



HAL
open science

Contribution biomécanique à l'analyse cinématique in vivo des mouvements de la main humaine

Pierre Devos

► **To cite this version:**

Pierre Devos. Contribution biomécanique à l'analyse cinématique in vivo des mouvements de la main humaine. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Technologie de Compiègne, 2017. Français. NNT : 2017COMP2359 . tel-01629713

HAL Id: tel-01629713

<https://theses.hal.science/tel-01629713>

Submitted on 6 Nov 2017

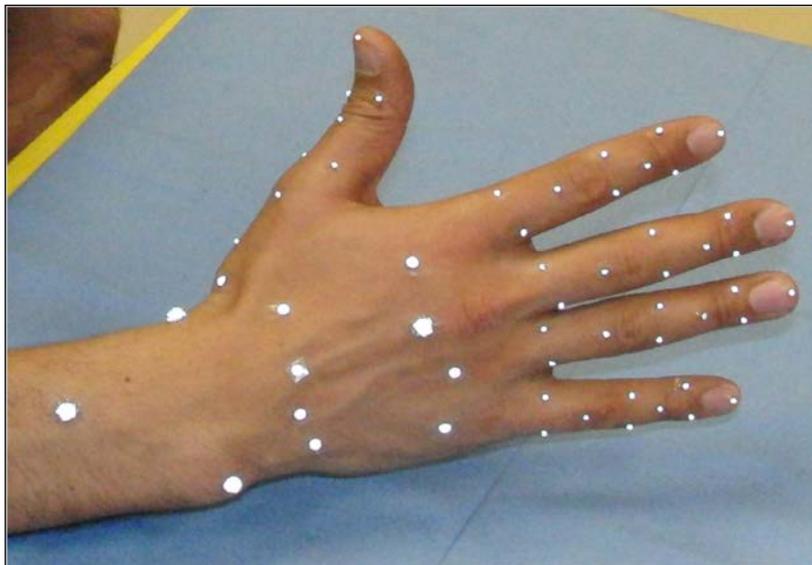
HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Par **Pierre DEVOS**

Contribution biomécanique à l'analyse cinématique in vivo des mouvements de la main humaine

Thèse présentée
pour l'obtention du grade
de Docteur de l'UTC



Soutenue le 12 mai 2017

Spécialité : Biomécanique : Unité de Recherche Biomécanique et
Bio-ingénierie (UMR-7338)

D2359

THESE

PRESENTÉE POUR L'OBTENTION DU GRADE DE

DOCTEUR

DE

**L'UNIVERSITE DE TECHNOLOGIE
DE COMPIEGNE**

Spécialité :

BIOMECHANIQUE

PAR

Pierre DEVOS

**Contribution biomécanique à l'analyse cinématique in vivo
des mouvements de la main humaine**

Soutenue le 12 mai 2017

Directeur de thèse : **Frédéric MARIN**

Co-encadrant de thèse : **Khalil BEN MANSOUR**

Jury

Mme. Véronique Perdereau, Professeur, ISIR, Université Pierre et Marie Curie, Paris

M. Philippe Rouch, Professeur, LBM, Arts et Métiers ParisTech, Paris

M. Philippe Pudlo, Professeur, LAMIH, Université de Valenciennes, Valenciennes

M. Frédéric Marin, Professeur, BMBI, Université de Technologie de Compiègne, Compiègne

M. Khalil Ben Mansour, Docteur, BMBI, Université de Technologie de Compiègne, Compiègne

Présidente

Rapporteur

Rapporteur

Examineur

Examineur

A Sophie

« L'utopie est le rêve nécessaire et la réalité le défi permanent »

– Daniel Cohn-Bendit

Remerciements

Remerciements

Je remercie tout d'abord M. le Pr. Frédéric Marin, professeur des universités au laboratoire de BioMécanique et BioIngénierie (BMBI) de m'avoir dirigé dans ce travail de thèse. Je le remercie tout particulièrement de m'avoir fait confiance et de m'avoir permis de travailler sur un sujet aussi complexe que passionnant portant sur l'étude cinématique des mouvements de la main. Je le remercie également pour l'aide précieuse qu'il m'a apporté dans mes travaux de recherche, et je tiens à lui exprimer ma gratitude pour sa patience et sa bienveillance à mon égard durant ma thèse.

Merci également au Dr. Khalil Ben Mansour, ingénieur de recherche au laboratoire BMBI et co-encadrant de ce travail de thèse, pour sa disponibilité, son aide, ainsi que pour ses conseils scientifiques et techniques qu'il a pu me fournir, aussi bien dans mes travaux de recherche que sur l'utilisation de la plateforme de capture du mouvement. Je tiens à lui exprimer toute ma reconnaissance pour son soutien et ses encouragements durant la thèse.

Je remercie Mme. le Pr. Véronique Perdereau qui m'a fait l'immense honneur de participer à l'évaluation de ces travaux de thèse en tant que présidente du jury.

