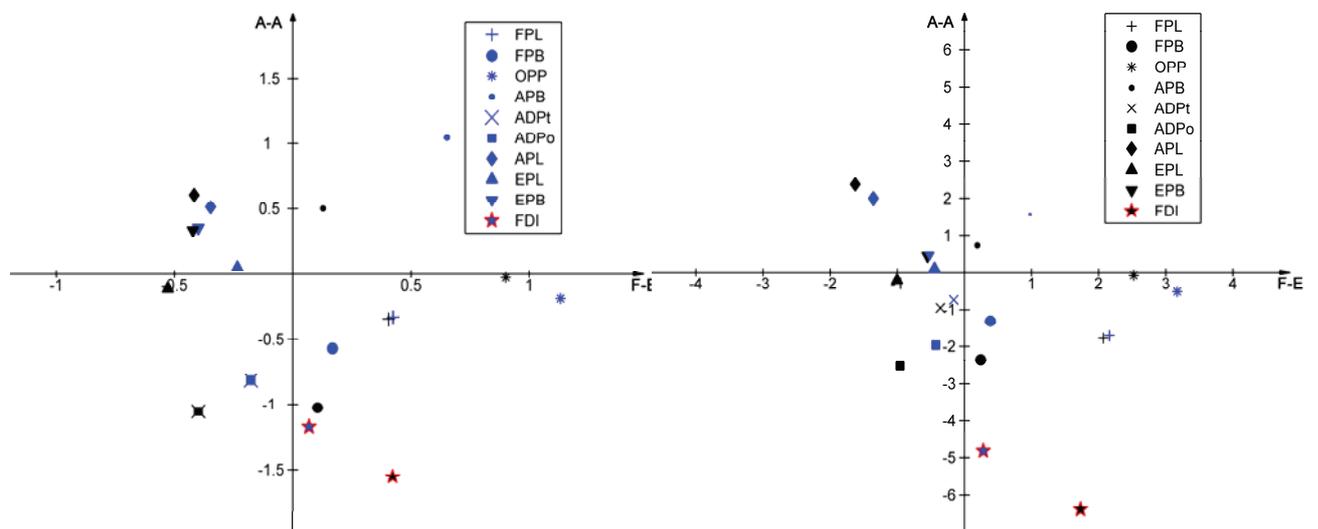


Figure 34. Bras de levier (en cm) à gauche et potentiel de moment ( $\text{cm}^3$ ) à droite des muscles croisant l'articulation trapezométacarpienne en configuration de *pulp pinch* (noir) et en position de *key pinch* (bleu).

### 5.3.2. Prise en compte de l'action du FDI à TMC dans le modèle de la pince

La force enregistrée par le capteur était de  $3,8 \pm 1,3$  N ce qui représente un moment à TMC à équilibrer par les muscles de  $26,8 \pm 10,4$  N.cm en extension et  $23,7 \pm 14,7$  N.cm en abduction (norme égale à  $35,8 \pm 12,3$  N.cm). Les tableaux 10 et 11 rapportent respectivement les forces estimées dans les muscles de l'index et du pouce.

## 5. Inclusion du premier interosseux dorsal au modèle du pouce (Etude 4)

**Tableau 10. Comparaison des forces musculaires de l'index estimées lors de la tenue d'un objet (5cm - 0,5 kg): influence de l'inclusion du muscle FDI.**

	FDP	FDS	LU	UI	EDC	EDI	<b>FDI</b>
SANS FDI							
Moyenne	13.3	12.3	0.0	5.0	9.6	11.7	13.7
Ecart-type	12.6	6.3	4.5	5.3	1.2	9.8	4.1
AVEC FDI							
Moyenne	13.5	11.9	0.0	5.3	9.6	11.6	14.0
Ecart-type	7.9	7.0	0.0	6.2	5.2	9.3	7.8
Différence	0.2	-0.4	0.0	0.3	0.0	-0.1	<b>0.3</b>

**Tableau 11. Comparaison des forces musculaires du pouce estimées lors de la tenue d'un objet (5cm - 0,5 kg): influence de l'inclusion du muscle FDI.**

	FPL	FPB	<b>OPP</b>	APB	ADPo	ADPt	APL	EPL	EPB	<b>FDI</b>
SANS FDI										
Moyenne	8.3	0.0	18.9	0.5	2.0	14.6	4.2	14.9	0.3	13.7
Ecart-type	4.0	0.0	4.2	1.5	0.5	3.8	3.0	3.8	0.6	4.1
AVEC FDI										
Moyenne	9.5	0.0	<b>12.9</b>	3.3	1.8	13.1	8.9	15.3	1.4	14.0
Ecart-type	5.0	0.0	3.7	1.6	1.4	10.1	3.1	6.3	0.6	7.8
Différence	1.2	0.0	<b>-6.0</b>	2.8	-0.2	-1.5	4.7	0.4	1.1	<b>0.3</b>

Lorsque l'action du muscle FDI à TMC est incluse dans la modélisation, la tension de tous les muscles est modifiée. Parmi ces modifications, on note la force du FDI qui ne varie pas ( $13,7 \pm 4,1$  N et  $14,0 \pm 7,8$  N). La force du muscle opposant diminue de 6,0 N alors que les forces de l'APB (court abducteur du pouce) et de l'APL (long abducteur du pouce) augmentent respectivement de 2,8 et 4,7 N.

### 5.4. Discussion

L'inclusion du muscle FDI dans le modèle du pouce est un questionnement qui a déjà été évoqué dans différentes équipes de recherche et plusieurs tentatives ont été faites pour y répondre. Cependant, aucune étude publiée dans des journaux internationaux n'a encore vu le jour. Il en résulte que le modèle du pouce - et donc de la pince - reste incomplet pour une

## 5. Inclusion du premier interosseux dorsal au modèle du pouce (Etude 4)

---

utilisation clinique ou ergonomique. Dans ce cadre, notre étude apporte trois avancées : la première est la proposition d'une technique de mesure anthropométrique du muscle FDI à partir de données IRM. La seconde est l'évaluation du bras de levier et du potentiel de moment de ce muscle dans différentes postures. Enfin, la dernière information est l'influence de cette inclusion pour la qualité des résultats obtenus par les modèles biomécaniques.

Concernant la méthode de mesure, cette étude montre qu'il est possible de mesurer le bras de levier des muscles à partir de l'imagerie IRM. Malgré la qualité de l'outil utilisé, il est à noter que les relevés anatomiques ainsi que la digitalisation n'est pas chose aisée. Dans cette démarche, il est nécessaire d'étudier les images de manière rigoureuse et à plusieurs reprises. Parfois, la localisation du point à digitaliser est délicate et laisse part à une "interprétation" des images. Ceci peut donc amener des imprécisions. Ces imprécisions influenceront cependant moins les résultats obtenus à partir de la moyenne de plusieurs sujets. Néanmoins, plusieurs pistes d'amélioration sont envisageables pour la suite de la campagne de mesure. Premièrement, nous pourrions encore travailler au choix de la séquence et du traitement des clichés IRM dans le but d'obtenir une meilleure visualisation du muscle. Deuxièmement, certains auteurs ([Maganaris, 2004](#)) recommandent de mesurer le BDL lorsque le muscle est en tension. Ceci doit être testé afin d'évaluer la faisabilité de ce protocole, étant donné l'obligation de rester statique pendant une longue période de temps.

Afin de référencer le muscle FDI dans le modèle initial, nous avons utilisé le modèle cinématique de [Chao et al. \(1989\)](#) et [Cooney et al. \(1981\)](#). Comme nous l'avons montré dans l'étude précédente, ce modèle cinématique n'est pas le plus approprié pour définir la TMC. Ainsi, une position/orientation différente des axes de rotation de TMC pourrait attribuer un rôle différent au FDI. Ces 2 études appuient la nécessité de relever une nouvelle base de données anthropométriques que nous avons reportée en conclusion de l'*Etude 1*. Cette base de données de bras de levier des muscles devra être exprimée dans un modèle cinématique anatomiquement plus réaliste, tel que celui que nous proposons au travers de la méthode fonctionnelle.

En ce qui concerne les résultats obtenus pour le bras de levier du FDI, ceux-ci montrent tout d'abord un faible écart-type au niveau de la norme du bras de levier. Ceci est en accord avec le principe d'une distance constante entre le centre du trapèze et l'insertion du muscle. La relative variabilité de ce paramètre est imputable à la digitalisation des points anatomiques ainsi qu'au caractère non idéal de l'articulation, i.e les surfaces articulaires ne

## 5. Inclusion du premier interosseux dorsal au modèle du pouce (Etude 4)

---

forment pas une sphère parfaite et de légers mouvements de translation/glisserment apparaissent lors de la rotation. En revanche, cette norme (22,0 mm) est élevée au regard de des 13,5 mm rapportés par [Saunier \(2004\)](#). Dans cette étude, le centre de rotation étant également situé dans le trapèze, la différence pourrait provenir du choix du point d'insertion du muscle. [Saunier \(2004\)](#) rapportent une composante du vecteur "insertion" le long de l'axe  $\vec{x}$  proche de la notre (-12 mm vs -14 mm) mais une faible composante selon  $\vec{z}$  (-5,5 mm) en comparaison à notre étude (-12 mm). Nous pensons que cette différence est associée à la méthodologie employée : 1) une interprétation différente des points d'insertion anatomiques; 2) une orientation différente des axes du trapèze (selon [Cooney et al. \(1981\)](#) dans cette étude vs. digitalisation de points anatomiques selon les coupes IRM pour [Saunier \(2004\)](#)); et 3) des approximations liées au repérages de points anatomiques hors des plans de coupes IRM.

Concernant les résultats de potentiel de moment du FDI, des valeurs importantes ont été relevées, particulièrement au regard du potentiel de moment des autres muscles (2 à 3 fois supérieur). Nous pouvons donc nous poser la question de la validité d'un tel potentiel de moment. Ce potentiel important s'explique, en partie, par la PCSA élevée qui vient amplifier l'action du BDL. Nos résultats dépendent des données anthropométriques de PCSA disponibles dans la littérature. Nous avons choisi de prendre les PCSA estimées dans la même étude que celle utilisée pour les données de BDLs ([An et al., 1979](#)). Néanmoins, pour [P. W. Brand et al. \(1981\)](#), la PCSA du FDI est plus faible (0.8 cm<sup>2</sup>). De plus, ces 2 études rapportent une seule et même PCSA pour le FDI et ne distinguent pas les 2 parties. Ne pouvant distinguer au moyen de l'IRM la contribution de chacun des 2 chefs du muscle FDI à chacune des articulations, nous avons suivi ces études et modélisé le FDI comme un seul muscle. Seul le BDL varie selon que l'on considère son action sur l'index ou sur le pouce.

La manière de considérer le FDI, muscle commun au pouce et l'index, possède ainsi des répercussions intéressantes en terme de modélisation. Par l'inclusion du FDI comme étant un seul muscle, exerçant la même force sur le pouce et l'index, nous avons regroupé ces deux segments dans un modèle global, dont l'ensemble des forces musculaires est calculé dans la même procédure d'optimisation et non plus de manière indépendante. Ce faisant, nous faisons l'hypothèse que la pince est "gérée" par le SNC comme une seule entité. Le résultat de la

## 5. Inclusion du premier interosseux dorsal au modèle du pouce (Etude 4)

---

procédure d'optimisation ne sera pas le même si ce muscle est considéré comme étant constitué de 2 chefs indépendants. Cette solution est souvent employée pour la modélisation des muscles multi-chefs tels que les fléchisseurs et extenseurs communs des doigts ou encore les longue et courte portions du biceps brachial (Holzbaur *et al.*, 2005) ainsi que certains muscles intrinsèques à la main (ADPt et ADPo). A ce jour, seule une dissection anatomique de plusieurs spécimens associée à une étude EMG intramusculaire permettrait d'évaluer la pertinence de considérer le FDI comme 2 muscles indépendants et de calculer la PCSA de chacun.

L'inclusion du muscle FDI telle que nous l'avons effectuée dans le modèle, entraîne une modification de la tension estimée de plusieurs muscles. Le muscle opposant subit une nette diminution (-6,0 N) ce qui valide notre hypothèse initiale. Ce résultat est particulièrement intéressant du point de vue des conclusions de notre première étude qui a démontré l'incapacité du modèle à estimer des forces physiologiquement cohérente dans ce muscle. Ainsi, cette imprécision pourrait être due à la négligence du muscle FDI. Lors d'une préhension en *key pinch* nous exerçons presque exclusivement un moment de flexion. Au contraire, lors d'une tâche de *pulp pinch*, nous exerçons également une forte composante d'adduction. Or c'est précisément dans cette configuration de *pulp pinch* que le potentiel de moment en adduction du FDI est le plus important. Ces 2 résultats mis ensemble corroborent le fait que le FDI soit rapporté par la littérature comme peu actif en position de *key pinch* (et donc négligé), alors que nous estimons son action non négligeable en *pulp pinch*.

S'il permet de réduire la force exercée dans le muscle Opposant, le fait d'inclure l'action du FDI sur TMC entraîne également une augmentation de la force dans les muscles abducteurs que sont APB et APL qui doivent équilibrer l'important potentiel de moment du FDI en adduction. De manière générale, ces résultats montrent que le muscle FDI est nécessaire à prendre en compte dans le modèle du pouce, car il est susceptible de modifier l'estimation des tensions dans plusieurs autres muscles.

## **6. Analyse biomécanique de la préhension pouce-index - influence de la taille de l'objet (Etude 5)**

---

# **6. Analyse biomécanique de la préhension pouce-index - influence de la taille de l'objet (Etude 5)**

Cette étude est présentée sous la forme d'une soumission dans le *Journal of Applied Biomechanics* dont elle fait l'objet. L'objectif était d'intégrer l'ensemble des améliorations du modèle émanant des Etudes 1, 3 et 4 pour répondre à un questionnaire d'ergonomie. Le cadre ci-après introduit et résume cet article. Une synthèse des résultats ainsi qu'une courte discussion seront également présentées en français à la suite de l'article dans la partie *Conclusion*.

## 6. Analyse biomécanique de la préhension pouce-index - influence de la taille de l'objet (Etude 5)

---

### Résumé de l'étude 5

Les principaux facteurs responsables de l'apparition de troubles musculo-squelettiques sont la répétitivité de la tâche, l'utilisation d'un niveau de force élevé ainsi que de postures inappropriées. Dans les cas où la répétitivité et la masse soulevée ne peuvent être modifiées, il est intéressant de chercher à réduire le recours à des postures inadaptées qui, au niveau des contraintes internes, se traduisent par des forces musculaires excessivement élevées. Le facteur principal influençant la posture employée étant la taille de l'objet, nous avons choisi de manipuler cette caractéristique en gardant constants les autres paramètres (masse, friction...).

L'**objectif** de cette étude était d'identifier l'influence de la taille d'un objet sur les contraintes du système musculo-squelettique lors d'une préhension pouce-index.

**Méthode.** On demandait à 10 sujets de tenir de manière spontanée un objet de 5 tailles différentes (3.5 cm, 4.5 cm, 5.5 cm, 6.5 cm, 7.5 cm) entre le pouce et l'index. Une modélisation biomécanique de la pince incluant les données de force externe, de posture articulaire, et d'EMG a été développée. La modélisation tenait également compte du moment passif estimé à TMC et de l'action du muscle FDI à TMC.

### Résultats & Discussion.

Les résultats montrent que bien que la force requise pour maintenir l'objet soit identique, la force exercée par les sujets varie. Ceci témoigne du fait que les sujets adaptent leur marge de sécurité à la taille de l'objet. Au niveau des contraintes internes, cela se répercute par des sollicitations musculaires différentes. Ainsi malgré une masse constante, la taille (et donc la forme) des objets manipulés possède un impact significatif sur les contraintes exercées dans les muscles. En plus de ces considérations ergonomiques, nous émettons une hypothèse concernant la stratégie de contrôle de la tâche.

## 6. Analyse biomécanique de la préhension pouce-index - influence de la taille de l'objet (Etude 5)

---

### 6.1. Introduction

Grasping objects or tools is a predominant daily life activity such as a loss of this function is recognized as a major handicap (Armstrong, 1986; Engelberg, 1988; Meagher, 1987; Wainstein & Nailor, 2006). Obviously, the characteristics of the object grasped (width, load, shape) are predominant factors influencing the occurrence of pathologies. Particularly, the object width modifies the joint postures and so changes the muscle length, the muscle moment arms and finally, the muscle coordination what may lead to more risked and/or fatiguing conditions (Chao *et al.*, 1989; Cooney & Chao, 1977; Harding *et al.*, 1993).

Many ergonomic studies have focused on the determination of the optimal object characteristics by selecting the width which maximise the maximal grip force (MGF). Those studies typically report an inverted U-shape relationship, the optimal grip width varying around 5cm depending on the posture adopted, the number of fingers involved and the shape of the object (Blackwell *et al.*, 1999; Dempsey & Ayoub, 1996; Fathallah *et al.*, 1991; Fransson & Winkel, 1991). From an ergonomic point of view, submaximal grip forces have to be taken into account for pathology prevention since during daily life objects are often manipulated with less intensity than 100% of MGF. Some studies thus focused on the external force spontaneously exerted ('grip force' GF) to hold an object (Westling & Johansson, 1984). Few studies interested in the effect of width on GF. Interestingly, in some conditions the width which minimizes GF differs from the one which maximise MGF arguing for the including of GF concomitantly to MGF into the analysis (Domalain *et al.*, 2008).

Even if these studies contribute to the understanding of grip tasks and to the object ergonomics, it remains crucial to understand how external forces (MGF and GF) are transmitted into internal forces exerted on muscles, tendons and joints which are directly implicated by the pathologies. Indeed with changes in finger postures and muscle coordination, a higher external force does not necessarily traduce higher internal forces and the other way round. As direct measurement of these variables is not possible, several biomechanical models of hand and fingers were developed: (Chao *et al.*, 1976) used this type of model to estimate muscle forces exerted while gripping an object with two fingers. (Sancho-Bru *et al.*, 2001) validated a biomechanical model for power grip with different size

## 6. Analyse biomécanique de la préhension pouce-index - influence de la taille de l'objet (Etude 5)

---

but did not include the thumb into the analysis. The most developed models used both mechanical data (external force, kinematics) and physiological data (electromyography, EMG) to estimate physiologically realistic muscle forces (Valero-Cuevas *et al.*, 1998; Vigouroux *et al.*, 2007).

In spite of the availability of these models, nothing is known about the influence of the object width on muscle force and joint forces while gripping an object. This leads to ergonomic conceptions which are currently focused on the external forces results only. The objective of this study was thus to identify the effect of object width on muscle forces and the joint forces. As a first step, the spontaneous grip of object with an index/thumb fingers pinch grip was studied. A biomechanical model of index/thumb was developed to determine internal constraints. We hypothesized that object width also influences significantly the muscle forces and the joint forces.

### 6.2. *Material and Methods*

#### 6.2.1. *Subjects*

Ten right-handed subjects participated in this study (age:  $27.4 \pm 3.9$  years; height  $180.2 \pm 4.0$  cm; body mass  $76.6 \pm 5.6$  kg; Mean  $\pm$  SD). None of the participants had any history of trauma affecting the upper limbs. All subjects signed an informed consent approved by the University guideline.

#### 6.2.2. *Experimental set-up and procedure*

The participants were seated in a chair with the right elbow and the palm of the hand supported by two clamps so that no effort was made by muscles to stabilise the hand and wrist. The shoulder was placed at  $45^\circ$  of flexion and abduction. The elbow was fixed at  $80^\circ$  of flexion (full extension being  $0^\circ$ ). The wrist was in neutral position ( $0^\circ$  flexion and  $0^\circ$  of radio-ulnar deviation) with forearm pronated. The thumb and index finger were positioned next to the clamp so that they could move freely. The task consisted in grasping objects (0.5 kg) between the index finger and thumb and maintaining it statically during a six second period. Participants were instructed to maintain the object horizontally. No verbal or visual feedback

## 6. Analyse biomécanique de la préhension pouce-index - influence de la taille de l'objet (Etude 5)

---

was given on force production. Positioning of the object was recorded using three reflective markers. Surfaces at digit-object interface consisted of 8 mm diameter discs covered by fine grain sandpaper (80 grains/cm<sup>2</sup>) and participants' digits were cleaned with alcohol before the experiment. Four object widths (3.5, 4.5, 5.5, 6.5 and 7.5 cm) were tested. One minute rest periods were provided between each trial to avoid any effect of fatigue. The order of the conditions was randomized to avoid any order effect.