Je remercie également M. le Pr. Philippe Pudlo et M. le Pr. Philippe Rouch pour l'intérêt qu'ils ont porté à cette thèse en acceptant d'en être les rapporteurs.

Je tiens à exprimer mes sincères remerciements à Mme. le Pr. Marie-Christine Ho Ba Tho, professeur des universités et directrice du laboratoire BMBI, pour son accueil chaleureux au sein de son laboratoire.

Je remercie la région Picardie qui a accepté de financer cette thèse (N°81212002746).

Je remercie le Dr. Clint Hansen, post-doctorant au laboratoire BMBI sur le projet MANDARIN, pour sa disponibilité, son aide et ses conseils dans mes travaux de recherche, ainsi que pour son soutien et ses encouragements durant ma thèse. Je le remercie également pour les bonnes soirées que nous avons passées ensemble et dont je garde un bon souvenir.

Je remercie les doctorants, les post-doctorants et les stagiaires du bureau et du laboratoire BMBI pour l'ambiance chaleureuse et conviviale régnant au sein du bureau et qui m'a permise d'effectuer ma thèse dans des conditions idéales. Je remercie particulièrement Sébastien, Kévin, Eric, Malek, Redouane, Mashhour, Quang, Ang Xiao, Gwladys, Jean-Sébastien, Jérémy et Quentin pour leur bonne humeur, les discussions que nous avons ensemble le midi ou autour d'un café, ainsi que pour leur soutien tout au long de cette thèse.

Un grand merci à Hasret grâce à qui j'ai pu rencontrer la femme de ma vie, pour sa bonne humeur et pour tous les bons moments que nous avons passés ensemble. Merci également à Christina et Sophie pour leur bonne humeur et pour toutes les bonnes soirées que nous avons passé ensemble. Quel plaisir de vous avoir rencontré toutes les trois !

Je pense aussi à tous mes amis, ainsi qu'à toutes les personnes que je n'ai pas citées mais que je n'oublie pas et qui, de près comme de loin, m'ont soutenu et encouragé durant mon doctorat. A toutes et à tous, merci !

Remerciements

Un grand merci à toutes les personnes de ma famille qui m'ont soutenu et encouragé tout au long de mes années d'études. A travers cette thèse, je tiens à exprimer toute ma reconnaissance à mes parents et mes grands-parents pour l'éducation que j'ai reçu d'eux, pour leur présence, leur soutien et leurs encouragements tout au long de mes études et des projets que j'ai effectué. Un grand merci également à mes frères, Guillaume et William, pour leur soutien et leurs encouragements.

Enfin, je tiens à exprimer mes plus sincères remerciements et ma profonde reconnaissance à ma compagne, Sophie, que j'ai rencontrée au cours de ma thèse lors d'une pause café, et dont je suis depuis devenu inséparable. Ta présence à mes côtés, ton soutien et tes encouragements m'ont été d'un grand réconfort et d'une aide très précieuse tout au long de mes années de doctorat. Merci infiniment !

Table des matières

Remerciements	vii
Table des matières	xi
Table des abréviations et des acronymes.....	xv
Introduction générale.....	1
Chapitre I - Anatomie et état de l'art.....	5
I.1 Introduction	7
I.2 Anatomie descriptive et fonctionnelle de la main et du poignet.....	7
I.2.1 Plans anatomiques de la main et du poignet.....	7
I.2.2 Anatomie descriptive de la main et du poignet	9
I.2.3 Anatomie fonctionnelle de la main et du poignet.....	30
I.2.4 Synthèse	41
I.3 Modélisation cinématique de la main et du poignet	42
I.3.1 De la description anatomique vers la modélisation cinématique.....	42
I.3.2 Modélisation cinématique des articulations de la main et du poignet.....	43
I.3.3 Définition des paramètres cinématiques.....	49
I.4 Capture du mouvement de la main.....	59
I.4.1 Les systèmes de capture du mouvement	59
I.4.2 Les protocoles de pose des marqueurs sur la main.....	65
I.4.3 Mouvements et postures utilisés pour l'analyse cinématique de la main.....	69
I.5 Synthèse du chapitre I.....	72
Chapitre II - Protocoles expérimentaux et outils d'analyse cinématique	75
II.1 Introduction	77
II.2 Protocoles de capture du mouvement.....	77
II.2.1 Données anthropométriques des sujets.....	77
II.2.2 Protocole de capture du mouvement de la main.....	78
II.2.3 Synthèse	86
II.3 Modèle cinématique et mise en place des outils d'analyse.....	86
II.3.1 Définition des segments et des liaisons mécaniques	87
II.3.2 Définition des systèmes de coordonnées locaux	87
II.3.3 Méthodes fonctionnelles d'estimation des paramètres cinématiques.....	91
II.3.4 Définition des systèmes de coordonnées fonctionnels	97
II.3.5 Méthode de quantification des amplitudes articulaires	103
II.3.6 Synthèse	113
II.4 Analyse cinématique des mouvements de la main.....	114
II.4.1 Analyse cinématique des mouvements fonctionnels	114
II.4.2 Analyse cinématique des mouvements de prise d'objets	115
II.4.3 Analyses statistiques.....	116
II.4.4 Synthèse	116
II.5 Synthèse du chapitre II.....	117
Chapitre III - Résultats.....	119

Table des matières

III.1	Introduction	121
III.2	Post-traitement des données expérimentales	121
III.3	Evaluation des méthodes d'analyse cinématique.....	124
III.3.1	Analyse cinématique du modèle numérique de la main in silico	124
III.3.2	Quantification des RMSE des méthodes fonctionnelles.....	135
III.3.3	Synthèse	143
III.4	Analyse cinématique des captures du mouvement	143
III.4.1	Etude qualitative et quantitative des mouvements fonctionnels.....	143
III.4.2	Etude qualitative et quantitative des mouvements de prise d'objets	178
III.5	Synthèse du chapitre III.....	197
 <u>Chapitre IV - Discussion.....</u>		<u>199</u>
 <u>Conclusion.....</u>		<u>215</u>
 <u>Références bibliographiques</u>		<u>219</u>
 <u>Annexe.....</u>		<u>233</u>
 <u>Abstract / Résumé</u>		<u>241</u>

Table des abréviations et des acronymes

Table des abréviations et des acronymes

A-A : Abduction-Adduction
AoR : Axis of Rotation
CoR : Center of Rotation
CMC : (articulation) Carpo-MétaCarpienne
DDL : Degrés De Liberté
FCS : Functional Coordinate System
F-E : Flexion-Extension
Flex-Ext : Flexion-Extension
Int-Ext : Interne-Externe
IP : (articulation) InterPhalangienne
IPD : (articulation) InterPhalangienne Distal
IPP : (articulation) InterPhalangienne Proximal
IP1 : (articulation) InterPhalangienne du pouce
IRM : Imagerie par Résonance Magnétique
ISB : International Society of Biomechanics (isbweb.org)
JCS : Joint Coordinate System
LCS : Local Coordinate System
MC : (articulation) Médio-Carpienne
MCP : (articulation) MétaCarpo-Phalangienne
MCP1 : (articulation) MétaCarpo-Phalangienne du pouce
P-S : Pronation-Supination
RC : (articulation) Radio-Carpienne
MRSE : Root Mean Square Error
RU : (articulation) Radio-Ulnaire
SCoRE : Symmetrical CoR Estimation
SCS : Segment Coordinate System
TMC : (articulation) Trapézo-MétaCarpienne parfois noté CMC1

Introduction générale

La main est l'organe de préhension et de manipulation d'objets divers et variés que l'homme a su exploiter et perfectionner au cours de son évolution. Elle est d'une importance cruciale dans la réalisation des différentes tâches manuelles du quotidien. En effet, bien que la main ne représente que 1 % de la masse corporelle, Cocchiarella & Anderson (2001) considèrent que l'amputation d'une main chez une personne correspond à une perte de 54 % de l'ensemble de ses capacités fonctionnelles. Cependant, malgré son importance dans la vie quotidienne, peu d'études sur la capture et l'analyse du mouvement de la main existent dans la littérature (Degeorges *et al.*, 2005). En effet, comme nous l'avons précédemment mentionné, il s'agit d'un système anatomique complexe composé de nombreuses articulations et de nombreux os de petites tailles, qui sont difficilement accessibles pour une bonne partie d'entre eux.

Ce faible nombre d'études est d'autant plus problématique que, du fait de son utilisation intensive, la main est soumise à un risque important de traumatismes pouvant entraîner une incapacité temporaire ou permanente de l'utilisation d'une partie ou de l'ensemble de la main (Seo *et al.*, 2011; Vignais & Marin, 2014), ainsi qu'à une dégradation prématurée du cartilage pouvant conduire à la formation d'arthrose ou de déformations articulaires telles que la rhizarthrose (Goubier *et al.*, 2009), ou de troubles musculo-squelettiques (Vignais & Marin, 2011). De plus, au delà d'une bonne connaissance anatomique, il est également nécessaire d'avoir une bonne connaissance des comportements cinématique et musculo-squelettique de la main, afin d'avoir une compréhension globale biomécanique du fonctionnement de la main. L'analyse des mouvements de la main et la création de modèles biomécaniques capables d'analyser fidèlement les mouvements et les postures de la main sont donc d'une grande importance dans cet objectif de compréhension et d'amélioration des connaissances du fonctionnement biomécanique de la main.