### 6.2.3. Fingertip force

A six-axial force sensor (nano 25, ATI, USA) was used to record the grip force and the moments applied to the object. The force and moments signals were recorded at 100 Hz using LABVIEW acquisition tools (NI-PCI 6220, USA).

### 6.2.4. EMG

Surface EMG of five muscles (*Abductor Pollicis Brevis* APB; *Abductor pollicis longus* APL; *Extensor digitorum communis*, EDC; *Flexor Policis Longus* FPL, *First Dorsal Interosseous* FDI) were recorded at 2000 kHz with a BIOPAC system (bandpass from 10Hz to 5 kHz; amplification to 3db; common mode rejection ratio:>90dB). EMG signals were filtered off-line using a zero-lag Butterworth filter (order 4, bandpass from 20 to 400 Hz).

### 6.2.5. Kinematic

The 3D positioning of each thumb and index segment was recorded by a six cameras system (Vicon 624 Motion System, Oxford Metrics, England). Three spherical micro-reflective markers (4 mm diameter) were fixed on each segment using T-shape supports. Three markers, placed on the metacarpal bones were used to define the dorsal hand plane reference system ( $\mathcal{R}_{dhp}$ ). Starting from the 3D positioning of the segments, joint angles were computed for each model.

IP and MP joint angles were defined as rotation between distal and proximal segments using reference systems placed on the metacarpal bone ( $\mathcal{R}_{mc}$ ), the proximal phalanx ( $\mathcal{R}_{pp}$ ) and the distal phalanx ( $\mathcal{R}_{dp}$ ) (Fig. 1). The TMC joint angles were defined as the rotation between

## 6. Analyse biomécanique de la préhension pouce-index - influence de la taille de l'objet (Etude 5)

---

thumb metacarpal ( $\mathcal{R}_{mc}$ ) and the *trapezium* bone reference system ( $\mathcal{R}_t$ ). The positioning of  $\mathcal{R}_t$  was determined from [Cooney et al. \(1981\)](#) who reported that  $\mathcal{R}_t$  is rotated by  $46^\circ$  of flexion,  $35^\circ$  of abduction and  $82^\circ$  of supination with respect to  $\mathcal{R}_{dhp}$ . Angles were extracted from the rotation matrix using the Z, Y, X, Euler's sequence (i.e flexion, abduction, supination) with fixed axes situated on the proximal segment to follow the method of [Cooney et al. \(1981\)](#). Abduction and flexion have positive values.

### 6.2.6. Data analysis

Averaged fingertip forces and finger postures were calculated within a 750 ms window centred on the force plateau. Joint moments were then computed for input of biomechanical model. Within this time interval, muscle excitation levels for each muscle ( $e_m$  with  $m =$  APB, APL, EDC, FPL, FDI) were computed:

$$e_m = \frac{\text{RMS}_m}{\text{RMS}_{m \max}}$$

where  $\text{RMS}_m$  is the EMG root mean square value computed for each test ([Basmajian & De Luca, 1985](#)).  $\text{RMS}_{m \max}$  corresponds to the largest root mean square value recorded during the additional maximal voluntary tasks performed in the same posture in various external force directions (flexion, extension, adduction and abduction of the thumb and index finger).

### 6.2.7. Biomechanical finger model

The index and thumb musculo-skeletal system were modelled as previously described and were used to compute muscle forces in index and thumb ([Chao et al., 1989](#); [Vigouroux et al., 2007](#); [Vigouroux et al., 2008](#)). The thumb and index were both considered as four segments articulated by three joints. IP, DIP, PIP were considered as 1 degree of freedom in flexion/extension, and MP, MCP, TMC were considered as 2 DoFs in flexion/extension and in adduction/abduction. The index was mobilised by 7 muscles (FDP, FDS, LU, FDI, UI, EDC, EDI) and the thumb by 10 muscles (FPL, FPB, OPP, APB, ADPo, ADPt, APL, FDI, EPL, EPB). It has to be noted that the FDI acts on both the thumb and index finger.

The model results in 9 equilibrium moment equations and 16 unknown muscle forces resumed as follow:

## 6. Analyse biomécanique de la préhension pouce-index - influence de la taille de l'objet (Etude 5)

---

$$[R] \cdot \{T\} + \{L\} + \{F\} = \{0\}$$

where the  $9 \times 16$  matrix  $[R]$  is the moment arms matrix obtained from moment arms of muscles and from the coefficients associated with the extensor mechanism (Vigouroux *et al.*, 2009; Vigouroux *et al.*, 2007; Vigouroux *et al.*, 2008). The muscle moment arms were estimated from the finger joint angles for each finger using the results of An *et al.* (1979). As the FDI did not appear in the anthropometric data base of the thumb normative model (Chao *et al.* 1989), the moment arm of this muscle at the TMC joint was estimated by MRI (Siemens, 3T) in one subject. The moment arm of the FDI at TMC was considered constant between all the postures tested and equal to 0,43 cm of flexion and 1,56 cm of adduction.  $\{T\}$  is a 16-elements vector containing the unknown muscle forces.  $\{L\}$  is a vector containing the passive moment over MCP (Sancho-Bru *et al.*, 2003) and TMC (see part 2.5.2 below) due to the ligament and passive joint structures.  $\{F\}$  is a 9-elements vector representing moments of external force at each degree of freedom of the index and thumb finger.  $\{F\}$  was computed from the joint angles, the external fingertip forces and the segment lengths. The under-determined problem was solved with an “optimization constrained by EMG” process (Vigouroux *et al.*, 2007). This optimization process used a muscle stress criterion to determine an optimal set of muscle forces and included additional inequality constraints which take into account the  $e_m$  of the muscles recorded by EMG. Results of the optimization process were the muscle forces. Muscles forces were normalized by the external fingertip force (muscle force-external force ratio) in order to evaluate the action of muscles in regards to fingertip force. Using the nine equation of force equilibrium the joint forces were computed for each joint.

### 6.2.8. Passive constraints

As our experimental conditions could place TMC near joint locks and since TMC is entirely crossed by a complex network of skin, ligaments, soft tissues and tendons, passive participation of these structures were taken into account. To this issue, the results of Domalain *et al.* (2010) were used to determine the passive moment at the level of TMC based on the adopted joint angles. Passive moments were then included into the matrix  $\{L\}$ . As low intensity moments and forces were recorded in this study, the estimated passive moments

## 6. Analyse biomécanique de la préhension pouce-index - influence de la taille de l'objet (Etude 5)

---

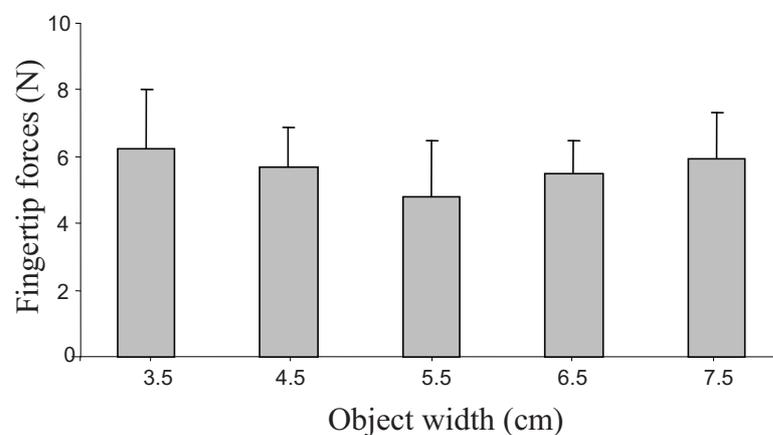
were sometimes superior to 90% for few trials. In these cases, the passive moment intensity was arbitrarily limited to 90% of external force moments.

### 6.2.9. Statistical analysis

Normality of the results was verified. Descriptive statistics as the mean and standard deviation ( $\pm$ SD) are reported. One factor Anovas were used to identify the effect of object size on muscle forces, joint forces. A level of  $p < 0.05$  was considered as significant.

## 6.3. Results

GF spontaneously applied on the object (Fig. 35) were significantly different with respect to the object width ( $F(4,36)=4.0$ ;  $p < 0.05$ ). GF amounted to  $6.21 \pm 1.8$ N for a 3.5cm object width,  $5.7 \pm 1.2$ N for 4.5cm,  $4.89 \pm 1.76$  for 5.5cm,  $5.5 \pm 1.0$ N for 6.5cm and  $6.0 \pm 1.4$  N for 7.5cm.



**Figure 35. Mean (SD) external forces (N) applied by the fingers on the object with respect to the object width. A significant effect of object width was observed on the force intensity.**

In thumb, IP flexion ( $F(4,36)=1.6$ ;  $p > 0.05$ ), MP flexion ( $F(4,36)=1.7$ ;  $p > 0.05$ ), MP Abduction ( $F(4,36)=1.6$ ;  $p > 0.05$ ) and TMC abduction ( $F(4,36)=0.22$ ;  $p > 0.05$ ) did not varied significantly with respect to the object width. IP mean flexion was  $12.0^\circ \pm 12.6$ , MP flexion averaged  $3.4^\circ \pm 9.0$ . MP and TMC abduction averaged  $15.9^\circ \pm 8.7$  and  $-8.2 \pm 8.6$  respectively. A significant effect ( $F(4,36)=18.3$ ;  $p < 0.05$ ) was observed for TMC flexion which extend slightly

## 6. Analyse biomécanique de la préhension pouce-index - influence de la taille de l'objet (Etude 5)

---

and progressively to  $19.1^{\circ}\pm 4.8$ ,  $17.1^{\circ}\pm 4.3$ ,  $14.7\pm 6.1^{\circ}$ ,  $12.5^{\circ}\pm 5.8$ ,  $11.1^{\circ}\pm 4.9$  for 3.5, 4.5, 5.5, 6.5 and 7.5cm respectively.

Index posture changes significantly with object width. DIP flexion ( $F(4,36)=6.9$ ;  $p<0.05$ ) varied from  $20.9\pm 11.8^{\circ}$  with 3.5 cm, to  $29.6\pm 9.0^{\circ}$  with 7.5cm. PIP flexion also varied significantly ( $F(4,36)=6.5$ ;  $p<0.05$ ) from  $22.1\pm 14.0^{\circ}$  at 3.5cm,  $17.2\pm 11.5^{\circ}$  at 4.5cm,  $12.6\pm 13.6^{\circ}$  at 5.5,  $11.2\pm 10.3^{\circ}$  at 6.5cm and  $13.8\pm 11.2^{\circ}$  at 7.5cm. MCP abduction did not varied significantly ( $F(4,36)=1.91$ ;  $p>0.05$ ) and averaged  $-4.0^{\circ}\pm 9.4$ . MCP extend progressively ( $F(4,36)=13.0$ ;  $p<0.05$ ) from  $55.6\pm 12.6^{\circ}$  at 3.5cm to  $38.6\pm 14.0^{\circ}$  at 7.5cm. The figure 36 and 37 presents the muscle forces of index muscles and thumb muscles for a 5cm width object.

# 6. Analyse biomécanique de la préhension pouce-index - influence de la taille de l'objet (Etude 5)

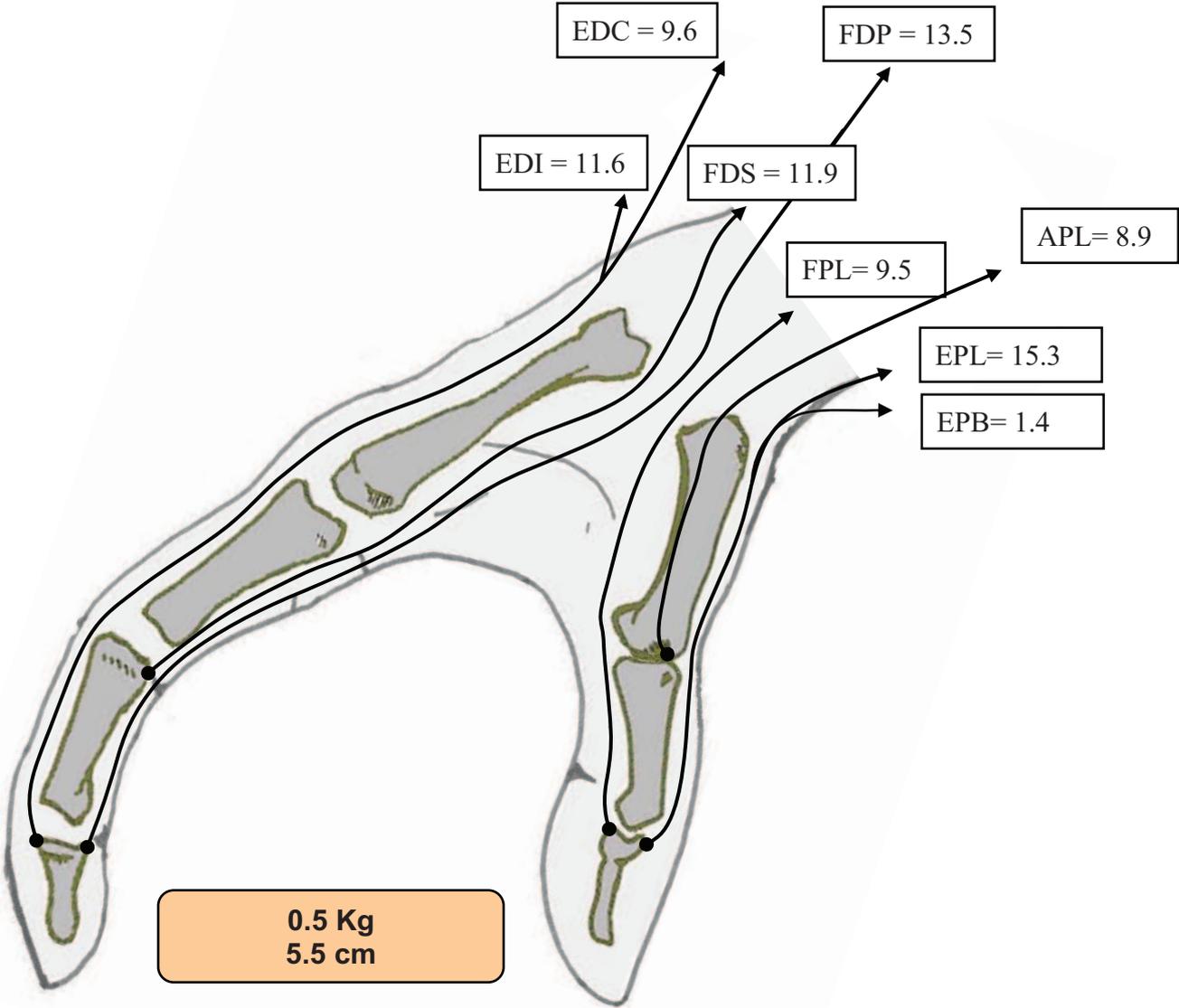


Figure 36. Schematic representation of muscle forces applied by the extrinsic muscles acting on index and thumb finger during a 5.5cm width object.

## 6. Analyse biomécanique de la préhension pouce-index - influence de la taille de l'objet (Etude 5)

---

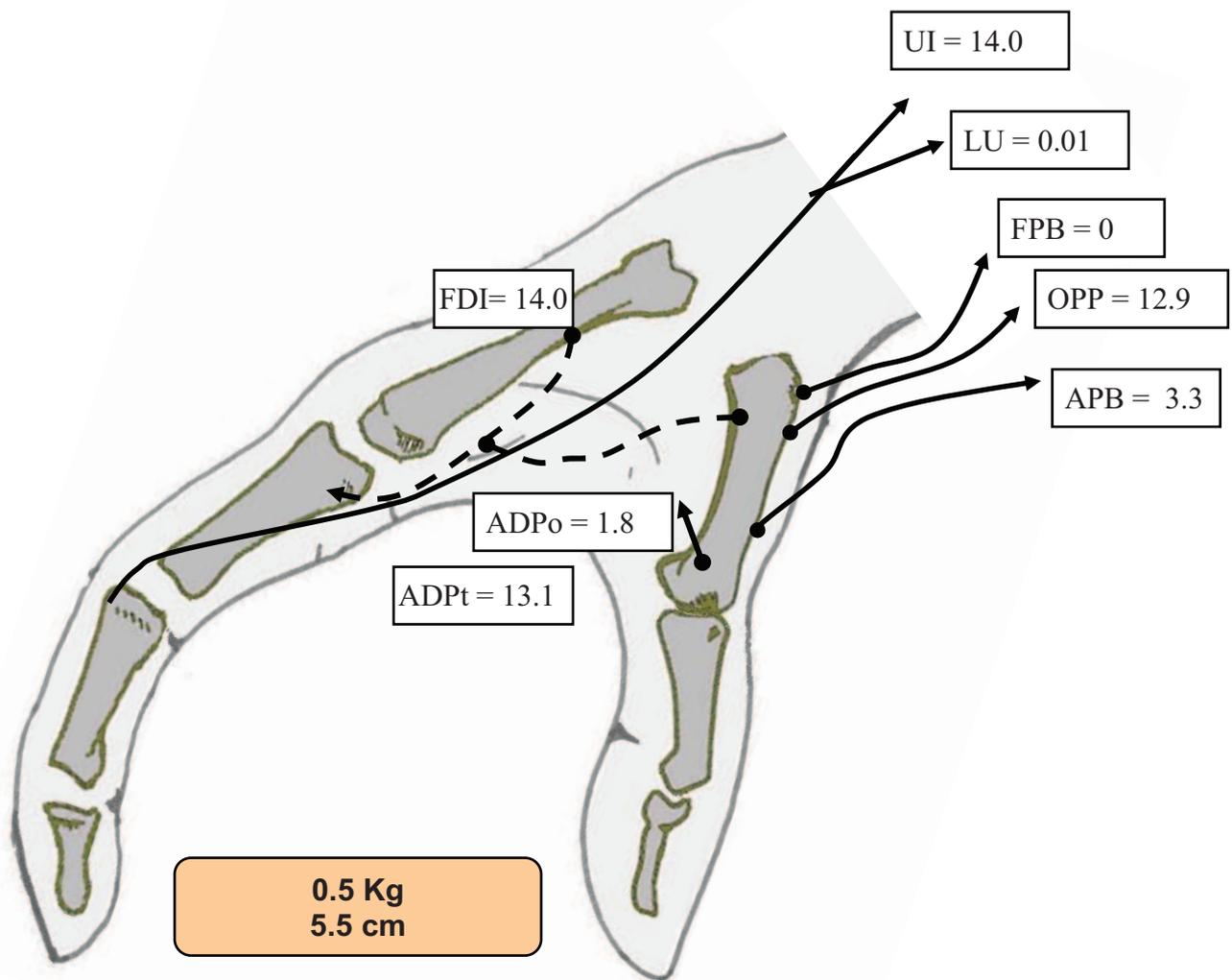


Figure 37. Schematic representation of muscle forces applied by the intrinsic muscles acting on index and thumb finger during a 5.5cm width object.

The table 12 presents the mean muscle forces observed in each muscle with respect to the object width.

## 6. Analyse biomécanique de la préhension pouce-index - influence de la taille de l'objet (Etude 5)

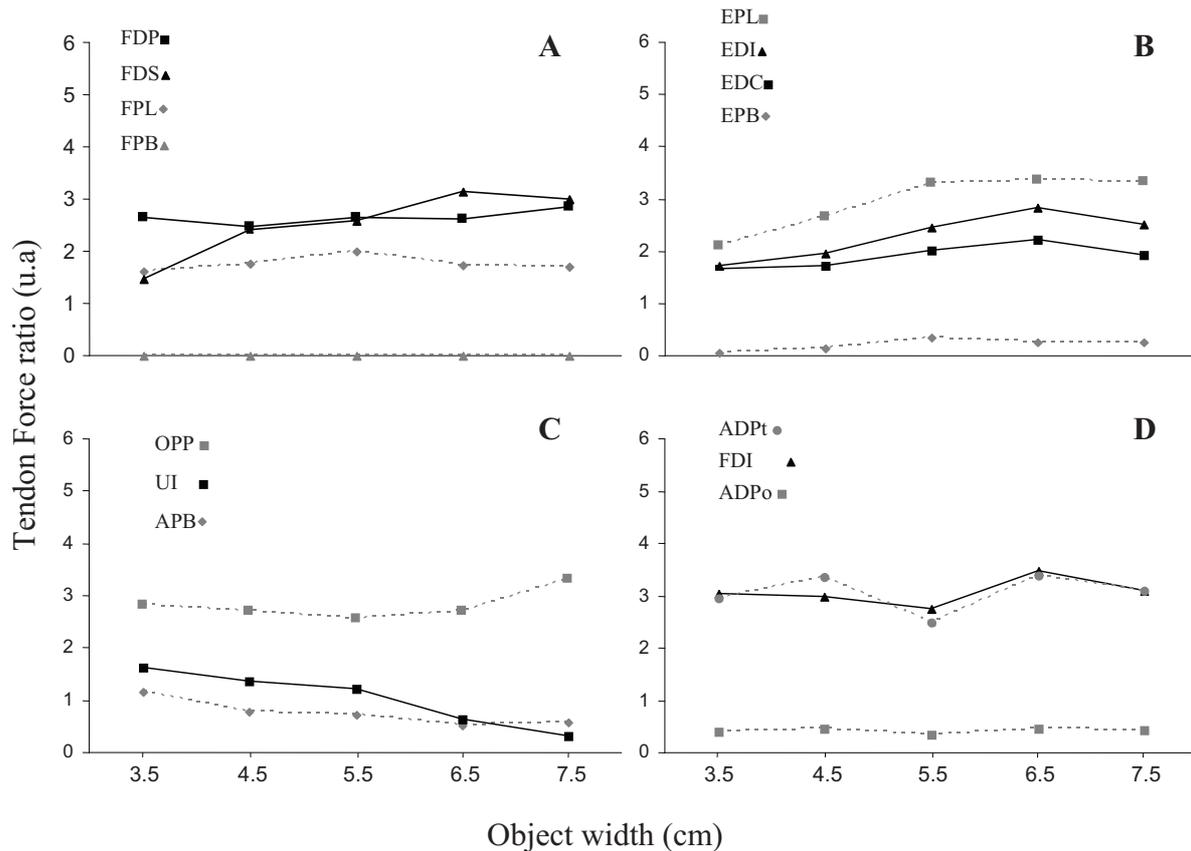
**Table 12. Mean muscle forces (N) across the ten subjects with respect to the object width. (\*) indicates a significant effect of object width ( $p < 0.05$ ). First part of the table presents the index muscles while the last nine lines presents the thumb muscles.**

Muscle	3.5 cm width	4.5 cm width	5.5 cm width	6.5 cm width	7.5 cm width
<b>FDP (*)</b>	16.9±6.7	14.0±4.1	13.5±7.9	14.5±4.8	18.0±9.6
<b>FDS (*)</b>	9.6±4.4	13.6±5.9	11.9±7.0	17.8±8.4	17.6±5.7
<b>LU</b>	0.1±0.02	0.1±0.03	0.01±0.03	0.00±0.01	0.0±0.0
<b>UI(*)</b>	6.4±7.6	5.2±7.7	5.3±6.2	3.3±7.5	1.6±3.4
<b>EDC (*)</b>	8.4±5.5	8.5±5.2	9.6±5.2	12.6±7.6	12.0±6.4
<b>EDI (*)</b>	7.3±10.0	9.0±8.8	11.6±9.3	16.2±12.3	15.5±10.6
<b>FDI</b>	17.5±7.9	16.5±10.6	14.0±7.8	20.7±14.4	20.3±15.1
<b>FPL</b>	10.3±5.4	10.5±5.5	9.5±5.0	9.6±4.6	10.6±5.0
<b>FPB</b>	0.1±0.03	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.01
<b>OPP (*)</b>	18.3±7.4	15.7±6.8	12.9±7.0	15.0±6.5	20.3±7.8
<b>APB (*)</b>	6.8±2.8	4.6±2.1	3.3±1.6	2.9±1.8	3.2±1.9
<b>ADPo (*)</b>	2.6±1.3	2.7±1.3	1.8±1.4	2.7±1.3	2.7±1.3
<b>ADPt (*)</b>	18.6±9.5	19.1±9.4	13.1±10.1	19.4±9.6	19.3±9.2
<b>APL</b>	9.5±3.8	8.5±3.0	8.9±3.1	8.8±3.1	9.5±3.4
<b>EPL (*)</b>	13.5±6.6	14.9±6.3	15.3±6.3	18.5±6.8	20.2±8.4
<b>EPB (*)</b>	0.3±0.9	0.7±0.9	1.4±0.6	1.4±0.8	1.5±0.9

There is a significant effect of object width for FDP ( $F(4,36)=2.7$ ;  $p < 0.05$ ), FDS ( $F(4,36)=7.3$ ;  $p < 0.05$ ), UI ( $F(4,36)=4.5$ ;  $p < 0.05$ ), EDC ( $F(4,36)=2.6$ ;  $p < 0.05$ ), and EDI ( $F(4,36)=3.5$ ;  $p < 0.05$ ). FDP, FDS and UI developed the highest force intensities for the index finger. Concerning thumb muscles, a significant effect of object width on muscle force was observed for ADPt ( $F(4,36)=3.7$ ;  $p < 0.05$ ), ADPo ( $F(4,36)=4.0$ ;  $p < 0.05$ ), APB ( $F(4,36)=4.8$ ;  $p < 0.05$ ), OPP ( $F(4,36)=3.1$ ;  $p < 0.05$ ), EPL ( $F(4,36)=4.2$ ;  $p < 0.05$ ) and EPB ( $F(4,36)=7.3$ ;  $p < 0.05$ ). FPL, FPB and APL presented no significant difference ( $p > 0.05$ ) with respect to object width. The highest muscle forces were observed in FPL, OPP, ADPt and EPL muscles for thumb.

## 6. Analyse biomécanique de la préhension pouce-index - influence de la taille de l'objet (Etude 5)

The figure 38 represents the muscle force-external force ratio with respect to the object width.

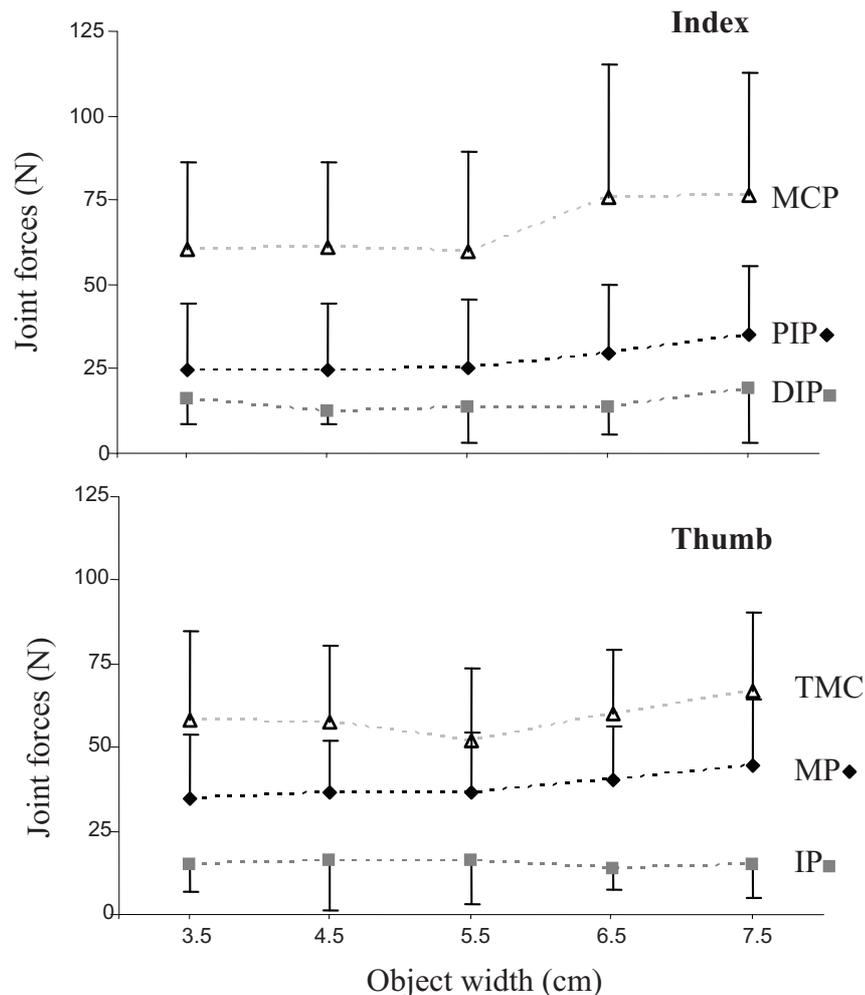


**Figure 38.** Mean muscle force-external force ratios (u.a) observed in flexor muscles (A), extensor muscles (B), abductor muscles (C) and adductor muscles (D) with respect to object width. Thumb muscles were drawn with grey dashed lines and index muscles with black lines.

The effect of object width was significant for FDS ( $F(4,36)=8.2$ ;  $p<0.05$ ), UI ( $F(4,36)=4.5$ ;  $p<0.05$ ), EDC ( $F(4,36)=3.1$ ;  $p<0.05$ ), and EDI ( $F(4,36)=3.7$ ;  $p<0.05$ ). For EDI and EDC and FDS the ratios increase with the increase in object width while for UI, we observed a decrease. No significant effect of object width was observed for FDP, LU and FDI muscle. Concerning the thumb, the effect of object width on muscle force-external force ratio was significant for ADPo ( $F(4,36)=4.0$ ;  $p<0.05$ ), ADPt ( $F(4,36)=4.0$ ;  $p<0.05$ ), APB ( $F(4,36)=2.8$ ;  $p<0.05$ ), OPP ( $F(4,36)=2.75$ ;  $p<0.05$ ), EPL ( $F(4,36)=7.0$ ;  $p<0.05$ ), EPB

## 6. Analyse biomécanique de la préhension pouce-index - influence de la taille de l'objet (Etude 5)

( $F(4,36)=7.3$ ;  $p<0.05$ ). EPL and EPB muscle force-external force ratio increased with object width, APB decreased progressively while OPP, ADP<sub>t</sub> and ADP<sub>o</sub> did not showed a simple evolution. No significant effect appeared for FPL, FPB and APL. Figure 39 presents the joint forces with respect to the object width.



**Figure 39: Mean (SD) joint forces in index joints (upper figure) and thumb joints (figure below). Distal joints (IP and DIP) were represented as a grey square (■), middle joints (PIP, MP) with a black rhombus (◆) and proximal joints (TMC and MCP) with a white triangle (△).**

A significant effect of object width was observed in PIP joint ( $F(4,36)=4.0$ ;  $p<0.05$ ). No significant effect was observed in the others joint although a significant tendency was observed for DIP joint ( $F(4,36)=2.2$ ;  $p=0.09$ ), MCP ( $F(4,36)=2.47$ ;  $p=0.06$ ), MP ( $F(4,36)=2.1$ ;  $p=0.09$ ). Whatever the width and the finger, the finger joint force increased from IP and DIP

## 6. Analyse biomécanique de la préhension pouce-index - influence de la taille de l'objet (Etude 5)

---

to MP and MCP. Mean joint forces ranged from 13.9N for the distal joints (IP and DIP) to 76.5N for the proximal joints (MCP, TMC).

### 6.4. Discussion

This study aimed to explore the effect of the object width on the muscle forces and joint forces when gripping spontaneously an object. Understanding the internal constraints caused by the change in object width could have a great impact first for the ergonomic field, to shape objects and tools which prevent pathology and fatigue, and second for the clinical field, to improve surgical and rehabilitation programs.

As observed in previous studies, the grip force used to maintain the object was different with respect to the object width. It was well defined into literature that subjects used more force than necessary to grip and held an object generally defined as a “security margin” (Westling & Johansson, 1984). The current results of grip force demonstrated that the security margin varied with respect to the object width in spite of similar weight, contact surfaces and friction characteristics. This phenomenon was already observed into the literature but has still remained unexplained (Domalain *et al.* 2008). In our study we showed an inverted U-shape relationship centred at 5.5 cm width which differs from Domalain *et al.* (2008) who showed an increase from 3.5 cm to 9.5 cm. This could be explained by the fact that in the current study we didn't test a 9.5 cm width object where the greatest differences were observed in Domalain *et al.* (2008). Moreover, we tested smaller load (0.5kg) than in Domalain *et al.* (2008) (1kg, 1.5kg and 2.25kg) who observed the largest effect with the largest load. As previously observed, the index finger adapts its postures (DIP flexion increased while PIP and MCP extended) to object width while the thumb postures changes in smallest proportion (only TMC flexion slightly decreased with object width).

The change in grip force and in finger postures results in changes in muscle forces in both index and thumb except for FPL and APL muscles in the thumb and RI in the index finger. FPB and LU were set by the optimization to 0N whatever the conditions. When normalizing the muscle forces by the external forces, we observed similar effect of object width except for the FDP muscle force-external force ratio which remained stable with the object width.

## 6. Analyse biomécanique de la préhension pouce-index - influence de la taille de l'objet (Etude 5)

---

When looking generally at these changes, one can observe an increase of extensor muscles muscle force-external force ratio in both index (EDC and EDI) and thumb (EPL and EPB) with the increased width. This phenomenon could be associated to a strategy which consists to extend the posture of MCP and TMC with the increase of object width. It was also observed that UI and APB decreased progressively their forces with the increase of object width. Then the muscles acting on the opposite side of the finger-object contact surface were less and less solicited. Even if extensor muscles acted as antagonist in the studied tasks, we hypothesized that their actions were crucial to stabilize the joints and to position the joints in favourable conditions. The purpose of such a strategy could be to first adapt a favourable joint posture in order that the finger tip was placed ideally on the object and second that joint angles were favourable for the flexor muscle action. This hypothesis is enforced by the fact that FPL and FDP were solicited in a constant manner (stable muscle force-external force ratio) in spite of object width changes. This suggests that angles and muscle coordination were selected in order to keep these muscle efforts constant. FPL and FDP were indeed the only flexors acting on the distal joints. These muscles were thus crucial for the success of the task. Then adapting the action of other muscles not directly implicated in the task to preserve the action of FPL and FDP seems a strategy to success the task whatever the object width.

Concerning the joint forces, no significant effect was observed except for the PIP joint. In spite of no significant effect, a tendency was observed in DIP, MP and MCP. The values of joint forces indeed increased progressively with the width but not significantly. It would be interesting to test larger widths (8.5 and 9.5 cm) to confirm or infirm these tendencies. Whatever the effect of object width, we observed a large increase of joint forces with the proximity of the joints. DIP and IP joint forces were inferior to IP an MP joint forces which are in turn inferior to MCP and TMC. This phenomenon could be explained by the action of the muscle. More muscles act on proximal joints and create thus more compressive forces than on distal joint crossed by fewer muscles. These considerations may be taken into account for pathologies analysis such arthritis.

The major limitation of this study concerned the finger model. The model provided an estimation of muscle and joint forces but could be source of errors (Vigouroux *et al.*, 2009) due to error in kinematic analysis, EMG recording and anthropometric data. To conclude this study detailed the effect of object width on external forces and internal forces. It was showed that the changes of external forces (following a U inverted relationship) were not necessarily

## 6. Analyse biomécanique de la préhension pouce-index - influence de la taille de l'objet (Etude 5)

---

followed by similar changes in muscle forces and joint forces. This suggested coordination strategy to preserve the action of the muscles directly implicated in the success of the task. From an ergonomics point of view, our results suggest to limit the largest objects in order to preserve extensor muscles. This argument becomes crucial when considering that during grip (i.e. flexing) fatiguing exercise, extensor fatigued at the same rate than the flexor muscles (Quaine *et al.*, 2003). Moreover, our results suggested that gripping an object with the fingertip may have a great impact on proximal joints due to muscle compression. Further researches are needed to compare this impact when grip force is applied at the level of proximal and middle phalanxes.

### 6.5. Conclusion

Cette étude avait pour objectif d'analyser l'influence de la taille des objets sur les contraintes du système musculo-squelettique. Nous avons tout d'abord montré que bien que mécaniquement la force externe à exercer soit constante, la force réellement exercée varie, ce qui témoigne du fait que les sujets adaptent leur marge de sécurité à la taille de l'objet. Au niveau des contraintes internes, cela se répercute par des sollicitations musculaires différentes. Ainsi nous montrons que malgré une masse constante, la taille et donc la forme des objets manipulés possèdent un impact significatif sur les contraintes exercées dans les muscles. De cette étude, nous émettons également une hypothèse concernant la stratégie de contrôle de la tâche basée sur le ratio constant de la force musculaire des muscles FPL et FDP sur la force externe. L'objectif suivi par le sujet serait dans un premier temps de placer l'extrémité de ses doigts dans la bonne orientation puis dans un second objectif, d'organiser l'ensemble de sa posture et de ses forces musculaires afin de maintenir ce ratio constant. Cette coordination permettrait alors de placer les muscles primordiaux au succès de la tâche (FDP et FPL sont les seuls agonistes aux niveaux des articulations distales) dans une configuration optimale. D'un point de vue ergonomique cette étude démontre pour la première fois, l'impact que peut avoir la taille d'un objet tenu spontanément entre ses doigts sur les forces musculaires. Notre étude nécessite maintenant d'être étendue à des configurations de prises plus complexes telle qu'avec plusieurs points d'application de la force et/ou des tâches à 3/5 doigts pour tester l'étendue de ces conclusions.



# 7. Discussion générale et perspectives

La main est au centre des activités quotidiennes de l'homme et les possibilités qu'elle offre sont révélatrices de la complexité du corps humain et de l'efficacité de son contrôle. L'handicap causé par son dysfonctionnement révèle, quant à lui, la fragilité de son bon fonctionnement et la nécessité de mieux prévenir et traiter ces problèmes. D'un point de vue théorique, l'étude de la main est également un des domaines les plus passionnants qu'il soit de traiter. La main recoupe à elle seule de nombreux problèmes théoriques, tels que la gestion des différents degrés de liberté articulaires et le contrôle des systèmes musculaires redondants. Pour ces raisons, les études biomécaniques ayant pour objet la main ont souvent permis d'apporter des techniques et des connaissances généralisables à l'ensemble du corps humain (Chao & Hoffman, 1978; G. A. Li *et al.*, 2006; Z. M. Li *et al.*, 1998; V Santos *et al.*, 2008; Valero-Cuevas, 2009; Valero-Cuevas & Lipson, 2004; Venkadesan & Valero-Cuevas, 2008).

Malgré les moyens disponibles d'analyse du mouvement, d'exploration corporelle par l'imagerie médicale et de calculs numériques, force est de constater que la détermination précise des forces internes au corps humain et à la main reste un problème non résolu à ce jour. Ceci se traduit par la situation troublante où aucun clinicien, ergonomiste ou fabricant de produits n'a la possibilité d'évaluer l'impact de son intervention sur les muscles, les articulations et les ligaments dans une tâche aussi commune que saisir un objet. L'objectif de ce travail doctoral s'inscrit dans cette problématique et visait à développer la modélisation biomécanique de la main lors de la préhension pour obtenir une estimation précise de ces variables non mesurables. A titre d'exemple, le paradigme de la pince pouce-index a été étudié.

### **Modèle de la pince et préhension**

Dans cette démarche, le constat initial était que la modélisation du pouce est nettement moins aboutie que celle se rapportant aux quatre autres doigts ce qui a été attribué à sa plus grande complexité anatomique. L'analyse biomécanique de "la main" exclut le plus souvent le pouce et se résume alors à l'analyse des quatre doigts longs uniquement (Sakai, 2005; Sancho-Bru *et al.*, 2003; J. Z. Wu *et al.*, 2009). Notre démarche a donc été de travailler à ce manque en vue de proposer un modèle intégré de la pince pouce/index. Ce travail s'est alors intéressé à quatre problèmes de la modélisation du pouce qui nous sont apparus comme

## 7. Discussion générale et perspectives

---

cruciaux et dont la résolution était indispensable pour mener la démarche de modélisation plus en avant.

Dans une première étude, les performances des modèles biomécaniques du pouce disponibles dans la littérature ont été comparées. En conjuguant l'acquisition cinématique de postures et la simulation de différentes forces appliquées au bout du doigt nous avons montré que ces modèles nécessitaient des améliorations pour permettre une évaluation physiologiquement plus réaliste. Notamment, aucun n'était capable de prédire des forces musculaires dans les muscles *Opponent Pollicis* et *Abductor Pollicis Longus* en accord avec les activations EMG rapportées. De plus, il est apparu que l'interprétation de la cinématique de TMC pose des problèmes de modélisation qui se répercutent nécessairement sur les forces musculaires estimées. Nous avons soulevé le fait que les données anthropométriques sont souvent utilisées à mauvais escient, sans prendre en compte le modèle cinématique utilisé lors du recueil de ces données ce qui est une source d'erreur importante.