La puissance des outils informatiques de calcul, ainsi que des techniques de capture et des méthodes d'analyse du mouvement, ont permis d'améliorer les modèles cinématiques de la main, notamment la définition des paramètres cinématiques comme les positions et l'orientation des centres et des axes de rotation (Chang & Pollard, 2008; Chèze *et al.*, 2001, 2012), ainsi que sur la quantification des amplitudes des mouvements articulaires (Chiu & Wang, 1998; Coert *et al.*, 2003; Goubier *et al.*, 2009; Su *et al.*, 2003), et les synergies, c'est-à-dire les interactions entre les différentes articulations de la main (Braido & Zhang, 2004; Li & Tang, 2007; Su *et al.*, 2005).

En plus d'améliorer les modèles cinématiques de la main, les techniques de capture et les méthodes d'analyse du mouvement sont également utilisées dans un but clinique pour l'évaluation et l'amélioration des techniques de chirurgie et des protocoles de rééducation de la main (Carlson *et al.*, 2012; Kolwadkar *et al.*, 2011). La modélisation cinématique bio-fidèle est également d'une grande importance dans la conception de prothèses (Hebert *et al.*, 2014) et d'exosquelettes (Cempini *et al.*, 2015; Chiri *et al.*, 2009) adaptés, afin que le patient puisse recouvrer au maximum les mouvements naturels de la main (Hebert *et al.*, 2014).

L'analyse du mouvement est également très utilisée en ergonomie, ainsi qu'en sport et en musique. En ergonomie elle permet d'étudier les gestes effectués par les utilisateurs et de les corriger si nécessaire, mais également d'adapter les environnements de travail et la forme des objets manipulés afin de rendre leur utilisation plus simple et plus pratique, mais aussi de prévenir les risques d'accident ou de développement de pathologies suite à un geste mal effectué (Baker *et al.*, 2007; Vignais & Marin, 2014). Cette analyse du mouvement de la main est également très utilisée dans le domaine sportif (Crotin *et al.*, 2014; Fedorcik *et al.*, 2012; Wagner *et al.*, 2012; Wang *et al.*, 2010) et musical (Albrecht *et al.*, 2014; Dalla Bella & Palmer, 2011; Furuya *et al.*, 2014a, 2014b; Goebel & Palmer, 2008, 2013). Dans le domaine sportif, elle a pour but d'analyser et de corriger les mouvements de l'athlète afin d'augmenter ses performances, mais aussi de réduire les risques de blessure lors de l'exécution de ces gestes (Crotin *et al.*, 2014).

Par ailleurs, sur le plan industriel, l'étude des mouvements de la main et le développement de modèles cinématiques contribuent aux développements des prothèses, de la robotique et de la télémanipulation. En effet, lorsque les tâches sont difficilement réalisables par l'homme ou dans un environnement dangereux, les opérateurs ont recours à la télémanipulation de robots, anthropométrique ou non, reproduisant plus ou moins fidèlement les mouvements de la main en temps réel (Cerveri *et al.*, 2007). L'emploi de la structure cinématique de la main pour la conception de robots anthropométriques permet d'améliorer les interactions avec les outils (Stillfried & Smagt, 2010). Cette reconnaissance des mouvements et des postures de la main par un robot ou un ordinateur peut être obtenue : soit grâce à un gant qu'enfile l'utilisateur (Kawasaki *et al.*, 2002; Liarokapis *et al.*, 2013; Rohling & Hollerbach, 1994), soit grâce à la capture d'images de mouvements de la main par des systèmes vidéos (Bullock *et al.*, 2012).

Enfin, les techniques de capture du mouvement ainsi que les modèles cinématiques de la main sont également de plus en plus utilisés dans les systèmes à réalité augmentée ou en environnement virtuel (Cempini *et al.*, 2015; Chan *et al.*, 2011; Yi *et al.*, 2009). Les progrès effectués dans ce domaine ont permis d'améliorer la reconnaissance et la réplique fidèle des mouvements et des postures de la main en temps réel, permettant ainsi de retrouver l'aspect naturel des mouvements de la main dans les films numériques et les jeux vidéo (Yasumuro *et al.*, 1999). Cette reconnaissance des postures est également utilisée dans un but pédagogique pour l'apprentissage de la langue des signes (Ip *et al.*, 2001; Sturman & Zeltzer, 1994).