Pour rendre les estimations physiologiquement plus réalistes nous avons apporté une amélioration en incluant la participation de contraintes passives au niveau de TMC. En effet lors de la préhension, cette articulation se place proche de ses butées articulaires (Domalain *et al.*, 2008; Napier, 1956). Compte tenu de son anatomie, nous avons émis l'hypothèse que les tissus mous pouvaient jouer un rôle important pour l'équilibrage des moments. Ainsi, nous avons mené une procédure expérimentale afin d'évaluer et d'inclure dans la modélisation les participations mécaniques passives (ligaments, tissus mous, butées osseuses) de TMC. Ce travail a permis de quantifier cette participation passive tout en proposant une méthodologie afin d'individualiser cette relation posture-moment passif. Les résultats ont confirmé notre idée initiale en montrant que les moments passifs contribuent de manière importante à l'équilibre des forces lors de la préhension d'objet. Au-delà de la problématique de la main et de la préhension, notre démarche expérimentale associée à la modélisation de la relation moment passif-angles articulaires peut parfaitement s'appliquer à d'autres articulations et d'autres problématiques. En ce sens, cette étude participe au champ de la modélisation biomécanique en général.

Une autre amélioration du modèle de la pince a été l'inclusion du muscle FDI dans l'équilibrage de l'articulation TMC du pouce. Comme d'autres auteurs avant nous (Saunier, 2004), nous avons fait le constat que le muscle FDI est absent des bases de données anthropométriques de bras de levier du pouce. L'action de ce muscle au niveau du pouce est négligée car il est généralement rapporté inactif lorsque le pouce génère une flexion pure tel

## 7. Discussion générale et perspectives

---

que lors d'une prise en *key pinch*. Néanmoins, il est reporté comme actif lors du rapprochement conjoint du pouce et de l'index comme c'est le cas lors de la préhension *pulp pinch*. Nous avons alors émis l'hypothèse que l'omission de ce muscle pouvait en partie expliquer les forces physiologiquement surestimées au niveau du muscle OPP notamment. Ainsi, le bras de levier du muscle FDI a été mesuré grâce à l'IRM et intégré dans le modèle de la pince. Lors de cette étude préliminaire, les bras de levier mesuré sur un seul sujet ont été ensuite "généralisés" à 10 sujets afin d'évaluer l'apport de ce muscle dans la modélisation. Nous avons démontré que le fait d'inclure le FDI apporte une meilleure estimation des forces musculaires ce qui nous encourage à étendre cette étude à l'analyse de plusieurs sujets afin de constituer une réelle base de données anthropométriques directement exploitable dans la modélisation.

Le modèle biomécanique incluant ces améliorations a été mis en œuvre dans une étude ergonomique visant à étudier l'effet de la taille de l'objet manipulé sur les forces musculaires et articulaires. Nous avons montré que bien que la force externe requise pour maintenir l'objet en équilibre soit constante, la force réellement exercée par le sujet varie. Ceci témoigne du fait que les sujets adaptent leur "marge de sécurité" à la taille de l'objet. L'origine de cet effet taille sur la force externe reste difficilement explicable à l'heure actuelle, une des hypothèses serait l'habitude d'utiliser ce type de préhension avec une taille d'objet plus proche de 5,5 cm que des autres tailles (Cesari & Newell, 1999). Cette taille serait donc optimale du point de vue de la force externe pour ce type de prise. Il conviendrait de tester d'autres configurations (à 3 et 5 doigts) pour vérifier cette hypothèse. Au niveau des contraintes internes, cela se répercute par des sollicitations musculaires également différentes. Ainsi nous avons montré que malgré la redondance articulaire qui permet une infinité de postures pour s'adapter au mieux au changement de taille, la taille et donc la forme des objets manipulés possèdent un impact significatif sur les contraintes exercées dans les muscles. Dans cette étude, nous avons également observé que le ratio force musculaire/force externe des seuls agonistes à agir sur les articulations distales que sont FDP et FPL, restaient constants alors que les ratios des autres muscles varient selon la taille. Nous avons émis l'hypothèse que cette invariance pourrait refléter une stratégie de contrôle de la tâche. Ainsi, cette stratégie aurait pour objectif premier de placer les extrémités des doigts dans la bonne orientation et, en second, de placer les articulations dans une configuration favorables à ces muscles primordiaux. D'une manière synthétique, cette dernière étude a permis de rendre compte de considérations ergonomiques et de contrôle du mouvement qui transparaissent uniquement grâce au recours à la

## 7. Discussion générale et perspectives

---

modélisation et que les données de force externe ou de posture seules n'auraient pas permises de rendre compte. D'ores et déjà l'ensemble de ces travaux fait l'objet d'applications directes en terme d'ergonomie. Des travaux sont en cours afin d'analyser l'influence du matériel sportif sur les contraintes du système musculo-squelettiques lors de la préhension. Sur le plan clinique nous avons notamment pour projet d'appliquer la modélisation des doigts à l'étude de l'arthrose.

### **Cinématique du modèle de la pince**

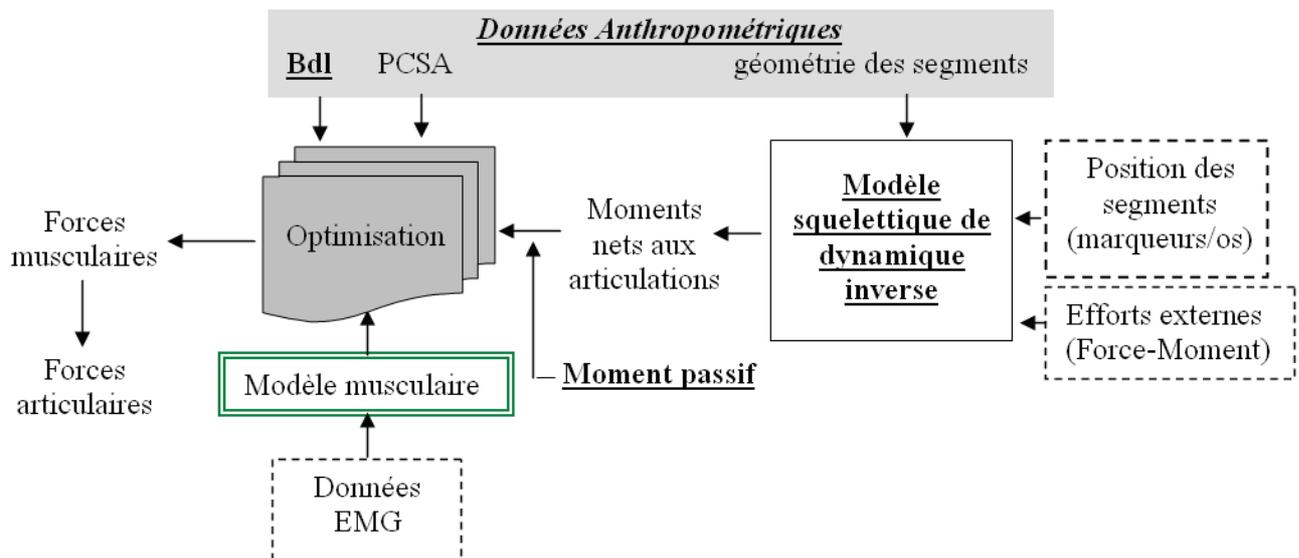
La comparaison des deux bases de données anthropométriques, le travail sur la modélisation du pouce ainsi que l'ensemble de la bibliographie traitant de la cinématique du pouce nous a convaincu que la méthode cinématique utilisée actuellement ne reflète pas au mieux la réalité anatomique de TMC et engendre des erreurs *in fine* sur les forces musculaires estimées. Nous avons donc engagé une démarche pour tester une nouvelle méthode cinématique. Cette méthode utilise des mouvements fonctionnels "purs" pour déterminer les axes de rotation de l'articulation TMC. Les mouvements que nous proposons se sont révélés performants et assez précis pour déterminer des axes de rotation qui correspondent à l'anatomie sous-jacente. Ce point est crucial pour l'analyse biomécanique du pouce. En effet, les mouvements que nous proposons ont l'avantage d'être facilement réalisable en laboratoire et permettent de retrouver les axes de rotation sans l'utilisation d'imagerie médicale telle que l'IRM. A la vue de ces résultats, l'analyse de plusieurs sujets est d'ores et déjà envisagée. Enfin, et au delà de la problématique de la préhension, il résulte également de ces travaux une méthode performante pour déterminer les coordonnées de l'axe hélicoïdal à partir de clichés IRM généralisable à tous mouvements. Un des objectifs, maintenant, va être de poursuivre les Etudes 2 et 4 par le recueil d'une nouvelle base de données anthropométriques de bras de levier des muscles du pouce associée à un modèle cinématique plus fidèle et reproductible *in situ* sans appareillage lourd.

### **Perspectives**

A la manière d'un schéma bilan, j'ai résumé la modélisation biomécanique développée actuellement dans la figure 40 ci-dessous. Sur ce schéma, j'ai mis en exergue les points particuliers qui ont fait l'objet d'études spécifiques dans le cadre de ces travaux. Il permet

## 7. Discussion générale et perspectives

également de visualiser les perspectives de travail que nous désirons maintenant poursuivre et comment elles s'agencent dans la démarche globale de modélisation.



**Figure 40.** Schéma "bilan" synthétisant la méthode d'estimation des forces musculaires et articulaires. Les données d'entrées mesurées sont la position des segments, les efforts externes et les données EMG. Les parties ayant fait l'objet d'améliorations spécifiques dans le cadre de ses travaux mise en évidence par une police "gras+souligné". Le modèle musculaire qui constitue notre principale perspective d'évolution est signalé par un encadrement double.

Ce schéma "bilan" illustre les développements réalisés ou engagés sur trois étapes différentes de la modélisation. Une première concerne les bras de leviers (**Bdl**) des muscles, une seconde l'analyse cinématique (faisant partie du **Modèle squelettique de dynamique inverse**), une troisième sur l'inclusion de **moment passif** dans l'équilibre des articulations. Dans ce travail nous avons laissé de côté le développement de l'étape de résolution (Optimisation). Nous avons fait le choix d'utiliser une procédure d'optimisation contrainte par EMG pour lever l'indétermination liée à la redondance musculaire. Cette procédure avait été préalablement développée par [Vigouroux et al. \(2007\)](#) et permettait d'obtenir des résultats intéressants lors de l'étude de l'application de forces maximales et d'enregistrements EMG intramusculaires. Tout au long de ce travail doctoral nous avons tenté d'étendre cette procédure à des enregistrements EMG de surface. Etant donné la faible taille des muscles mobilisant les doigts, ces enregistrements n'ont pu être effectués que sur un nombre limité de muscles (nous avons testé l'enregistrement des muscles EDC, FPL, FDS, APL, APB, EPB et FDI). Les estimations de forces musculaires basées sur ces enregistrements se sont parfois

## 7. Discussion générale et perspectives

---

révélées incompatibles avec l'équilibre mécanique et certains de ces EMG ont du être écartés de la procédure d'optimisation. Nous attribuons ce problème à plusieurs facteurs. Premièrement, le *crosstalk* EMG qui est dû à la densité des muscles proche de la zone d'enregistrement. De plus, à ces faibles intensités, le ratio signal/bruit devient particulièrement faible, et seules des avancées significatives dans le domaine du traitement du signal EMG permettraient d'apporter des solutions à ce problème.

Deuxièmement, dans les faibles niveaux de force testés, la relation EMG-force peut ne pas être linéaire et est plus difficile à établir. De manière générale, ce constat nous amène à penser que la relation simple (Eqs. 13 et 14) qui est utilisée pour calculer la force musculaire à partir de l'EMG doit être améliorée. Ce développement pourra se faire au travers d'une modélisation de l'architecture musculaire à l'aide de modèles tel que ceux basés sur les travaux de [Hill \(1938\)](#). Le principal obstacle à ce développement reste, à l'heure actuelle, le manque de données concernant les caractéristiques mécaniques de certains muscles (relation force-longueur, longueur optimale de fibre, etc.).

Enfin, la modélisation biomécanique telle que développée actuellement ne permet pas la prise en compte de l'important couplage qui existe au niveau des degrés de liberté de la main (au sein d'un même doigt ou bien entre les doigts) ainsi qu'au niveau musculaire (entre les différents chefs d'un même muscle ou bien entre les muscles). Gageons que la résolution de ce verrou scientifique sera l'un des débats les plus intéressants des futures recherches en biomécanique et que ces travaux au travers de la main auront, une fois encore, un important retentissement sur la compréhension du fonctionnement général de l'ensemble du corps humain.

# Bibliographie Générale

- Amarantini, D., & Martin, L. (2004). A method to combine numerical optimization and EMG data for the estimation of joint moments under dynamic conditions. *Journal of Biomechanics*, 37(9), 1393-1404.
- An, K. (1984). Kinematic analysis of human movement. *Annals of Biomedical Engineering*, 12(6), 585-597.
- An, K., Chao, E., Cooney, W., & Linscheid, R. (1985). Forces in the normal and abnormal hand. *J Orthop Res*, 3(2), 202-211.
- An, K. N., & Bejjani, F. J. (1990). Analysis of upper-extremity performance in athletes and musicians. *Hand Clin*, 6(3), 393-403.
- An, K. N., Chao, E. Y., Cooney, I. W. P., & Linscheid, R. L. (1979). Normative model of human hand for biomechanical analysis. *Journal of Biomechanics*, 12(10), 775-788.
- An, K. N., Takahashi, K., Harrigan, T. P., & Chao, E. Y. (1984). Determination of muscle orientations and moment arms. *J Biomech Eng*, 106(3), 280-282.
- An, K. N., Ueba, Y., Chao, E. Y., Cooney, W. P., & Linscheid, R. L. (1983). Tendon excursion and moment arm of index finger muscles. *J Biomech*, 16(6), 419-425.
- Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (2001). Dynamic optimization of human walking. *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme*, 123(5), 381-390.
- Aristote. (1911). *De partibus animalium* (Book IV). Oxford: Clarendon Press.
- Armstrong, T. (1986). Ergonomics and cumulative trauma disorders. *Hand Clin*, 2(3), 553-565.
- Basmajian, J., & De Luca, C. (1985). *Muscles alive*: Williams & Wilkins Baltimore.
- Bernstein, N. (1967). *The coordination and regulation of movements*: Pergamon Press Oxford.
- Bettinger, P., Smutz, W., Linscheid, R., Cooney 3rd, W., & An, K. (2000). Material properties of the trapezial and trapeziometacarpal ligaments. *J Hand Surg [Am]*, 25(6), 1085-1095.
- Bettinger, P. C., Linscheid, R. L., Berger, R. A., Cooney, W. P., 3rd, & An, K. N. (1999). An anatomic study of the stabilizing ligaments of the trapezium and trapeziometacarpal joint. *J Hand Surg [Am]*, 24(4), 786-798.
- Bhatia, A., Pisho, T., Touam, C., & Oberlin, C. (1996). Incidence and distribution of scaphotrapezotrapezoidal arthritis in 73 fresh cadaveric wrists. *Ann Chir Main Memb Super*, 15(4), 220-225.
- Blackwell, J. R., Kornatz, K. W., & Heath, E. M. (1999). Effect of grip span on maximal grip force and fatigue of flexor digitorum superficialis. *Applied Ergonomics*, 30(5), 401-405.
- Brand, P. W., Beach, R. B., & Thompson, D. E. (1981). Relative tension and potential excursion of muscles in the forearm and hand. *J Hand Surg Am*, 6(3), 209-219.
- Brand, P., & Hollister, A. (1999). *Clinical Mechanics of the Hand*: Mosby St. Louis, Mo.
- Bresler, B., & Frankel, J. (1950). The forces and moments in the leg during level walking. *Trans. Asme*, 72(27), 25-35.
- Brook, N., Mizrahi, J., Shoham, M., & Dayan, J. (1995). A biomechanical model of index finger dynamics. *Medical Engineering and Physics*, 17(1), 54-63.
- Brown, I., & Loeb, G. (2001). *Toward the ultimate skeletal muscle model*. Paper presented at the Proceedings of the 25th Annual Conference of the American Society of Biomechanics, San Diego, USA.

## Bibliographie Générale

---

- Brown, S. H. M., & Potvin, J. R. (2005). Constraining spine stability levels in an optimization model leads to the prediction of trunk muscle cocontraction and improved spine compression force estimates. *Journal of Biomechanics*, 38(4), 745-754.
- Buchholz, B., & Armstrong, T. (1992). A kinematic model of the human hand to evaluate its prehensile capabilities. *J Biomech*, 25(2), 149-162.
- Camomilla, V., Cereatti, A., Vannozzi, G., & Cappozzo, A. (2006). An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. *J Biomech*, 39(6), 1096-1106.
- Carpinella, I., Mazzoleni, P., Rabuffetti, M., Thorsen, R., & Ferrarin, M. (2006). Experimental protocol for the kinematic analysis of the hand: Definition and repeatability. *Gait & Posture*, 23(4), 445-454.
- Cerveri, P., De Momi, E., Marchente, M., Lopomo, N., Baud-Bovy, G., Barros, R. M. L., et al. (2008). In Vivo Validation of a Realistic Kinematic Model for the Trapezio-Metacarpal Joint Using an Optoelectronic System. *Annals of Biomedical Engineering*, Jul;36(7):1268-80.
- Cerveri, P., Lopomo, N., Pedotti, A., & Ferrigno, G. (2005). Derivation of Centers and Axes of Rotation for Wrist and Fingers in a Hand Kinematic Model: Methods and Reliability Results. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(3), 402-412.
- Cesari, P., & Newell, K. (1999). The scaling of human grip configurations. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, 25(4), 927-935.
- Chang, L., & Pollard, N. (2008). Method for determining kinematic parameters of the in vivo thumb carpometacarpal joint. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(7), 1897-1906.
- Chao, E. Y., Opgrande, J. D., & Axmear, F. E. (1976). 3-Dimensional Force Analysis of Finger Joints in Selected Isometric Hand Functions. *Journal of Biomechanics*, 9(6), 387-396.
- Chao, E. Y., & Hoffman, R. R. (1978). Instrumented measurement of human joint motion. *ISA Trans*, 17(1), 13-19.
- Chao, E., An, K.N., Cooney, W.P., Linscheid, R.L., (1989). *Biomechanics of the Hand: A Basic Research Study*: World Scientific Singapore.
- Cheze, L., Doriot, N., Eckert, M., Rumelhart, C., & Comtet, J. (2001). In vivo cinematic study of the trapezometacarpal joint. *Chir Main*, 20(1), 23-30.
- Cheze, L., Dumas, R., Comtet, J. J., Rumelhart, C., & Fayet, M. (2009). A joint coordinate system proposal for the study of the trapeziometacarpal joint kinematics. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 12(3), 277-282.
- Cheze, L., Fregly, B. J., & Dimnet, J. (1998). Determination of joint functional axes from noisy marker data using the finite helical axis. *Human Movement Science*, 17(1), 1-15.
- Cholewicki, J., McGill, S. M., & Norman, R. W. (1995). Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and EMG assisted lumbar spine model: towards development of a hybrid approach. *J Biomech*, 28(3), 321-331.
- Cocchiarella, L., & Andersson, G. (2001). *Guides to the evaluation of permanent impairment*: American Medical Association Press.
- Cole, K. J. (1991). Grasp force control in older adults. *J Mot Behav*, 23(4), 251-258.
- Comtet, J. J., Rumelhart, C., Cheze, L., & Fickry, T. (2006). The trapezio-metacarpal joint: the strain of the ligaments as a function of the thumb position. Study on an enlarged model. *Chir Main*, 25(5), 185-192.
- Cooney, W., & Chao, E. (1977). Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function. *J Bone Joint Surg Am*, 59(1), 27-36.