Dans ce contexte, ce travail de recherche a pour but l'étude et l'analyse des mouvements de la main humaine afin de contribuer à une connaissance de sa biomécanique. Ce manuscrit de thèse se décomposera en quatre chapitres :

- L'objectif du chapitre I, sera de faire des rappels sur l'anatomie de la main, ainsi qu'un état de l'art sur la modélisation cinématique de la main et les différentes méthodes utilisées pour la capture du mouvement de la main. Enfin, nous ferons également quelques rappels de calculs cinématiques dans le cas de l'analyse du mouvement de la main.
- Le chapitre II aura pour objectif de présenter le protocole mis en place pour la capture du mouvement de la main de plusieurs sujets, ainsi que les différents mouvements effectués par les sujets, et le matériel utilisé pour la capture du mouvement de la main. Nous présenterons également au cours du chapitre II, les hypothèses faites dans le cadre de la modélisation cinématique de la main, ainsi que les outils de calcul que nous emploierons pour les analyses cinématiques des mouvements de la main.
- Dans le chapitre III, nous présenterons les résultats des post-traitements effectués sur les données expérimentales et les difficultés rencontrées durant cette phase. Nous présenterons également les résultats des évaluations des outils de calcul employés par la suite pour l'analyse cinématique des mouvements de la main. Enfin, nous terminerons ce chapitre par la présentation des résultats des analyses cinématiques effectuées à l'aide des captures de mouvement de la main.
- Le chapitre IV sera consacré à la discussion des résultats obtenus, ainsi que sur les différentes méthodes employées pour l'obtention de ces résultats

Chapitre I

-

Anatomie et état de l'art

I.1 Introduction

A travers toutes les applications présentées en introduction, nous voyons que la biomécanique de la main est essentielle, et l’objet de ce chapitre est de faire un état de l’art. Ce chapitre se décomposera en trois parties. Dans la première partie, nous présenterons l’anatomie de la main d’un point de vue descriptif et fonctionnel, puis sa modélisation cinématique. Nous rappellerons en deuxième partie quelques définitions générales sur la cinématique et nous présenterons les différentes modélisations des articulations de la main et du poignet proposés dans la littérature scientifique. Enfin, la troisième partie sera consacrée à la présentation des différentes méthodes de capture du mouvement et de pose de marqueurs spécifique à l’étude de la main, ainsi que les différents mouvements étudiés pour la capture du mouvement de la main.

I.2 Anatomie descriptive et fonctionnelle de la main et du poignet

I.2.1 Plans anatomiques de la main et du poignet

I.2.1.1 Les plans anatomiques de référence du corps humain

Afin de pouvoir décrire les différentes régions du corps humain et les différents éléments qui le constituent, les anatomistes ont définis trois plans orthogonaux de référence (Figure 1) :

- Le **plan frontal** : qui est un plan vertical séparant la partie ventrale (ou antérieure) située à l’avant de ce plan, et la partie dorsale (ou postérieure) située à l’arrière du plan.
- Le **plan sagittal** : qui est un plan vertical perpendiculaire au plan frontal et qui coupe le corps en deux parties symétriques. Tout ce qui est proche du plan sagittal est médial (ou interne) et tout ce qui s’en éloigne est latéral (ou externe).
- Le **plan transversal** : qui est un plan perpendiculaire aux plans frontal et sagittal et qui coupe horizontalement le corps en deux parties, séparant ainsi le haut du corps du bas. Tout ce qui est situé au-dessus de ce plan est crânial (supérieur), et tout ce qui est situé en-dessous est caudal (inférieur).

Afin qu’il n’y ait pas d’ambiguïté dans les descriptions, le corps est décrit en **position anatomique de référence** : la personne est debout, vue de face, les yeux dirigés droit devant, les bras le long du corps, les paumes des mains dirigés vers l’avant et les pouces dirigés en dehors.

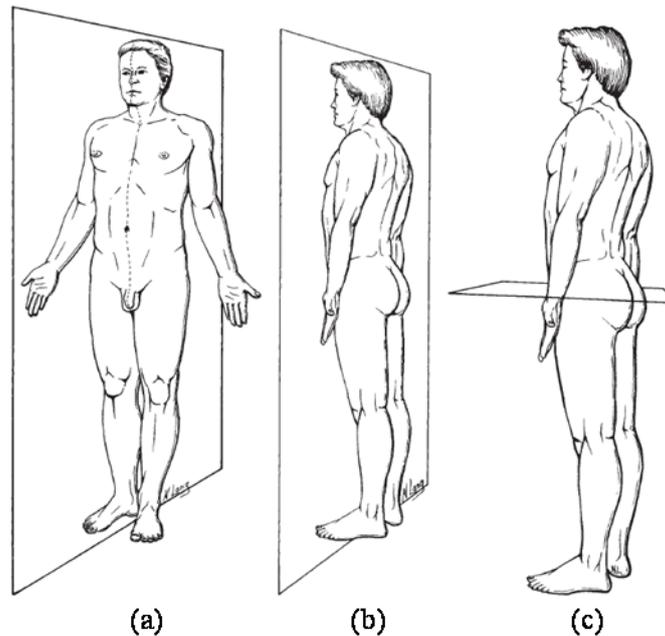


Figure 1. Corps en position anatomique de référence et plans de référence : (a) plan sagittal, (b) plan frontal, (c) plan transverse (Peterson & Bergmann, 2002).

Enfin, pour pouvoir décrire les directions, les anatomistes utilisent les termes suivant :

- La **direction antérieure** (ou en avant) est la direction allant vers l'avant du plan frontal. La **direction postérieure** (ou en arrière) étant celle qui va vers l'extérieure.
- La **direction médiale** (en dedans) correspond à la direction se rapprochant du plan sagittal, et la **direction latérale** (en dehors) est celle qui s'en éloigne.
- La **direction proximale** est la direction qui se rapproche du point d'insertion du membre le plus proche du tronc, et la **direction distale** est celle qui s'en éloigne.

Toutefois, ces trois plans ne conviennent pas à la description et à une étude plus détaillée de la main.

I.2.1.2 Les plans anatomiques de la main

L'axe longitudinal de la main, c'est-à-dire l'axe passant par le troisième doigt, est incliné dans le plan anatomique de référence (A. Hollister & Giurintano, 1995) et peut parfois limiter la compréhension de la description de la main. C'est pourquoi il peut-être nécessaire de réorienter les plans (Figure 2), notamment le plan sagittal et le plan transversal, et d'utiliser un langage propre à la description de la main :

- La **direction palmaire** pour désigner la direction vers l'avant de la paume de la main, et la **direction dorsale** pour désigner la direction vers l'arrière du dos de la main.
- La **direction radiale** pour désigner la direction allant vers le radius, et la **direction ulnaire** qui la direction allant vers l'ulna.

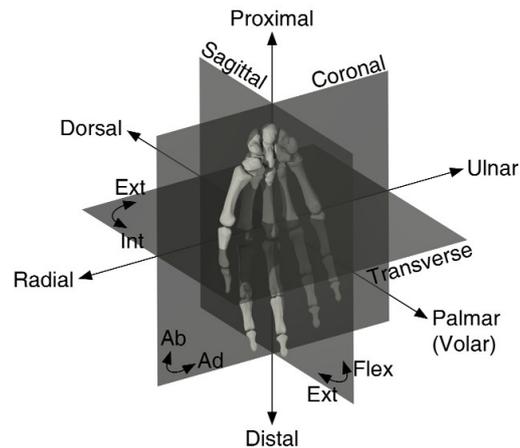


Figure 2. Plans et directions de la main en position anatomique de référence (Bullock et al., 2012).

Après avoir présenté les différents plans anatomiques et les directions, nous allons maintenant nous intéresser à la description anatomique de la main humaine.

1.2.2 Anatomie descriptive de la main et du poignet

1.2.2.1 Généralités sur la main

La main représente l'extrémité distale du membre supérieur et s'articule avec l'avant-bras au niveau de l'articulation du poignet afin de se trouver dans la position la plus favorable pour une action donnée. Ce n'est pas seulement un outil de préhension, mais c'est également un récepteur sensoriel extrêmement sensible grâce au toucher, et dont les données sont indispensables à son action même.

De manière générale, la main est composée d'une partie centrale qui est la paume, sur laquelle s'articulent indépendamment cinq doigts (Figure 3). Ces doigts, sont, en partant de dehors en dedans : **le pouce** (Doigt I), **l'index** (Doigt II), **le majeur** (Doigt III), **l'annulaire** (Doigt IV) et **l'auriculaire** (Doigt V).

Les doigts de la main sont divisés en trois groupes dont les fonctions sont différentes :

- **Le pouce** extrêmement mobile est le seul doigt de la main ayant la capacité de s'opposer aux autres doigts individuellement ou bien ensemble du fait de sa position inclinée en avant de la paume (Kapandji, 2005). Cette capacité particulière lui permet de former la pince pollicidigitale nécessaire à la préhension d'objets divers et variés. Les anatomistes utilisent le terme de **colonne du pouce ou thénar** afin de bien marquer sa singularité par rapport aux autres doigts.
- **L'index et le majeur** permettent la prise globale d'objets, mais ils permettent surtout de prendre des objets ou d'effectuer des mouvements avec précision, comme le stylo par exemple (Napier, 1956).
- **L'annulaire et l'auriculaire** permettent surtout de verrouiller et de stabiliser les prises d'objets pour pouvoir les manipuler avec force, comme le manche d'un marteau par exemple (Cutkosky, 1989).