## Bibliographie Générale

---

- Cooney, W., Lucca, M., Chao, E., & Linscheid, R. (1981). The kinesiology of the thumb trapeziometacarpal joint. *J Bone Joint Surg Am*, 63(9), 1371-1381.
- Crowninshield, R., & Brand, R. (1981). The prediction of forces in joint structures: distribution of intersegmental resultants. *Exercise and sport sciences reviews*, 9(1), 159.
- Danion, F. (2008). Grip force safety margin in rock climbers. *Int J Sports Med*, 29(2), 168-172.
- Dempsey, P. G., & Ayoub, M. M. (1996). The influence of gender, grasp type, pinch width and wrist position on sustained pinch strength. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 17(3), 259-273.
- Dennerlein, J. T., Diao, E., Mote, C. D., & Rempel, D. M. (1998). Tensions of the flexor digitorum superficialis are higher than a current model predicts. *Journal of Biomechanics*, 31(4), 295-301.
- Dickey, J. P., & Gillespie, K. A. (2003). Representation of passive spinal element contributions to in vitro flexion-extension using a polynomial model: illustration using the porcine lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 36(6), 883-888.
- Domalain, M., Vigouroux, L., Danion, F., Sevrez, V., & Berton, E. (2008). Effect of object width on precision grip force and finger posture. *Ergonomics*, 51(9), 1441 - 1453.
- Dong, H., Barr, A., Loomer, P., LaRoche, C., Young, E., & Rempel, D. (2006). The effects of periodontal instrument handle design on hand muscle load and pinch force. *J Am Dent Assoc*, 137(8), 1123-1130.
- Dumas, R., Cheze, L., Fayet, M., Rumelhart, C., & Comtet, J.-J. (2008). Comment définir sans ambiguïté les mouvements d'une articulation : proposition de standardisation pour l'articulation trapézométacarpienne. *Chirurgie de la Main*, 27(5), 195-201.
- Edin, B. B., Ascari, L., Beccai, L., Roccella, S., Cabibihan, J. J., & Carrozza, M. C. (2008). Bio-inspired sensorization of a biomechatronic robot hand for the grasp-and-lift task. *Brain Res Bull*, 75(6), 785-795.
- Engelberg, A. (1988). *Guides to the Evaluation of Permanent Impairment*: American Medical Association.
- Esteki, A., & Mansour, J. (1997). A dynamic model of the hand with application in functional neuromuscular stimulation. *Ann Biomed Eng*, 25(3), 440-451.
- Esteki, A., & Mansour, J. M. (1996). An experimentally based nonlinear viscoelastic model of joint passive moment. *Journal of Biomechanics*, 29(4), 443-450.
- Fathallah, F. A., Kroemer, K. H. E., & Waldron, R. L. (1991). A new finger strength (pinch) gage. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 7(1), 71-72.
- Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R. M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol*, 96(4), 1486-1495.
- Flament, D., Goldsmith, P., Buckley, C. J., & Lemon, R. N. (1993). Task dependence of responses in first dorsal interosseous muscle to magnetic brain stimulation in man. *J Physiol*, 464, 361-378.
- Flash, T., & Hogan, N. (1985). The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *J Neurosci*, 5(7), 1688-1703.
- Fowler, N. K., Nicol, A. C., Condon, B., & Hadley, D. (2001). Method of determination of three dimensional index finger moment arms and tendon lines of action using high resolution MRI scans. *Journal of Biomechanics*, 34(6), 791-797.
- Fransson, C., & Winkel, J. (1991). Hand strength: the influence of grip span and grip type. *Ergonomics*, 34(7), 881-892.
- Freivalds, A. (2004). *Biomechanics of the Upper Limbs: Mechanics, Modelling and Musculoskeletal Injuries*: Taylor & Francis Ltd.

## Bibliographie Générale

---

- Freund, J., & Takala, E. P. (2001). A dynamic model of the forearm including fatigue. *Journal of Biomechanics*, 34(5), 597-605.
- Fung, Y. (1967). Elasticity of soft tissues in simple elongation. *American Journal of Physiology*, 213(6), 1532-1544.
- Gagnon, D., Larivière, C., & Loisel, P. (2001). Comparative ability of EMG, optimization, and hybrid modelling approaches to predict trunk muscle forces and lumbar spine loading during dynamic sagittal plane lifting. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16(5), 359-372.
- Gazsi, M., & Renard, V. (2006). Les TMS, fléau du XXI<sup>e</sup> siècle? *Prévention BTP*(89), 37-47.
- Giurintano, D., Hollister, A., Buford, W., Thompson, D., & Myers, L. (1995). A virtual five-link model of the thumb. *Medical Engineering & Physics*, 17(4), 297-303.
- Goubier, J. N. (2007). *Étude cinématique in vivo de l'articulation trapezometacarpienne*. ENSAM, Paris.
- Gray, H. (1918). *Anatomy of the human body*: Lea & Febiger.
- Harding, D., Brandt, K., & Hillberry, B. (1993). Finger joint force minimization in pianists using optimization techniques. *J Biomech*, 26(12), 1403-1412.
- Harvey, L., de Jong, I., Goehl, G., Armstrong, B., & Allaous, J. (2006). A Torque-controlled Device to Measure Passive Abduction of the Thumb Carpometacarpal Joint. *Journal of Hand Therapy*, 19(4), 403-409.
- Hasegawa, Y., Kasai, T., Kinoshita, H., & Yahagi, S. (2001). Modulation of a motor evoked response to transcranial magnetic stimulation by the activity level of the first dorsal interosseous muscle in humans when grasping a stationary object with different grip widths. *Neurosci Lett*, 299(1-2), 1-4.
- Hatze, H. (1997). A three-dimensional multivariate model of passive human joint torques and articular boundaries. *Clinical Biomechanics*, 12(2), 128-135.
- Heffernan, C., & Freivalds, A. (2000). Optimum pinch grips in the handling of dies. *Applied Ergonomics*, 31(4), 409-414.
- Hill, A. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, 126(843), 136-195.
- Hollister, A., Buford, W., Myers, L., Giurintano, D., & Novick, A. (1992). The axes of rotation of the thumb carpometacarpal joint. *Journal of Orthopaedic Research*, 10(3), 454-460.
- Hollister, A., Buford, W. L., Myers, L. M., Giurintano, D. J., & Novick, A. (1992). The axes of rotation of the thumb carpometacarpal joint. *J Orthop Res*, 10(3), 454-460.
- Hollister, A., Giurintano, D., Buford, W., Myers, L., & Novick, A. (1995). The axes of rotation of the thumb interphalangeal and metacarpophalangeal joints. *Clin Orthop*, 320, 188-193.
- Holzbour, K., Murray, W., & Delp, S. (2005). A Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(6), 829-840.
- Hoozemans, M. J. M., & van Dieen, J. H. (2005). Prediction of handgrip forces using surface EMG of forearm muscle's. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(4), 358-366.
- Imrhan, S. N., & Rahman, R. (1995). The effects of pinch width on pinch strengths of adult males using realistic pinch-handle coupling. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 16(2), 123-134.
- Johansson, R., & Westling, G. (1984). Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects. *Experimental Brain Research*, 56(3), 550-564.

## Bibliographie Générale

---

- Kapandji, I., & Poilleux, F. (1980). Physiologie articulaire schémas commentés de mécanique humaine tome 1 Physiologie articulaire Membre supérieur Membre supérieur, l'épaule, le coude, pronosupination, le poignet, la main et les doigts: Maloine.
- Kaufman, K. R., An, K.-N., Litchy, W. J., Cooney, I., William P., & Chao, E. Y. S. (1999). In-vivo function of the thumb muscles. *Clinical Biomechanics*, 14(2), 141-150.
- Keyserling, W. (2000). Workplace Risk Factors and Occupational Musculoskeletal Disorders, Part 2: A Review of Biomechanical and Psychophysical Research on Risk Factors Associated with Upper Extremity Disorders. *AIHAJ-American Industrial Hygiene Association*, 61(2), 231-243.
- Komi, P. V., Belli, A., Huttunen, V., Bonnefoy, R., Geysant, A., & Lacour, J. R. (1996). Optic fibre as a transducer of tendomuscular forces. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 72(3), 278-280.
- Komi, P. V., Salonen, M., Jarvinen, M., & Kokko, O. (1987). In vivo registration of Achilles tendon forces in man. I. Methodological development. *Int J Sports Med*, 8 Suppl 1, 3-8.
- Kong, Y., & Lowe, B. (2005). Evaluation of handle diameters and orientations in a maximum torque task. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35(12), 1073-1084.
- Kuo, L. C., Cooney, W. P., Oyama, M., Kaufman, K. R., Su, F. C., & An, K. N. (2003). Feasibility of using surface markers for assessing motion of the thumb trapeziometacarpal joint. *Clinical Biomechanics*, 18(6), 558-563.
- Kursa, K., Diao, E., Lattanza, L., & Rempel, D. (2005). In vivo forces generated by finger flexor muscles do not depend on the rate of fingertip loading during an isometric task. *Journal of Biomechanics*, 38(11), 2288-2293.
- Landsmeer, J. M. (1961). Studies in the anatomy of articulation. II. Patterns of movement of bi-muscular, bi-articular systems. *Acta Morphol Neerl Scand*, 3, 304-321.
- Lee, S. W., Chen, H., Towles, J. D., & Kamper, D. G. (2008). Effect of finger posture on the tendon force distribution within the finger extensor mechanism. *J Biomech Eng*, 130(5), 051014.
- Li, G. A., Pierce, J. E., & Herndon, J. H. (2006). A global optimization method for prediction of muscle forces of human musculoskeletal system. *Journal of Biomechanics*, 39(3), 522-529.
- Li, Z. M., Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (1998). Force sharing among fingers as a model of the redundancy problem. *Experimental Brain Research*, 119(3), 276-286.
- Lieber, R., Leonard, M., Brown, C., & Trestik, C. (1991). Frog semitendinosus tendon load-strain and stress-strain properties during passive loading. *American Journal of Physiology- Cell Physiology*, 261(1), 86-92.
- Lister, G. (1977). *The hand: diagnosis and indications*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Little, J., & Khalsa, P. (2005). Material Properties of the Human Lumbar Facet Joint Capsule. *Journal of Biomechanical Engineering(Transactions of the ASME)*, 127(1), 15-24.
- Long, C., 2nd, Conrad, P. W., Hall, E. A., & Furler, S. L. (1970). Intrinsic-extrinsic muscle control of the hand in power grip and precision handling. An electromyographic study. *J Bone Joint Surg Am*, 52(5), 853-867.
- MacKenzie, C., & Iberall, T. (1994). *The grasping hand*: North Holland.
- Maganaris, C. (2004). Imaging-based estimates of moment arm length in intact human muscle-tendons. *European Journal of Applied Physiology*, 91(2), 130-139.
- Magnusson, S., Aagaard, P., Larsson, B., & Kjaer, M. (2000). Passive energy absorption by human muscle-tendon unit is unaffected by increase in intramuscular temperature. *Journal of Applied Physiology*, 88(4), 1215-1220.

## Bibliographie Générale

---

- Marzke, M. W., & Marzke, R. F. (2000). Evolution of the human hand: approaches to acquiring, analysing and interpreting the anatomical evidence. *J Anat*, 197 ( Pt 1), 121-140.
- Meagher, S. (1987). Tool design for prevention of hand and wrist injuries. *J Hand Surg [Am]*, 12(5 Pt 2), 855-857.
- Moritomo, H., Murase, T., Goto, A., Oka, K., Sugamoto, K., & Yoshikawa, H. (2006). In Vivo Three-Dimensional Kinematics of the Midcarpal Joint of the Wrist. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 88(3), 611-621.
- Morrey, B., & Chao, E. (1976). Passive motion of the elbow joint. *J Bone Joint Surg Am*, 58(4), 501-508.
- Murray, R., Li, Z., & Sastry, S. (1994). *A mathematical introduction to robotic manipulation*: CRC.
- Napier, J. (1956). The prehensile movements of the human hand. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 38(4), 902-913.
- Narayanan, N. S., Kimchi, E. Y., & Laubach, M. (2005). Redundancy and synergy of neuronal ensembles in motor cortex. *J Neurosci*, 25(17), 4207-4216.
- Pedotti, A., Krishnan, V., & Stark, L. (1978). Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion. *Mathematical Biosciences*, 38(1-2), 57-76.
- Quaine, F., Vigouroux, L., & Martin, L. (2003). Finger flexors fatigue in trained rock climbers and untrained sedentary subjects. *Int J Sports Med*, 24(6), 424-427.
- Raimbeau, G. (2003). Costs of hand emergencies. *Chir Main*, 22(5), 258-263.
- Riener, R., & Edrich, T. (1999). Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. *Journal of Biomechanics*, 32(5), 539-544.
- Rossi, C., Cellocco, P., Bizzarri, F., Margaritondo, E., & Costanzo, G. (2005). Trapeziometacarpal joint osteoarthritis: a retrospective study comparing arthrodesis to tendon interposition arthroplasty. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*, 6(3), 145-149.
- Ruiz-Ruiz, J., Mesa, J., Gutiérrez, A., & Castillo, M. (2002). Hand size influences optimal grip span in women but not in men. *The Journal of hand surgery(St. Louis, Mo.)*, 27(5), 897-901.
- Ryu, J. H., Miyata, N., Kouchi, M., Mochimaru, M., & Lee, K. H. (2006). Analysis of skin movement with respect to flexional bone motion using MR images of a hand. *Journal of Biomechanics*, 39(5), 844-852.
- Sakai, N. (2005). Finger motion analysis of the patients with cervical myelopathy. *Spine*, 30(24), 2777-2782.
- Sancho-Bru, J. L., Perez-Gonzalez, A., Vergara, M., & Giurintano, D. J. (2003). A 3D biomechanical model of the hand for power grip. *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme*, 125(1), 78-83.
- Sancho-Bru, J. L., Perez-Gonzalez, A., Vergara-Monedero, M., & Giurintano, D. (2001). A 3-D dynamic model of human finger for studying free movements. *Journal of Biomechanics*, 34(11), 1491-1500.
- Sangeux, M., Marin, F., Charleux, F., Durselen, L., & Ho Ba Tho, M. C. (2006). Quantification of the 3D relative movement of external marker sets vs. bones based on magnetic resonance imaging. *Clinical Biomechanics*, 21(9), 984-991.
- Savescu, A., & Cheze, L. (2005). Numerical model of the thumb. *SAE transactions*, 114(6), 2914-2920.
- Saunier, P. (2004). *Etude biomécanique de la colonne du pouce*. Unpublished Rapport de DEA, INSA, LYON.

## Bibliographie Générale

---

- Schuind, F., Garciaelias, M., Cooney, W. P., & An, K. (1992). Flexor Tendon Forces - Invivo Measurements. *Journal of Hand Surgery-American Volume*, 17A(2), 291-298.
- Shivers, C., Mirka, G., & Kaber, D. (2002). Effect of Grip Span on Lateral Pinch Grip Strength. *Human Factors*, 44(4), 569-578.
- Silder, A., Whittington, B., Heiderscheit, B., & Thelen, D. G. (2007). Identification of passive elastic joint moment-angle relationships in the lower extremity. *Journal of Biomechanics*, 40(12), 2628-2635.
- Smutz, P. W., Kongsayreepong, A., Hughes, R. E., Niebur, G., Cooney, W. P., & An, K.-N. (1998). Mechanical advantage of the thumb muscles. *Journal of Biomechanics*, 31(6), 565-570.
- Spong, M., Lewis, F., & Abdallah, C. (1992). *Robot control: dynamics, motion planning, and analysis*: IEEE Press Piscataway, NJ, USA.
- Spring, K. (1986). Euler parameters and the use of quaternion algebra in the manipulation of finite rotations: a review. *Mechanism and Machine Theory*, 21(5), 365-373.
- Thoumie, P., & Pradat-Diehl, P. (2000). *La préhension*: Springer.
- Trevino, S., Buford Jr, W., Nakamura, T., Wright, A., Brown, S., & Patterson, R. (2004). Objective differentiation of the adult diabetic foot and adult normal foot using a torque range-of-motion device. *Foot & ankle international*, 25(8), 561-567.
- Tsaopoulos, D. E., Baltzopoulos, V., & Maganaris, C. N. (2006). Human patellar tendon moment arm length: Measurement considerations and clinical implications for joint loading assessment. *Clinical Biomechanics*, 21(7), 657-667.
- Turrell, Y., Li, F., & Wing, A. (2001). Estimating the minimum grip force required when grasping objects under impulsive loading conditions. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, 33(1), 38-45.
- Uno, Y., Kawato, M., & Suzuki, R. (1989). Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. Minimum torque-change model. *Biol Cybern*, 61(2), 89-101.
- Valero-Cuevas, F. J., Zajac, F. E., & Burgar, C. G. (1998). Large index-fingertip forces are produced by subject-independent patterns of muscle excitation. *Journal of Biomechanics*, 31(8), 693-703.
- Valero-Cuevas, F. J., Johanson, M. E., & Towles, J. D. (2003). Towards a realistic biomechanical model of the thumb: the choice of kinematic description may be more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters. *Journal of Biomechanics*, 36(7), 1019-1030.
- Valero-Cuevas, F. J., & Lipson, H. (2004). A computational environment to simulate complex tendinous topologies. *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the Ieee Engineering in Medicine and Biology Society*, Vols 1-7.
- Valero-Cuevas, F. J. (2009). Why the hand? *Adv Exp Med Biol*, 629, 553-557.
- Van Tulder, M., Malmivaara, A., & Koes, B. (2007). Repetitive strain injury. *The Lancet*, 369(9575), 1815-1822.
- Vasavada, A. N., Li, S., & Delp, S. L. (1998). Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles. *Spine (Phila Pa 1976)*, 23(4), 412-422.
- Venkadesan, M., & Valero-Cuevas, F. J. (2008). Neural Control of Motion-to-Force Transitions with the Fingertip. *J. Neurosci.*, 28(6), 1366-1373.
- Vigouroux, L., Quaine, F., Labarre-Vila, A., Amarantini, D., & Moutet, F. (2007). Using EMG data to constrain optimization procedure improves finger tendon tension estimations during static fingertip force production. *Journal of Biomechanics*, 40(13), 2846-2856.

## Bibliographie Générale

---

- Vigouroux, L., Quaine, F., Labarre-Vila, A., & Moutet, F. (2006). Estimation of finger muscle tendon tensions and pulley forces during specific sport-climbing grip techniques. *Journal of Biomechanics*, 39(14), 2583-2592.
- Vigouroux, L., Quaine, F., Paquet, F., Colloud, F., & Moutet, F. (2008). Middle and ring fingers are more exposed to pulley rupture than index and little during sport-climbing: A biomechanical explanation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23(5), 562 - 570.
- Viikari-Juntura, E., & Silverstein, B. (1999). Role of physical load factors in carpal tunnel syndrome. *Scand J Work Environ Health*, 25(3), 163-185.
- Wainstein, J. L., & Nailor, T. E. (2006). Tendinitis and Tendinosis of the Elbow, Wrist, and Hands. *Clinics in occupational and environmental medicine*, 5(2), 299-322.
- Weightman, B., & Amis, A. (1982). Finger joint force predictions related to design of joint replacements. *Journal of biomedical engineering*, 4(3), 197.
- Westling, G., & Johansson, R. (1984). Factors influencing the force control during precision grip. *Experimental Brain Research*, 53(2), 277-284.
- Winter, D. (1979). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*: Wiley-Interscience.
- Wu, G., van der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., *et al.* (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981-992.
- Wu, J. Z., Dong, R. G., McDowell, T. W., & Welcome, D. E. (2009). Modeling the finger joint moments in a hand at the maximal isometric grip: The effects of friction. *Med Eng Phys*.
- Yoon, Y., & Mansour, J. (1982). The passive elastic moment at the hip. *Journal of biomechanics*, 15(12), 905.
- Young, R. W. (2003). Evolution of the human hand: the role of throwing and clubbing. *J Anat*, 202(1), 165-174.
- Zancolli, E. (1979). *Structural and dynamic bases of hand surgery*: Lippincott Williams & Wilkins.
- Zatsiorsky, V., Gao, F., & Latash, M. (2005). Motor control goes beyond physics: differential effects of gravity and inertia on finger forces during manipulation of hand-held objects. *Experimental Brain Research*, 162(3), 300-308.

# ANNEXE A: Méthode de calcul cinématique

## ➤ Méthodologie générale des séquences de rotations – "angles d'Euler".

Un repère local orthonormé est associé à chaque segment. Ces repères locaux sont exprimés sous la forme de matrices 3\*3 orthonormées exprimant les coordonnées des axes locaux dans un même repère. Les angles sont extraits d'une matrice de rotation exprimant le passage d'un repère à un autre selon une séquence de rotations précise.

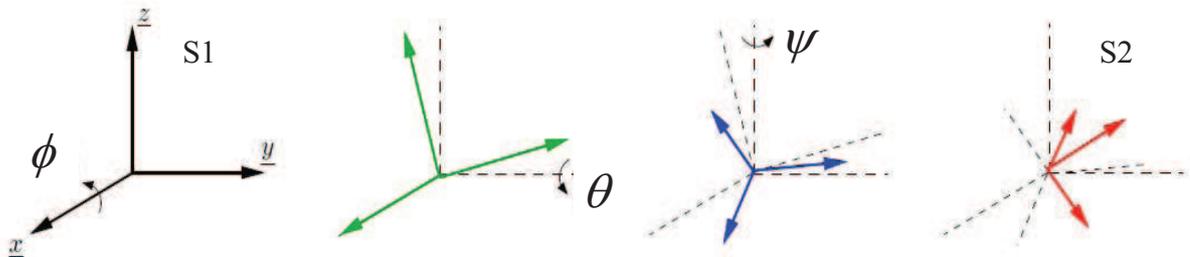


Figure 41. Illustration de la séquence X,Y,Z décrivant le passage d'un segment (S1) à un autre (S2) au moyen de trois rotations successives autour d'axe fixes. Les pointillés représentent la position originale et les repères vert et bleu des repères intermédiaires liés à la méthode.