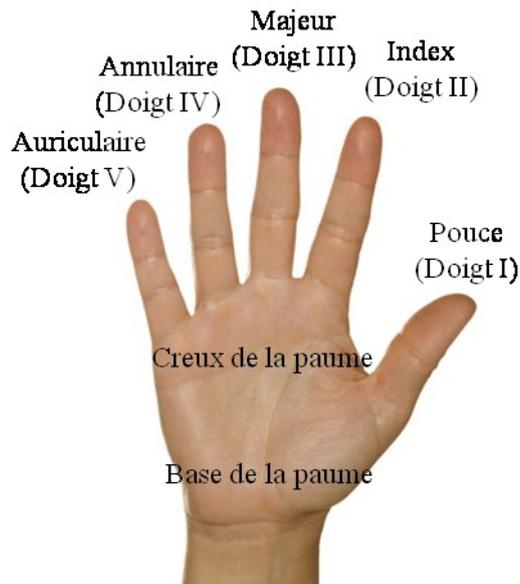


Figure 3. *Vue palmaire de la main droite (© ThinkStock).*

Les nombreuses articulations que contient la main lui permettent de pouvoir s'adapter facilement à la forme des objets à saisir. Toutefois, les capacités de préhension auraient été limitées sans l'aptitude de la paume à se mouvoir, c'est-à-dire de s'aplatir pour permettre une extension complète de la main dans le cas de la prise d'objets volumineux, ou de se creuser pour la prise de précision. Pour cela, la paume de la main est divisée en trois zones (Delprat *et al.*, 2005): une **zone stable** s'étirant de la base de la paume jusqu'à la base des deuxième et troisième doigts, et deux **zones mobiles** de chaque côté de la zone stable qui sont:

- **L'éminence thénar** correspondant à la partie de la paume prolongée par le pouce. Elle forme la base de la colonne du pouce.
- **L'éminence hypothénar** correspondant à la partie de la paume prolongée par le doigt.

1.2.2.2 Les arches de la main

La capacité de la paume à se creuser, combinée à celle des doigts à s'enrouler permet de définir trois types d'arches suivant trois directions différentes (Figure 4) :

- **L'arche carpienne** dont l'origine est la courbure concave située à la base paume et qui se prolonge jusqu'à la courbure concave de l'extrémité distale de la paume.
- Les **arches carpo-métacarpo-phalangiennes**, qui sont les quatre arches formées depuis la base de la paume jusqu'aux extrémités distales des quatre derniers doigts lors de l'enroulement des doigts sur la paume.
- Les **arches d'opposition du pouce**, qui sont les quatre arches formées entre l'extrémité distale de la colonne du pouce et les extrémités distales des quatre derniers doigts. La distance de l'arche formée entre le pouce et le cinquième doigt, lorsqu'ils sont écartés au maximum doit atteindre au moins l'octave chez le pianiste (Kapandji, 2005).

Toutes ces arches permettent à la main de pouvoir se positionner dans la configuration la plus adaptée pour pouvoir saisir un objet.

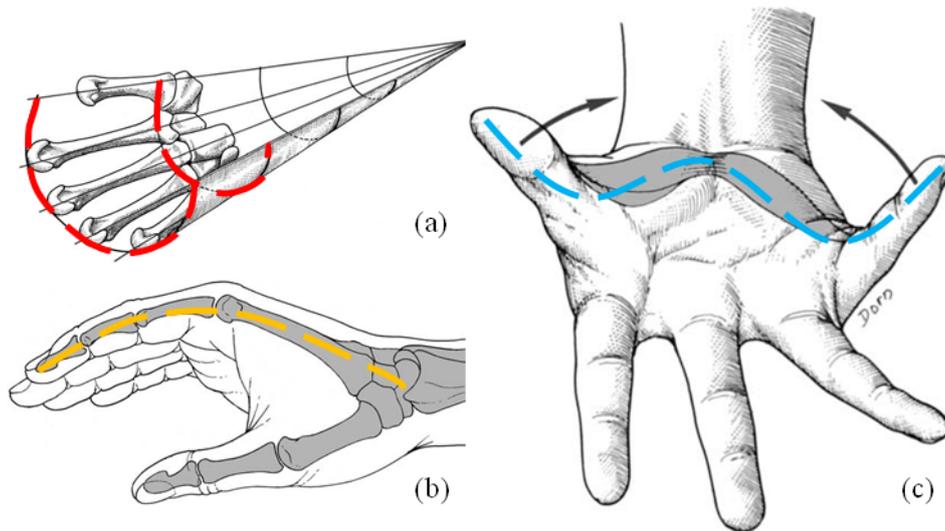


Figure 4. Les arches de la main : (a) arche carpienne, (b) arche carpo-métacarpo-phalangienne, (c) arche d'opposition du pouce (Delprat et al., 2005).

Cette première description globale de la main a permis d'avoir un aperçu des principaux éléments qui la constituent. Nous allons à présent passer à la présentation des différents os qui constituent le squelette de la main.

1.2.2.3 Ostéologie de la main

La main est un système poly-articulé composé de 27 os répartis en trois groupes (Figure 5) : les 8 **os carpiens** à la base de la paume, les 5 **os métacarpiens** au niveau du creux de la paume, et 14 **phalanges** au niveau des doigts.

Les os carpiens sont des os courts et ils sont globalement répartis sur deux rangées : la **rangée proximale** et la **rangée distale**. La rangée proximale est composée, selon la nouvelle terminologie (Turgeon, 2013), de l'extrémité externe vers l'extrémité interne : du **scaphoïde**, du **lunatum**, du **triquetrum** et du **pisiforme**. La rangée distale est composée de l'extrémité externe vers l'extrémité interne : du **trapèze**, du **trapézoïde**, du **capitatum** et de **l'hamatum**.