Ainsi les trois rotations élémentaires correspondent aux trois matrices suivantes:

$$\underline{\underline{R(\phi)}} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi & \sin \phi \\ 0 & -\sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} \quad \underline{\underline{R(\theta)}} = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & -\sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \quad \underline{\underline{R(\Psi)}} = \begin{bmatrix} \cos \Psi & \sin \Psi & 0 \\ -\sin \Psi & \cos \Psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Lorsqu'on combine ces trois rotations en considérant les axes fixes on obtient alors la matrice suivante:

$$\underline{\underline{R_2^1(\phi, \theta, \psi)}} = \begin{bmatrix} \cos \theta \cdot \cos \phi & \cos \theta \cdot \sin \phi & -\sin \theta \\ \sin \psi \cdot \sin \theta \cdot \cos \phi - \cos \psi \sin \phi & \sin \phi \cdot \sin \theta \cdot \sin \Psi + \cos \phi \cdot \cos \Psi & \sin \psi \cdot \cos \theta \\ \cos \phi \cdot \sin \theta \cdot \cos \Psi + \sin \phi \sin \Psi & \cos \psi \cdot \sin \theta \cdot \sin \phi - \sin \psi \cos \phi & \cos \psi \cdot \cos \theta \end{bmatrix}$$

Il est alors possible d'extraire les angles des rotations élémentaires qui ont servi au passage d'un repère à un autre tel que:

$$\phi = \tan^{-1} \frac{T_{12}}{T_{11}} \quad \theta = \sin^{-1} T_{13} \quad \Psi = \tan^{-1} \frac{T_{23}}{T_{33}}$$

Il est à préciser, que cette séquence X, Y, Z n'est qu'une des multiples séquences existantes résultant des différentes combinaisons possibles des rotations élémentaires. En effet, il est par exemple possible de passer d'un segment à un autre grâce à la séquence X,Z,Y (l'ordre des 2<sup>nd</sup>e et 3<sup>ème</sup> rotations étant inversé par rapport à la précédente). Par convention, on exprime généralement par des lettres minuscules (z,y,x) les séquences utilisant un système d'axes mobiles avec la première rotation autour d'un axe du segment proximal, la seconde selon un axe dit "flottant" (qui n'est lié à aucun des deux segments mais défini, à chaque instant, comme orthogonal aux deux autres) et une dernière rotation selon un axe appartenant au segment distal. Enfin, il est possible de répéter une rotation (z,x,z, par exemple).

La multitude des méthodes entraîne une multitude de résultats pour décrire le même mouvement. Afin de pouvoir comparer les différentes études entre elles, la Société Internationale de Biomécanique (ISB) a proposé une standardisation pour chaque articulation (G. Wu *et al.*, 2005). Le choix d'une séquence, pour une articulation donnée, repose sur :

- L'importance fonctionnelle relative des différents mouvements (degrés de liberté) ;
- La cohérence des angles calculés avec les amplitudes articulaires décrites en clinique ;
- L'incapacité mathématique à représenter certaines configurations articulaires ("gimbal-lock").

### ► Utilisation des angles d'Euler dans notre étude

Pour la TMC, l'ISB recommande d'utiliser la séquence en axes mobiles: flexion-extension (F), puis adduction-abduction (A), et enfin rotation interne-rotation externe (R). Néanmoins, nous partageons l'avis de l'avis de [Cheze et al. \(2009\)](#) qui recommandent la séquence en axes mobiles: F, R, A afin de mieux tenir compte de l'axe d'A-A fixe par rapport au segment distal (1<sup>er</sup> métacarpe).

Nous avons cependant interprété que [Cooney et al. \(1981\)](#) utilisent la séquence de rotation en axes fixes: flexion-extension (F), puis adduction-abduction (A), et enfin rotation interne-rotation externe (R). Ainsi, la comparaison *Cooney vs. digitalisation*, doit se faire selon ce JCS. Les angles sont extraits de la matrice  $R_M^T$  tels que:

$$R_M^T = \begin{bmatrix} \cos F \cos A & \sin F \cos A & -\sin A \\ \cos F \sin A \sin R - \sin F \cos R & \sin F \sin A \sin R + \cos F \cos R & \cos A \sin R \\ \cos F \sin A \cos R + \sin F \sin R & \sin F \sin A \cos R - \cos F \sin R & \cos A \cos R \end{bmatrix} \quad (32)$$

avec:  $F = \text{atan}(r_{12} / r_{11})$        $A = \text{asin}(-r_{13})$        $R = \text{atan}(r_{23} / r_{33})$

Au contraire nous utilisons, pour la comparaison *digitalisation vs fonctionnelle*, et en accord avec [Cheze et al. \(2009\)](#), la séquence de rotation en axes mobiles: flexion-extension (F), rotation interne-rotation externe (R), abduction-adduction (A). Les angles sont alors extraits de la matrice  $R_M^T$  tel que:

$$R_M^T = \begin{bmatrix} \cos F \cos R & \cos F \sin R \sin A - \sin F \cos A & \cos F \sin R \cos A + \sin F \sin A \\ \sin F \cos R & \sin F \sin R \sin A + \cos F \cos A & \sin F \sin R \cos A - \cos F \sin A \\ -\sin R & \cos R \sin A & \cos R \cos A \end{bmatrix} \quad (33)$$

avec:  $F = \text{atan}(r_{21} / r_{11})$        $R = \text{asin}(-r_{31})$        $A = \text{atan}(r_{32} / r_{33})$

# ANNEXE B: Interprétation l'article de Morrey *et al.* (1976)

La manière dont Cooney *et al.* (1981) se réfèrent à l'étude de Morrey *et al.* (1976) prête à confusion. De plus, j'y ai relevé deux erreurs. Ces méprises ayant mené à de grandes confusions, elles sont consignées ici, afin d'éviter au lecteur désireux d'approfondir l'étude de la cinématique de l'articulation trapèzométacarpienne, d'avoir lui-même ces longues réflexions.

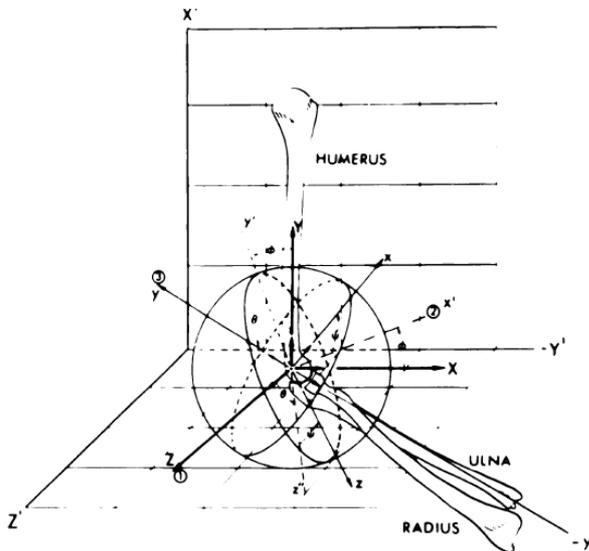


FIG. 10

Definition of the three Eulerian angles to describe the relative orientation of the forearm. The first rotation about the Z axis (1) generates the angle  $\phi$  and defines the coordinate axes  $x'$  and  $y'$ . The second rotation about the  $x'$  axis (2) generates the angle  $\theta$  and defines the location of the y axis (3), about which the third rotation generates the angle  $\psi$  and thereby completes the definition of the location of the moving system,  $x$ ,  $y$ ,  $z$  (see Appendix).

picted in Figure 10. The first rotation,  $\phi$ , occurs about the z axis of the moving system and represents flexion-extension of the elbow. The second rotation,  $\theta$ , about the  $x'$  axis, represents abduction-adduction of the forearm commonly referred to as the carrying angle. The final rotation,  $\psi$ , about the y axis, stands for axial rotation. The moving coordinate system is related to the fixed system through these angles in the following matrix relationship:

$$\begin{bmatrix} \bar{i} \\ \bar{j} \\ \bar{k} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C\phi C\psi - S\psi S\theta S\phi & S\phi S\psi + S\psi S\theta C\phi & -S\psi C\theta \\ -C\theta S\phi & C\theta C\phi & S\theta \\ S\psi C\phi + C\psi S\theta C\phi & S\psi S\phi - C\psi C\theta C\phi & C\psi C\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \bar{I} \\ \bar{J} \\ \bar{K} \end{bmatrix} \quad (5)$$

where C = cosine and S = sine.

The unit base vectors  $\bar{i}$ ,  $\bar{j}$ ,  $\bar{k}$  are along the forearm axes and  $\bar{I}$ ,  $\bar{J}$ ,  $\bar{K}$  coincide with the fixed axes on the humerus. If  $\bar{i}$ ,  $\bar{j}$ ,  $\bar{k}$  and  $\bar{I}$ ,  $\bar{J}$ ,  $\bar{K}$  are defined in terms of the grid system, then the individual Eulerian angles can be determined from the following simple equations:

$$\theta = \sin^{-1}(\bar{j} \cdot \bar{K}) \quad (6)$$

$$\phi = \cos^{-1}\left(\frac{\bar{j} \cdot \bar{J}}{\cos \theta}\right) \quad (7)$$

$$\psi = \cos^{-1}\left(\frac{\bar{k} \cdot \bar{K}}{\cos \theta}\right) \quad (8)$$

Figure 42. Extrait de l'article Morrey *et al.* (1976) cité par Cooney *et al.* (1981) pour expliquer leur méthode de calcul cinématique.

Le 1<sup>er</sup> point à noter est que le SCS utilisé est le même que celui recommandé par l'ISB et que donc il diffère de Cooney *et al.* (1981): ici, l'axe Y est défini comme l'axe principal (le plus long) du segment alors que l'axe d'A-A est l'axe X.

Ensuite, le **schéma** de la figure 10 semble représenter une séquence d'**axe mobiles** (z,x,y), point qui est conforté par la légende avec la notion de "carrying angle". Au contraire, l'**équation (5)** décrit une séquence de rotation Z,X,Y **en axes fixes**.

De plus celle-ci comporte une erreur au niveau de l'élément  $R(3,1)$ : il faut remplacer  $S\psi C\Phi + C\psi S\theta C\Phi$  par  $S\psi C\Phi + C\psi S\theta \underline{S}\Phi$ .

En résumé, et n'ayant pu obtenir de réponse de la part des auteurs de ces études, il nous faut faire un choix sur l'interprétation de la séquence utilisée par [Cooney et al. \(1981\)](#):

-Choix n°1. Ils ont utilisé la séquence flexion-extension, adduction-abduction, rotation interne-rotation externe tel qu'ils semblent l'indiquer dans leur étude et en accord avec le texte de [Morrey & Chao \(1976\)](#) mais en opposition avec la matrice ZXY citée ici.

-Choix n°2. Ils ont utilisé la même matrice de rotation ZXY, ce qui lorsque l'on tient compte des 2 SCS différents engendre l'ordre: flexion-extension, rotation interne-rotation externe, adduction-abduction.

[Chèze et al. \(2009\)](#) rapportent l'interprétation n°2. Au regard des autres études du même groupe ([An, 1984](#); [An et al., 1979](#)) ainsi que des tests mathématiques afin de retrouver les valeurs d'angles rapportées par [Cooney et al. \(1981\)](#) nous avons fait le choix n°1.

# **ANNEXE C: Effect of object width on precision grip force and finger posture**

Domalain, M., Vigouroux, L., Danion, F., Sevez, V. and Berton, E.(2008) Effect of object width on precision grip force and finger posture,*Ergonomics*,51:9,1441- 1453

## Effect of object width on precision grip force and finger posture

M. Domalain, L. Vigouroux\*, F. Danion, V. Sevrez and E. Berton

*Institute of Movement Science UMR 6233, University of the Mediterranean, CNRS, Marseille, France*

This study aimed to define the effect of object width on spontaneous grasp. Participants held objects of various masses (0.75 to 2.25 kg) and widths (3.5 to 9.5 cm) between thumb and index finger. Grip force, maximal grip force and corresponding finger postures were recorded using an embedded force sensor and an optoelectronic system, respectively. Results showed that index finger joints varied to accommodate the object width, whereas thumb posture remained constant across conditions. For a given object mass, grip force increased as a function of object width, although this result is not dictated by the laws of mechanics. Because maximal grip force also increased with object width, we hypothesise that participants maintain a constant ratio between grip force and their maximal grip force at each given width. Altogether we conclude that when the task consists in manipulating objects/tools, the optimal width is different than when maximal force exertions are required.

**Keywords:** precision grip; object shape; pinch force; finger joint angle; hand-held object; optimal width

### 1. Introduction

Many occupational or industrial activities involve manipulating objects or tools with hand and fingers. Spontaneously holding an object is a complex motor task since enough grip force must be applied so that slipping is prevented and, at the same time, excessive force must be avoided to circumvent crushing the object, or causing unnecessary fatigue. Moreover, repetitive application of excessive force may cause injuries to the joints, muscles and tendons (Armstrong 1986, Meagher 1987, Wainstein *et al.* 2006) such as the well-known carpal tunnel syndrome (Armstrong and Chaffin 1979). Such pathologies interfere with activities of daily living and are recognised as major handicaps (Blair *et al.* 1987). With the help of biomechanical models, it has been shown that the internal force intensities were strongly associated with the amount of external force and the adopted joint angles (Cooney and Chao 1977, Chao *et al.* 1989, Harding *et al.* 1993). To prevent pathologies, it is thus of great interest to avoid excessive external force and potentially harmful finger postures.

To achieve these objectives many ergonomic studies have focused on the determination of the optimal object characteristics in regards to these requirements. The object mass is an important characteristic influencing the external force spontaneously exerted, further denominated as 'grip force' (GF), to hold an object (Westling and Johansson 1984).

---

\*Corresponding author. Email: laurent.vigouroux@univmed.fr

Additionally it has been shown that the digit-object friction coefficient (Cadoret and Smith 1996, Burststedt *et al.* 1999), the object surface curvature (Jenmalm *et al.* 1998) and the eventual torques (Kinoshita *et al.* 1997) also influence GF. Concerning the object dimensions, several studies investigated the effect of object width on maximal grip force (MGF). Those studies typically report an inverted U-shape relationship. For a five-finger grip, the optimal grip width is either 2.5 cm (Blackwell *et al.* 1999), 4.7 cm (Goonetilleke *et al.* 1997), 5.5 cm (Ruiz *et al.* 2002), between 5.0 and 6.5 cm (Fransson and Winkel 1991), or 7.5–8.0 cm (Greenberg and Chaffin 1976). The disparity across studies may relate to the characteristics of the populations being tested (Ruiz *et al.* 2006), the object shape, and the hand posture (palm powergrip vs five-finger pinch grip). For a two-finger (thumb-index) grip Fathallah *et al.* (1991), as well as Dempsey and Ayoub (1996), found an optimal width close to 5.0 cm for MGF.

The effect of object width has also been tested on submaximal GF tasks but the results are more contradictory: while keeping the mass constant, Jordan *et al.* (2005) reported a linear increase in GF with the increase of object width (two- and three-finger grip), whereas Kinoshita *et al.* (1996) described a U-shaped relationship (five-finger grip). This apparent contradiction across studies could originate from differences in object mass (by about a factor of 10), in the number of fingers (two or three vs. five) or in fingers' postures (not recorded). Consequently, it is not well understood how the object width modifies the GF and how it could be related to the mass of the object, the finger joint angles and MGF.

The aim of this study was thus to analyse how GF is influenced by object width and whether it could be explained by the evaluation of finger joint angles and MGF. To address this issue a two-finger (thumb-index) grip was analysed as an example of common object manipulation. The two-finger grip was chosen because this grip configuration is often required for precision tasks (Dong *et al.* 2006), plus it is responsible for more cumulative trauma disorders than the five-finger grasp (Armstrong and Chaffin 1979, Viikari-Juntura and Silverstein 1999, Keyserling 2000). Since we hypothesised that object mass could influence the relationship between object width and GF, finger joint angles and GF were measured while varying both object width and mass.

## 2. Method

### 2.1. Participants

Nine right-handed male volunteers participated in the experiment (mean  $\pm$  SD, age:  $26.0 \pm 5.2$  years; body mass:  $72.3 \pm 5.4$  kg; height:  $180.1 \pm 6.4$  cm; hand length from the wrist joint line to the middle fingertip:  $19.6 \pm 1.2$  cm). All participants had no previous history of neuropathies or trauma to the upper extremities and signed an informed consent in accordance with the University guideline.

### 2.2. Procedure

The participants were seated in a chair with the right elbow and the palm of the hand supported by two clamps. Because wrist, elbow and even shoulder position influence GF (Su *et al.* 1994, Roman-Liu 2003), the hand-arm posture was standardised as recommended by the American Society of Hand Therapists (Fess and Moran 1981, cited by Morse *et al.* 2006). The shoulder was placed at  $45^\circ$  of flexion and abduction and the elbow was fixed at  $80^\circ$  of flexion (full extension being  $0^\circ$ ). The wrist was in neutral position ( $0^\circ$  flexion and  $0^\circ$  of radio-ulnar deviation) with forearm pronated. The little, ring and middle fingers were fixed to the clamp with Velcro straps. The thumb and index finger were

positioned next to the clamp so that they could move freely. The task consisted of grasping the object between the index finger and thumb and maintaining it statically for six seconds. Participants were required to maintain the object horizontally by controlling a spirit level fixed on top of the object. Horizontality was measured using two markers (Figure 1A) fixed on the object. If the object was tilted by more than  $10^\circ$  away from horizontal, the trial was repeated (seven trials out of the 324). The participants were instructed to maintain the object naturally, and no verbal or visual feedback was given on force production. Surfaces at digit-object interface consisted of 8-mm-diameter discs covered by fine-grain sandpaper (80 grains/cm<sup>2</sup>) and participants' digits were cleaned with alcohol before the experiment. Four object widths (3.5, 5.5, 7.5 and 9.5 cm) and three object masses (0.75, 1.50 and 2.25 kg) were tested. Widths were typically encountered during daily life and related to Jordan *et al.* (2005) while masses corresponded to Kinoshita *et al.* (1996). The participants could see the different widths and masses which were attached by the experimenter. Each participant performed three trials per condition, resulting in a total of 36 trials (3 masses  $\times$  4 widths  $\times$  3 trials). Between each trial, a 1-minute rest period was provided to avoid any effect of fatigue. Additionally, each participant performed three maximal grip force tests at each width (without any load to hold) with a 3-minute rest period between them to determine the maximal grip force at each width. The order of the conditions was randomised to avoid any order effect.

### 2.3. Kinematics measurement

The 3D postures of the index finger and thumb were recorded by six cameras (Vicon 624 Motion System, Lake Forest, CA). The marker set is adapted from Sakai (2005).

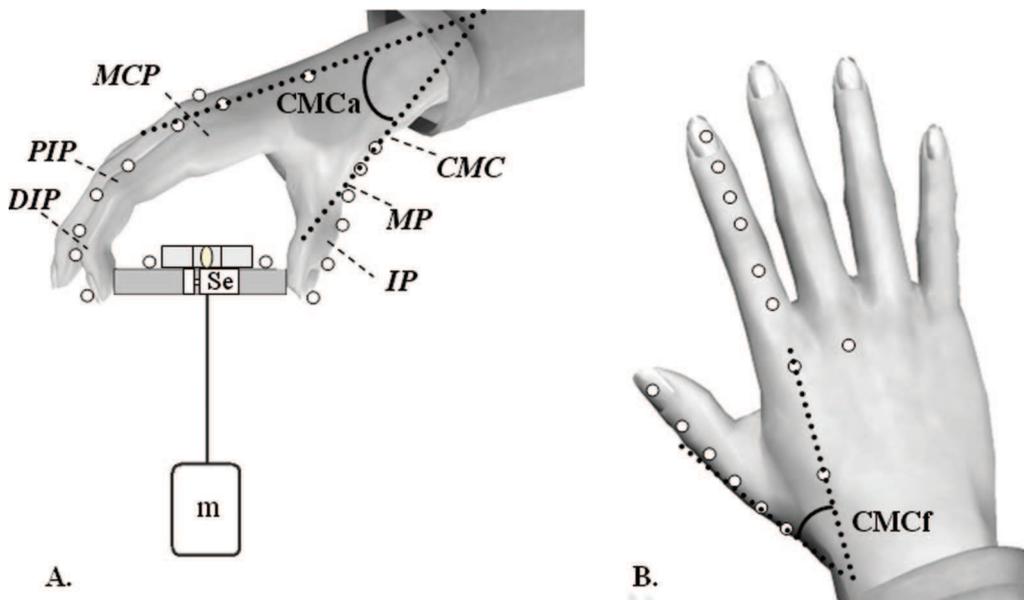


Figure 1. Reflective marker locations (adapted from Sakai 2005). A: sagittal view of a pinch posture, apparatus and CMCa angle. We can see the spirit level, the two markers fixed onto the object, the sensor (Se) and also the mass (m) suspended by a string. B: dorsal view and CMCf angle.

Two micro-reflective markers (4 mm diameter) were fixed on the dorsal side of each of the index/thumb phalanxes and metacarpals (Figure 1B). An additional marker positioned on the distal head of the third metacarpal was used to define the dorsal hand plane.

According to An *et al.* (1979) and Valero-Cuevas *et al.* (2003) index finger and thumb were considered as rigid linked segments articulated around three joints. The index distal interphalangeal (DIP), proximal interphalangeal (PIP), thumb interphalangeal (IP) and thumb metacarpophalangeal (MP) joints were considered as hinge joints with one degree of freedom (DoF) in flexion/extension. The index metacarpophalangeal (MCP) joint and thumb carpometacarpal (CMC) were considered as universal joints with two DoFs in flexion/extension (MCPf and CMCf) and in adduction/abduction (MCPa and CMCa). Adduction/abduction at the thumb MP joint was ignored because of its small range of motion (Valero-Cuevas *et al.* 2003, Cerveri *et al.* 2005). The flexion angles of DIP, PIP, MCPf, IP and MP were computed as the angles between adjacent segments through the sagittal plane of the corresponding finger (straight finger being 0° of flexion). MCPa was measured in the dorsal hand plane of the hand, positive values being abduction. CMCf was defined as the angle between thumb and index metacarpals in the dorsal hand plane (Figure 1B). CMCa was defined in the sagittal plane of the hand so that an abduction (positive value) is a motion of the thumb away from the palm (Smutz *et al.* 1998, Kuo *et al.* 2002, Carpinella *et al.* 2006) as illustrated in Figure 1A. Prior research (Cheze *et al.* 2001, Carpinella *et al.* 2006), suggests that the longitudinal rotations in the thumb joints result simply from the combination of flexion and adduction movements. As a result, longitudinal rotations are not an independent DoF and were not analysed.

#### 2.4. Force measurement

The object consisted of one adjustable rigid steel rod in which the force sensor (ELPM-T1M 125N, Entran) was embedded. The sensor recorded the external force perpendicular to the grip surface. The output of the sensor was sent to a multi-channel signal conditioner (MSC12, Entran). The loads were suspended by a string connected to the middle of the beam so that no additional torque was created at the fingertip (Figure 1A).

#### 2.5. Data analysis

The raw kinematics data and force were recorded (100 Hz) and filtered using a low-pass filter (Butterworth, fourth-order, zero-phase lag). Cut-off frequencies of 10 Hz for kinematics data (Winter 1990) and 5 Hz for force data (Li *et al.* 1998) were used. Mean GF and finger joint angles were extracted from a 750 ms window (Valero Cuevas *et al.* 1998) located at 75% of the trial where GF was stabilised. Then, for each participant, joint angles and GF were averaged across the three trials. Maximal grip force (MGF) was defined as the maximal peak force value observed across the three trials. In order to analyse the percentage of MGF involved during the grip, the GF/MGF ratio was calculated.

#### 2.6. Statistical analysis

Data presented are the means across participants  $\pm$  standard deviations (illustrated by the error bars). Two-way repeated measure ANOVAs (with MASS and WIDTH as within factors) were used to analyse our dependant variables. A one-way ANOVA was used for

MGF (WIDTH factor). Newman-Keuls post hoc tests were used when significance level ( $p < 0.05$ ) was reached.

### 3. Results

#### 3.1. Finger postures

No significant effect of MASS was found for all index finger and thumb joint angles ( $F_{(2,16)} < 1.11$ ;  $p > 0.46$ ). Consequently, results were collapsed across all object masses. For each of the four DoFs of the thumb (Figure 2), no significant effect of WIDTH was observed ( $F_{(3,24)} < 2.26$ ;  $p > 0.24$ ). IP flexion ranged from  $1.1 \pm 15.3^\circ$  at 7.5 cm to  $5.5 \pm 17.2^\circ$  at 9.5 cm. MP flexion ranged from  $9.1 \pm 10.6^\circ$  at 9.5 cm to  $15.8 \pm 10.3^\circ$  at 7.5 cm. CMC flexed from  $37.1 \pm 21.0^\circ$  at 9.5 cm to  $51.9 \pm 18.5^\circ$  at 3.5 cm. CMC adducted from  $41.1 \pm 8.5^\circ$  at 5.5 cm to  $46.0 \pm 10.8^\circ$  at 9.5 cm. In contrast, there was a significant effect of WIDTH on all index finger joint angles (Figure 3). DIP flexion increased as a function of WIDTH starting from  $16.4 \pm 17.8^\circ$  at 3.5 cm to  $37.9 \pm 8.8^\circ$  at 9.5 cm ( $F_{(3,24)} = 29.62$ ;  $p < 0.001$ ). PIP flexion varied significantly ( $F_{(3,24)} = 3.32$ ;  $p < 0.05$ ) and was  $16.0 \pm 16.7^\circ$  at 3.5 cm,  $3.6 \pm 16.4^\circ$  at 5.5 cm,  $9.45 \pm 18.5^\circ$  at 7.5 cm and  $9.14 \pm 14.8^\circ$  at 9.5 cm. MCP decreased from  $70.8 \pm 27.3^\circ$  of flexion to

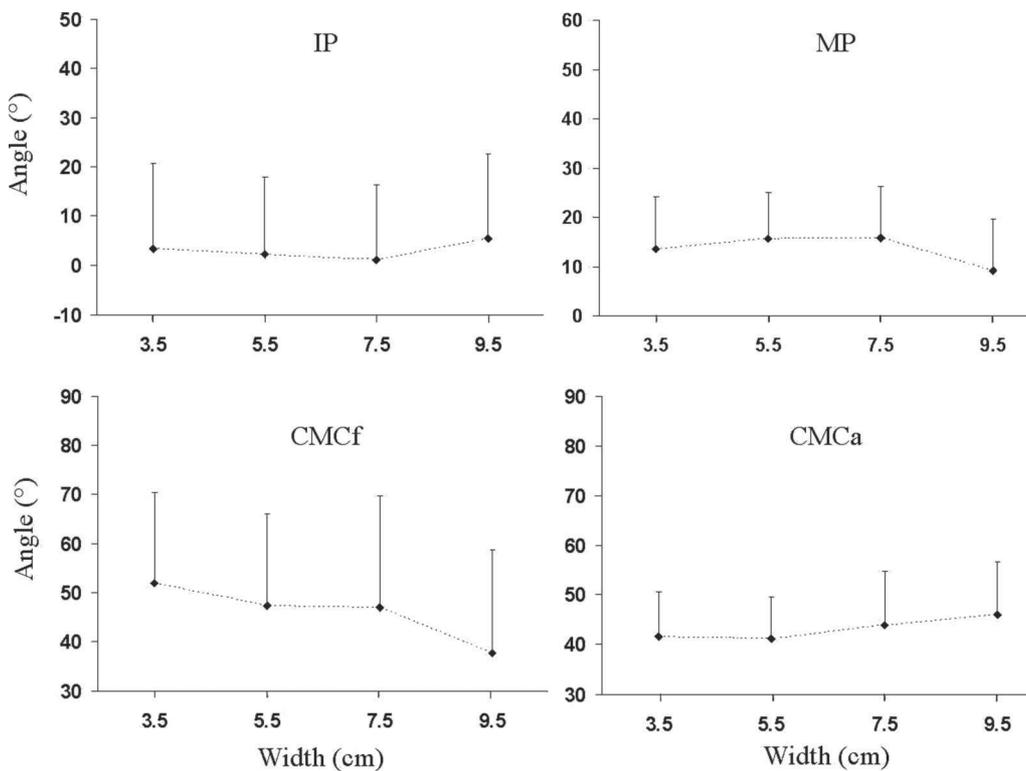


Figure 2. Mean joint angles of the thumb as a function of object width. IP, thumb interphalangeal joint; MP, thumb metacarpophalangeal joint. CMCf and CMCa, flexion and abduction at the thumb carpometacarpophalangeal joint. Points represent average angles across all mass conditions; error bars, standard deviation (SD).

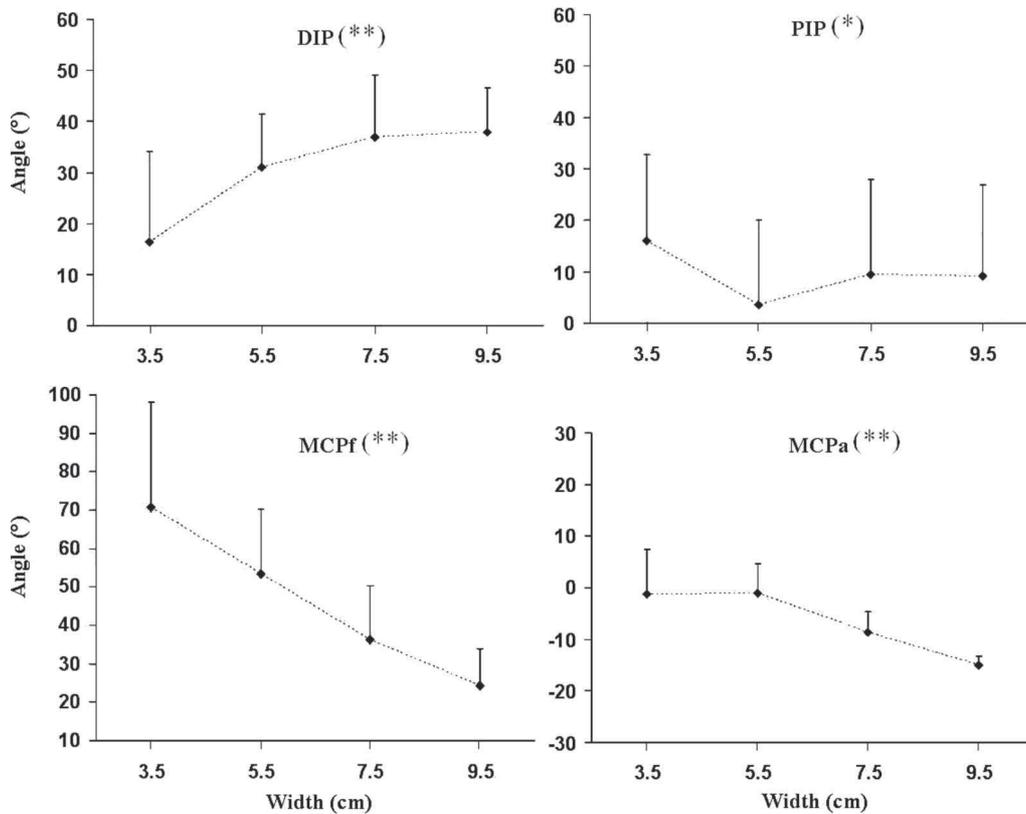


Figure 3. Mean joint angles of the index finger as a function of object width. DIP and PIP, the index finger distal and proximal interphalangeal joints. MCPf and MCPa, flexion and abduction at the index finger metacarpophalangeal joint. One asterisk (\*) and two asterisks (\*\*) indicate respectively a significant difference across widths with  $p < 0.05$  and  $p < 0.01$ .

$24.2 \pm 9.8^\circ$  of flexion ( $F_{(3,24)} = 41.20$ ;  $p < 0.001$ ) with increased width. Finally, MCPa decreased significantly from  $-1.2 \pm 8.6^\circ$  to  $-15.1 \pm 1.8^\circ$  ( $F_{(3,24)} = 13.61$ ;  $p < 0.001$ ), reflecting an increase in adduction. Additional data processing revealed that finger joint angles were similar in the holding task and the MGF task ( $p > 0.05$ ).

### 3.2. Maximal grip force (MGF)

Figure 4 shows the group averaged MGF as a function of grip width. MGF reached  $53.7 \pm 9.9$  N for 3.5 cm,  $60.7 \pm 11.9$  N for 5.5 cm,  $64.8 \pm 12.2$  N for 7.5 cm and  $62.8 \pm 15.7$  N for the 9.5 cm condition. There was a significant effect of WIDTH ( $F_{(3,24)} = 4.03$ ;  $p < 0.05$ ). Post-hoc analysis demonstrated that MGF at 9.5, 7.5 and 5.5 cm were greater than at 3.5 cm ( $p < 0.05$ ).

### 3.3. Grip force (GF)

Group averaged GF is shown in Figure 5 as a function of object width and mass. As expected, we found a significant effect of MASS ( $F_{(2,16)} = 213.48$ ;  $p < 0.001$ ) such that

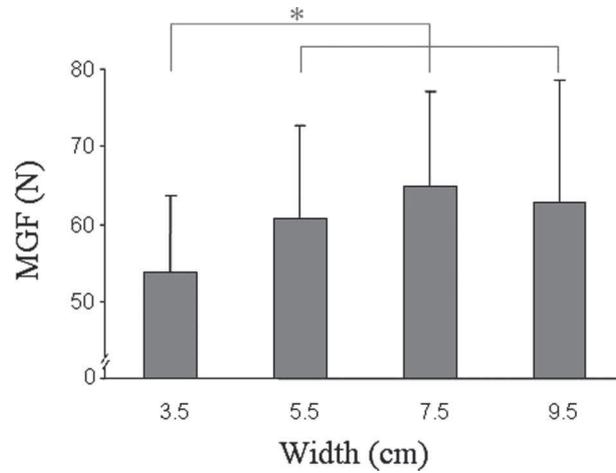


Figure 4. Maximal grip force (MGF) as a function of object width (mean and standard deviation). Although not significant, MGF seems to follow the classic inverted-U-shaped relationship. The asterisk (\*) indicates a significant difference ( $p < 0.05$ ) across widths. Error bars represent SD.

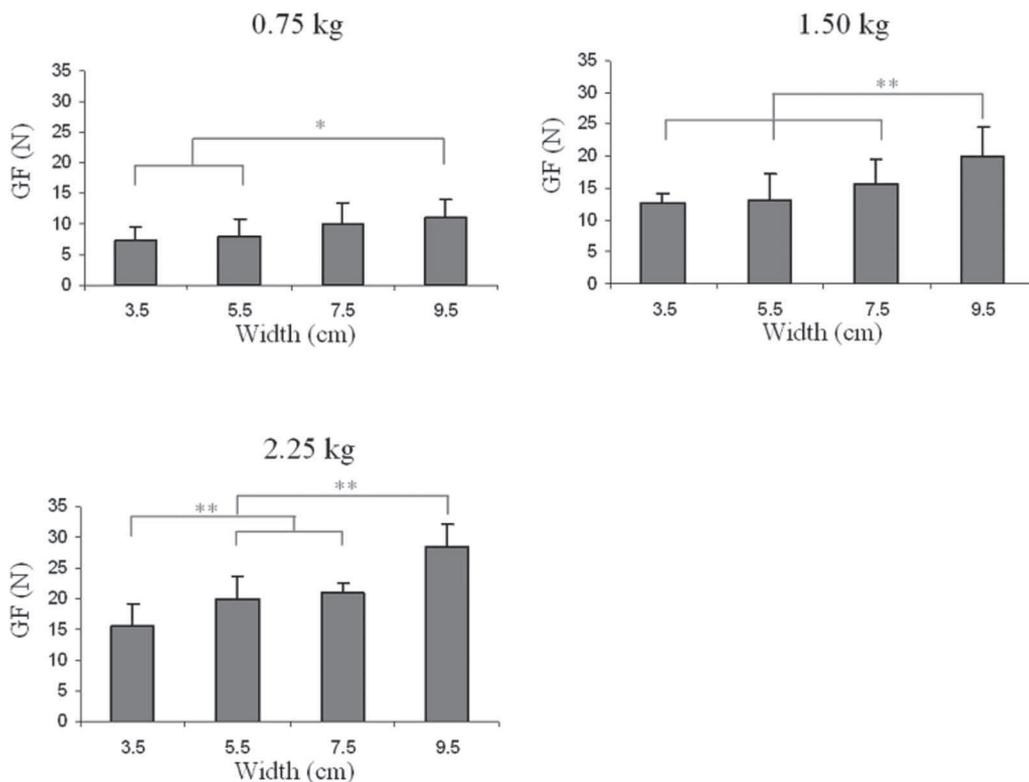


Figure 5. Mean grip force (GF) as a function of object width, for each mass. One asterisk (\*) and two asterisks (\*\*) indicate respectively a significant difference across widths with  $p < 0.05$  and  $p < 0.01$ . Error bars represent SD.

GF increased as a function of object mass. However, we also observed a significant effect of WIDTH ( $F_{(3,24)} = 24.65$ ;  $p < 0.001$ ) such that GF increased as a function of object width. A significant MASS  $\times$  WIDTH interaction was also found ( $F_{(6,48)} = 4.64$ ;  $p < 0.001$ ) such that the heavier the object, the greater the effect of width on GF (+ 40%, + 60%, +75% in GF between 3.5 cm and 9.5cm for 0.75 kg, 1.50 kg and 2.25 kg respectively). The post hoc analysis revealed that for the 0.75 kg mass, GF at 9.5 cm was greater than at 3.5 and 5.5 cm. For the 1.5 kg mass, GF at 9.5 cm was greater than at 3.5, 5.5 and 7.5 cm. Finally, for the 2.25 kg mass, GF at 9.5 cm was higher than at 3.5, 5.5 and 7.5 cm. GF at 3.5 cm was also significantly smaller than at 5.5 and 7.5 cm.

### 3.4. GF/MGF ratio

Figure 6 shows the GF/MGF ratio of the group across width and mass. Significant effects of MASS ( $F_{(2,16)} = 151.67$ ;  $p < 0.001$ ) and WIDTH ( $F_{(3,24)} = 10.46$ ;  $p < 0.001$ ) were found, but the post hoc analysis showed that the effect of WIDTH was mainly due to the 9.5 cm condition. Indeed, for each of the three mass conditions, the GF/MGF ratio remained constant across the 3.5, 5.5 and 7.5 cm conditions ( $p > 0.05$ ).

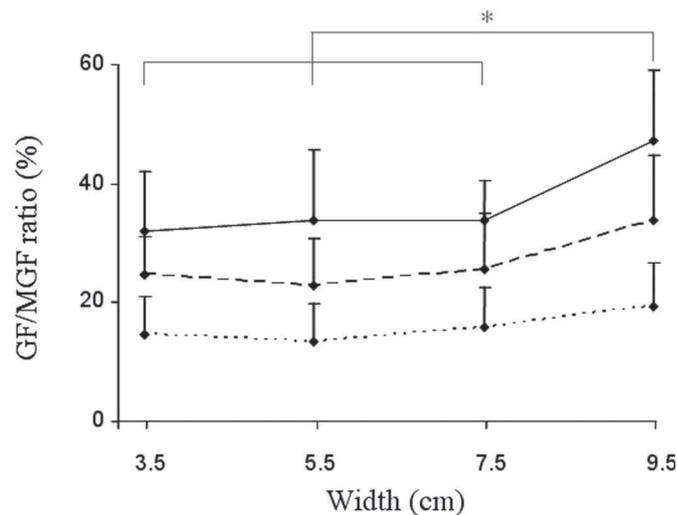


Figure 6. GF/MGF ratio as a function of object width and mass. 0.75 kg (dotted line), 1.5 kg (dashed line) and 2.25 kg (solid line). The asterisk (\*) indicates a significant difference ( $p < 0.05$ ) across widths. At each mass, note that the ratio is stable (excepted at 9.5 cm). Error bars represent SD.

## 4. Discussion

The goal of this study was to investigate the effect of object width on how an object is spontaneously grasped. To achieve this goal, grip forces, finger joint angles and maximal grip forces were measured with different object widths and masses. Three key results were found: (1) thumb and index finger adapt differently to object width, (2) GF increases as a function of object width, (3) the GF/MGF ratio is relatively stable across object width.

#### 4.1. Thumb and index finger adapt differently to object width

The kinematic results showed that participants adopted a simple strategy to adapt the hand posture to the object width. Thumb joint angles showed no statistically significant change. Altogether, we interpret the fact that thumb posture was unchanged across object widths (variations inferior to  $12^\circ$ ) as evidence that the thumb offers a clamp on which the object is posed. In contrast, the index finger posture was significantly modulated by object width (some angular fluctuation reaching  $45^\circ$ ) such that flexion of the DIP joint, extension and adduction of the MCP joint all increased with object width. Due to joint redundancy (Bernstein 1967), participants can *a priori* use an infinite number of angular combinations to adapt hand posture to object width. The reason for recruiting preferentially the index finger degrees of freedom over those of the thumb still remains unclear. Using numerical optimisation processes, some authors (Pandy *et al.* 1992, Harding *et al.* 1993) have hypothesised that the joint coordination responds to an efficiency criterion such as muscle and/or joint efforts. In the present context, changing thumb and index joint angles at the same time (or only thumb angles) might be less efficient in terms of physiological cost than changing only index joint angles. Unfortunately, our experimentation cannot provide direct support for this hypothesis, and further studies are needed to investigate this possibility.

Additionally, it should be noticed that the index finger posture adopted with the 3.5 cm object is potentially harmful. Two participants adopted a hyperextension of the DIP joint even though this finger posture was identified as a traumatic one (Vigouroux *et al.* 2006). Moreover, the increase of DIP joint flexion observed at larger widths is beneficial for the flexor digitorum profundus (main flexor muscle) joint moment arm (An *et al.* 1979, Fowler *et al.* 2001). This view is consistent with the larger MGF observed at larger widths.

#### 4.2. Force as a function of object width

To maintain an object in static equilibrium, sufficient grip forces have to be exerted by the fingertips to counterbalance the object weight. The results of object mass were in accordance with this property since applied fingertip force increased with object mass. Moreover, our grip force values were consistent with a previous study (Danion 2006). Surprisingly, we also observed that GF increased as a function of object width, a result that is not dictated by the laws of mechanics. Indeed, over the range of mass investigated in our study, increasing object width led to an increase in GF from 40% to 75%. Specific analysis of the positioning of the distal phalanx at the object interface showed that the thumb and the index fingertips did not change as a function of width. Consequently, the increase in grip force did not result from a possible decrease in friction at the digit/object interface.

The effect of object width on GF has previously been reported by Jordan *et al.* (2005) with two- and three-finger pinch grip. They suggested that an increase in passive force in the flexor muscles (named 'torsion spring theory') could underlie the observed increase in GF. In other words, these authors suggested that participants did not take advantage of the increase in passive force to decrease the active force, thus involving a higher GF. However, our results do not support this proposition because the increase in GF was observed even at smaller widths (between 3.5 and 5.5 cm) where the elongation of passive structure is negligible. In addition, the significant interaction with object mass confirmed once again that the force increase cannot only be related to muscle passive force increase. Muscle passive stiffness is indeed an intrinsic property, dependent only on muscle lengthening, and does not change with external load.

Kinoshita *et al.* (1996) proposed that psychological factors could influence the grip-width relationship. These authors referred to Gordon *et al.* (1991), who showed that when lifting objects equal in weight but not in size, individuals perceive smaller objects to be heavier (i.e. the well-known 'size-weight' illusion, Charpentier 1891) but use a larger force output for larger objects. However, this effect is unlikely in the present study because participants knew the objects' real size and weight.

#### 4.3. The GF/MGF ratio as a possible invariant

The maximal grip force profile (Figure 3) seemed to follow an inverted-U curve with higher performance at the intermediate widths. Widths greater than 9.5 cm were not tested because participants were unable to correctly grasp the object. Based on previous studies (Ruiz *et al.* 2002, Eksioğlu 2004) and the current observations, we hypothesise that maximal grip force would continue to decrease beyond 9.5 cm.

Interestingly, the current results showed that the percentage of MGF used to hold the object was relatively invariant across object widths (except for the 9.5 cm condition). Consequently, for a given object mass, it could be hypothesised that the participants used a constant percentage of MGF to maintain the object. If one considers the GF/MGF ratio as an important variable for the development of muscular fatigue (Byström and Kilbom 1990, Blackwell *et al.* 1999), the apparent stability of this ratio may reflect a compromise between the risks associated with a slip and the prevention of fatigue. Moreover, the fact that this ratio is also correlated to perceived effort (Cooper *et al.* 1979) suggests that our subjects tend to maintain the same effort across object widths. Concerning the 9.5 cm width, participants reported that it felt very unnatural and difficult to grasp with a two-finger grip. This may account for the higher percentage of MGF, participants being less confident in their grip. If a control law based on a constant GF/MGF ratio does exist, it would provide important information concerning the management of the force exerted on objects during grasping. However, further studies focusing on this phenomenon have to be performed in order to test this hypothesis more directly.

From an ergonomic point of view, our results show that there is no such thing as one optimal width because this width depends on the task requirement. This point of view contrasts with common ergonomic considerations since tools are typically designed according to the optimal width which maximises the maximal grip force. If the objective of the task is to apply maximal grip force on the object, a width of about 7.5 cm seems optimal. However, if the objective is to exert minimal grip force while holding a given object, the optimal width, as opposed to those classically defined for maximal force exertion, becomes the smallest one (around 3.5 cm in our experiment). For example, holding a  $3 \times 5 \times 7$  cm 0.750 kg object by its smallest width reduces GF up to 25%, which, after numerous repetitions, can become relevant to fatigue reduction. However, particular attention should be paid to small widths because harmful hyper-extended joint angles can be adopted. Now, if we consider the GF/MGF ratio as one key parameter (e.g. for the perceived effort), there is no longer an optimal width since all widths are equivalent (below 9.5 cm).

#### 4.4. Concluding comments

In conclusion, our study yielded new information concerning the effect of object width on the spontaneous grip force, the finger joint angles and the maximal grip force. One limitation of the current study is that participants were constrained to grasp the object with only the thumb and index finger. In contrast, Cesari and Newell (1999) showed that,

in the absence of constraint, the number of fingers used to pick up objects increase as a function of their width. Investigation of more ecological tasks (less constrained) will be necessary to extend our conclusions to other daily activities. Future work should investigate whether letting participants freely choose their grip configuration (two-, three-, four- or five-finger grip) influences our observations on GF and the GF/MGF ratio. Despite this limitation, we showed that since thumb joint angles do not change, the index finger joints are crucial to accommodate various object widths. Moreover, we observed that for object widths ranging between 3.5 and 7.5 cm, grip force represents a fixed percentage of maximal grip force. At a more general level, we believe that the relationship between GF and object width should be taken into account when designing hand-held tools or objects which may be used, for example, in an assembly line (Bystrom *et al.* 1995) or dental work (Dong *et al.* 2006).

### References

- An, K.N., Chao, E.Y., Cooney, I.W.P., and Linscheid, R.L., 1979. Normative model of human hand for biomechanical analysis. *Journal of Biomechanics*, 12, 775–788.
- Aoki, T., Niu, X., Latash, M.L., and Zatsiorsky, V.M., 2006. Effects of friction at the digit-object interface on the digit forces in multi-finger prehension. *Experimental Brain Research*, 172, 425–438.
- Armstrong, T. and Chaffin, D., 1979. Some biomechanical aspects of the carpal tunnel. *Journal of Biomechanics*, 12, 567–570.
- Armstrong, T., 1986. Ergonomics and cumulative trauma disorders. *Hand Clinic*, 2, 553–565.
- Bernstein, N., 1967. The co-ordination and regulation of movements, Oxford: Pergamon Press.
- Blackwell, J.R., Kornatz, K.W., and Heath, E.M., 1999. Effect of grip span on maximal grip force and fatigue of flexor digitorum superficialis. *Applied Ergonomics*, 30, 401–405.
- Blair, S., McCormick, E., Bear-Lehman, J., Otr, O., Fess, E., Otr, F., and Rader, E., 1987. Evaluation of impairment of the upper extremity. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 221, 42–58.
- Burstedt, M.K.O., Flanagan, J.R., and Johansson, R.S., 1999. Control of grasp stability in humans under different frictional conditions during multidigit manipulation. *Journal of Neurophysiology*, 82, 2393–2405.
- Byström, S. and Kilbom, Å., 1990. Physiological response in the forearm during and after isometric intermittent handgrip. *European Journal of Applied Physiology*, 60, 457–466.
- Bystrom, S., Hall, C., Welander, T., and Kilbom, A., 1995. Clinical disorders and pressure-pain threshold of the forearm and hand among automobile assembly line workers. *Journal of the British Society for Surgery of the Hand*, 20, 782–790.
- Cadoret, G. and Smith, A., 1996. Friction, not texture, dictates grip forces used during object manipulation. *Journal of Neurophysiology*, 75, 1963–1969.
- Carpinella, I., Mazzoleni, P., Rabuffetti, M., Thorsen, R., and Ferrarin, M., 2006. Experimental protocol for the kinematic analysis of the hand: definition and repeatability. *Gait & Posture*, 23, 445–454.
- Cerveri, P., Lopomo, N., Pedotti, A., and Ferrigno, G., 2005. Derivation of centers and axes of rotation for wrist and fingers in a hand kinematic model: Methods and reliability results. *Annals of Biomedical Engineering*, 33, 402–412.
- Cesari, P. and Newell, K., 1999. The scaling of human grip configurations. *Journal of Experimental Psychology and Human Perception and Performance*, 25, 927–935.
- Chao, E., An, K.N., Cooney, W.P., and Linscheid, R.L., 1989. Biomechanics of the hand: A basic research study, Singapore: World Scientific.
- Charpentier, A., 1891. Analyse expérimentale de quelques éléments de la sensation de poids. [Experimental analysis of some aspects of weight perception] *Archives de Physiologie Normales et Pathologiques*, 3, 122–135.
- Cheema, T.A., Cheema, N.I., Tayyab, R., and Firoozbakhsh, K., 2006. Measurement of rotation of the first metacarpal during opposition using computed tomography. *Journal of Hand Surgery*, 31, 76–79.

- Cheze, L., Doriot, N., Eckert, M., Rumelhart, C., and Comtet, J., 2001. In vivo cinematic study of the trapezometacarpal joint. *Chirurgie de la Main*, 20, 23–30.
- Cooney, W. and Chao, E., 1977. Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function. *American Journal of Bone and Joint Surgery*, 59, 27–36.
- Cooper, D., Grimby, G., Jones, D.A., and Edwards, R.H., 1979. Perception of effort in isometric and dynamic muscular contraction. *European Journal of Applied Physiology*, 41, 173–180.
- Danion, F., In press. Grip force safety margin in rock climbers. *Internationnal Journal of Sports Medicine*.
- Dempsey, P.G. and Ayoub, M.M., 1996. The influence of gender, grasp type, pinch width and wrist position on sustained pinch strength. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 17, 259–273.
- Dong, H., Barr, A., Loomer, P., LaRoche, C., Young, E., and Rempel, D., 2006. The effects of periodontal instrument handle design on hand muscle load and pinch force. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 1123–1130.
- Eksioglu, M., 2004. Relative optimum grip span as a function of hand anthropometry. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 34, 1–12.
- Fathallah, F.A., Kroemer, K.H.E., and Waldron, R.L., 1991. A new finger strength pinch gage. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 7, 71–72.
- Fess, E. and Moran, C., 1981. *Clinical assessment recommendations*. American Society of Hand Therapists. Minneapolis, MN: University of Minnesota Press.
- Fowler, N.K., Nicol, A.C., Condon, B., and Hadley, D., 2001. Method of determination of three dimensional index finger moment arms and tendon lines of action using high resolution MRI scans. *Journal of Biomechanics*, 34, 791–797.
- Fransson, C. and Winkel, J., 1991. Hand strength: The influence of grip span and grip type. *Ergonomics*, 34, 881–892.
- Greenberg, L. and Chaffin, D., 1976. *Workers and their tools*. Midland, MI: Pendall.
- Goonetilleke, R., Hamad, B., and So, R., 1997. Grip span and arm position effects on grip strength. In: *Proceedings of the ASEAN 97 Conference*. Kuala Lumpur, Malaysia.
- Gordon, A., Forssberg, H., Johansson, R., and Westling, G., 1991. Visual size cues in the programming of manipulative forces during precision grip. *Experimental Brain Research*, 83, 477–482.
- Harding, D., Brandt, K., and Hillberry, B., 1993. Finger joint force minimization in pianists using optimization techniques. *Journal of Biomechanics*, 26, 1403–1412.
- Jenmalm, P., Goodwin, A.W., and Johansson, R.S., 1998. Control of grasp stability when humans lift objects with different surface curvatures. *Journal of Neurophysiology*, 79, 1643–1652.
- Jordan, K., Pataky, T.C., and Newell, K.M., 2005. Grip width and the organization of force output. *Journal of Motor Behavior*, 37, 285–294.
- Keyserling, W., 2000. Workplace risk factors and occupational musculoskeletal disorders, Part 2: A review of biomechanical and psychophysical research on risk factors associated with upper extremity disorders. *American Industrial Hygiene Association*, 61, 231–243.
- Kinoshita, H., Backstrom, L., Flanagan, J.R., and Johansson, R.S., 1997. Tangential torque effects on the control of grip forces when holding objects with a precision grip. *Journal of Neurophysiology*, 78, 1619–1630.
- Kinoshita, H., Murase, T., and Bandou, T., 1996. Grip posture and forces during holding cylindrical objects with circular grips. *Ergonomics*, 39, 1163–1176.
- Kuo, L.-C., Su, F.-C., Chiu, H.-Y., and Yu, C.-Y., 2002. Feasibility of using a video-based motion analysis system for measuring thumb kinematics. *Journal of Biomechanics*, 35, 1499–1506.
- Li, Z.M., Latash, M.L., and Zatsiorsky, V.M., 1998. Force sharing among fingers as a model of the redundancy problem. *Experimental Brain Research*, 119, 276–286.
- Meagher, S., 1987. Tool design for prevention of hand and wrist injuries. *American Journal of Hand and Joint Surgery*, 12, 855–857.
- Morse, J.L., Jung, M.-C., Bashford, G.R., and Hallbeck, M.S., 2006. Maximal dynamic grip force and wrist torque: The effects of gender, exertion direction, angular velocity, and wrist angle. *Applied Ergonomics*, 37, 737–742.
- Pandy, M., Anderson, F., and Hull, D., 1992. A parameter optimization approach for the optimal control of large-scale musculoskeletal systems. *Journal of Biomechanical Engineering*, 114, 450–460.
- Roman-Liu, D., 2003. Maximum handgrip force in relation to upper limb posture—a meta-analysis. *American Industrial Hygiene Association*, 64, 609–617.

- Ruiz, J.R., Mesa, J., Gutiérrez, A., and Castillo, M., 2002. Hand size influences optimal grip span in women but not in men. *The Journal of Hand Surgery*, 27, 897–901.
- Ruiz, J.R., Espana-Romero, V., Ortega, F.B., Sjostrom, M., Castillo, M.J., and Gutierrez, A., 2006. Hand span influences optimal grip span in male and female teenagers. *The Journal of Hand Surgery*, 31, 1367–1372.
- Sakai, N., 2005. Finger motion analysis of the patients with cervical myelopathy. *Spine*, 30, 2777–2782.
- Su, C., Lin, J., Chien, T., Cheng, K., and Sung, Y., 1994. Grip strength in different positions of elbow and shoulder. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75, 812–815.
- Smutz, W., Kongsayreepong, A., Hughes, R., Niebur, G., Cooney, W., and An, K., 1998. Mechanical advantage of the thumb muscles. *Journal of Biomechanics*, 31, 565–570.
- Valero-Cuevas, F.J., Zajac, F.E., and Burgar, C.G., 1998. Large index-fingertip forces are produced by subject-independent patterns of muscle excitation. *Journal of Biomechanics*, 31, 693–703.
- Valero-Cuevas, F.J., Johanson, M.E., and Towles, J.D., 2003. Towards a realistic biomechanical model of the thumb: The choice of kinematic description may be more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters. *Journal of Biomechanics*, 36, 1019–1030.
- Vigouroux, L., Quaine, F., and Labarre-Vila, A., 2006. Estimation of finger muscle tendon tensions and pulley forces during specific sport-climbing grip techniques. *Journal of Biomechanics*, 39, 2583–2592.
- Viikari-Juntura, E. and Silverstein, B., 1999. Role of physical load factors in carpal tunnel syndrome. *Scandinavian Journal of Work and Environmental Health*, 25, 163–185.
- Wainstein, J.L. and Nailor, T.E., 2006. Tendinitis and tendinosis of the elbow, wrist, and hands. *Clinics In Occupational and Environmental Medicine*, 5, 299–322.
- Westling, G. and Johansson, R., 1984. Factors influencing the force control during precision grip. *Experimental Brain Research*, 53, 277–284.
- Winter, D., 1990. *Biomechanics and motor control of human movement*. New York: Wiley-Interscience.



## ABSTRACT

### **Biomechanical modelling of the hand to estimate musculoskeletal constraints during thumb-index finger pinch grip**

Manual precision grip is one of man's most developed and most used ability in everyday life activities. The negative outcome is the high exposure of the hand to repetitive stress injuries which are often very disabling. Thus, the understanding of the mechanical stress exerted in muscles, tendons, joints and ligaments during gripping tasks appears as a major issue for injury prevention, rehabilitation and ergonomic considerations. This doctoral work aimed at developing a biomechanical model of the grip to estimate the unmeasurable internal loads. As an example, the classical paradigm of the thumb - index finger grip was used. In a first study, the biomechanical models of the thumb available in the literature were compared and several improvements proposed in order to obtain more physiologically realistic predictions. First, an experimental method was developed to evaluate and include passive structures moment into the equilibrium of the trapeziometacarpal joint (TMC). Secondly, MRI was used to integrate the mechanical action of the First Dorsal Interosseous muscle at the TMC, since this muscle has commonly been neglected in thumb models but seems essential during pinch grip. Thirdly, the kinematic model which has to be used with the anthropometric data of tendon moment arms was evaluated and compared to our proposition of a functional method to assess, *in situ*, the axes of rotation of the TMC. Finally, the biomechanical model including these improvements was implemented in an ergonomic study. We investigated the effect of object width on grip forces and muscles/joints loads. This doctoral work finds its consistency in its desire to develop and apply the biomechanical modelling of the hand in the fields of clinical and ergonomics.

Keywords: Biomechanical modeling, Prehension, Grip, Hand, trapeziometacarpal joint, Ergonomics.



## RESUME

### **Modélisation biomécanique de la main pour l'estimation des contraintes du système musculo-squelettique lors de la préhension pouce-index.**

La préhension manuelle est une des habilités de l'homme la plus développée et la plus utilisée dans la vie de tous les jours. Cette capacité nous permet de saisir et de manipuler des objets dans des configurations aussi nombreuses que complexes. Malheureusement, la main est aussi le siège de nombreuses blessures qui, de par l'importance de la préhension, sont fortement handicapantes. Face à ce constat, comprendre les contraintes mécaniques qui sont exercées dans les muscles, les tendons, les articulations et les ligaments lors de gestes de la vie quotidienne apparaît comme un enjeu majeur pour la prévention, la réhabilitation et l'ergonomie. L'objectif de ce travail doctoral était de développer un modèle biomécanique de la préhension permettant une estimation de ces variables non mesurables. A titre d'exemple, le paradigme de la pince pouce-index a été utilisé. Dans une première étude, les modèles biomécaniques de la pince disponibles dans la littérature ont été développés et comparés. Suite à cette évaluation, il a été constaté que ces modèles, en particulier le pouce, nécessitaient des améliorations pour permettre une évaluation physiologiquement réaliste lors de la préhension. Dès lors, plusieurs améliorations ont été proposées. Premièrement, une procédure expérimentale a été développée afin d'évaluer et d'inclure les participations mécaniques passives (ligaments, tissus mous, butées osseuses) de l'articulation trapèzométacarpienne. Deuxièmement, des mesures effectuées par IRM ont été utilisées afin d'intégrer l'action mécanique du muscle *First Dorsale Interosseous* dans l'équilibre du pouce, ce muscle étant alors négligé malgré son importance dans les tâches de préhension. Troisièmement, une méthode expérimentale permettant d'évaluer plus facilement et plus précisément, *in situ*, les axes de flexion/extension et d'adduction/abduction de l'articulation trapèzométacarpienne a été proposée et évaluée. Enfin, le modèle biomécanique incluant ces améliorations a été mis en œuvre dans une dernière étude ergonomique visant à étudier l'effet de la taille de l'objet manipulé sur les forces musculaires et articulaires. L'ensemble de ce travail doctoral trouve sa cohérence dans la volonté de développer et d'appliquer la modélisation biomécanique de la main dans les champs de la clinique et de l'ergonomie.

Mots clés: Modélisation biomécanique, préhension, main, articulation trapèzométacarpienne, ergonomie.