Les métacarpiens forment la base du squelette de chaque doigt. Ce sont des os longs, légèrement concaves en avant, et composés de trois parties : une **base** concave à l'extrémité proximale, un **corps** au centre, et une **tête** convexe à l'extrémité distale.

Les phalanges forment les squelettes de chaque doigt qui est composé, excepté le pouce, de trois phalanges : la **phalange proximale**, la **phalange intermédiaire**, et la **phalange distale**. Le pouce n'est composé que de deux phalanges : la phalange proximale et la phalange distale. Ce sont également des os longs composés de trois parties : une **base** concave à l'extrémité proximale, d'un **corps** concave en avant et d'une **tête** convexe à l'extrémité distale.

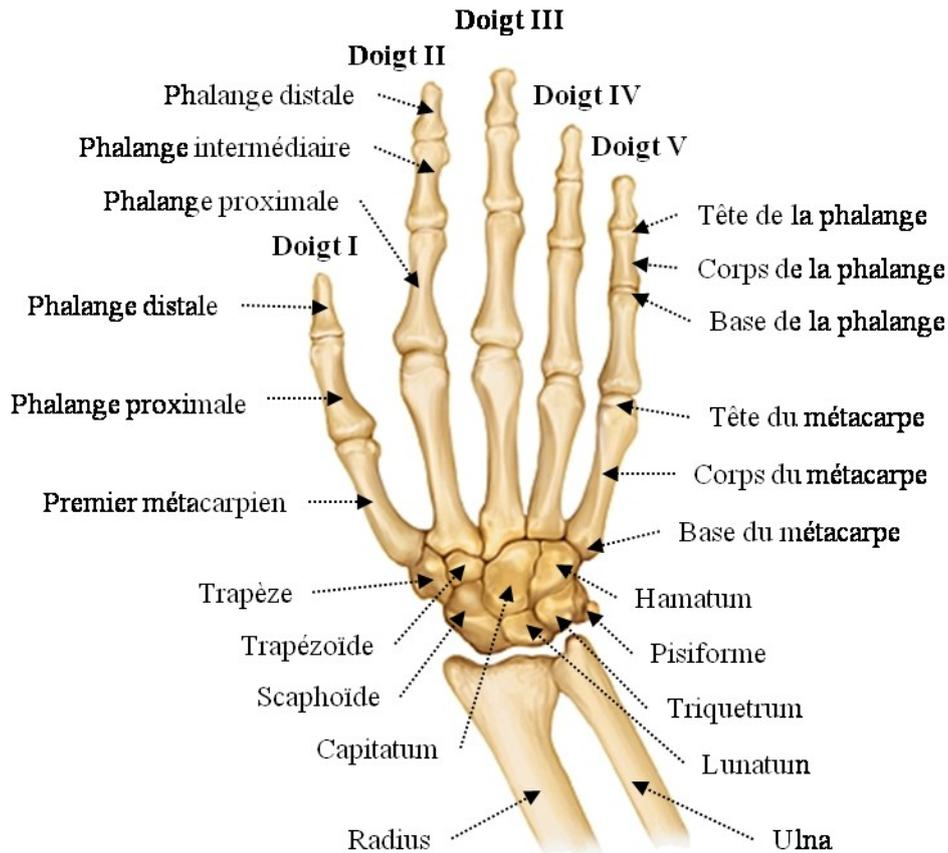


Figure 5. Vue dorsale du squelette de la main droite (Archives Larousse).

La capacité d'opposition de la **colonne du pouce** par rapport aux autres doigts s'explique en partie par son indépendance par rapport aux autres doigts et par sa constitution : le scaphoïde, le trapèze, le premier métacarpien, une phalange distale et une phalange proximale. De plus, il existe entre le premier métacarpien et la phalange proximale du pouce deux **os sésamoïdes**, l'un médial et l'autre latéral, qui reçoivent certains muscles du pouce.

Tous ces os sont reliés entre eux par différentes articulations que nous allons présenter dans la partie suivante.

1.2.2.4 Arthrologie de la main et du poignet

Les articulations de la main sont des **diarthroses**, c'est-à-dire qu'elles unissent deux segments osseux grâce à une articulation vraie. Les surfaces des os en contact sont lisses et encroûtées de **cartilage hyalin** (Figure 6). Chaque articulation est entourée d'une **capsule articulaire** fibreuse sur laquelle se trouve une **membrane synoviale** qui sécrète le liquide synovial favorisant le glissement entre les surfaces articulaires. Sur la face externe de la capsule articulaire se trouvent les **ligaments**, dont les rôles sont de stabiliser l'articulation en maintenant les surfaces articulaires en contact, de guider et de limiter les amplitudes de mouvement de l'articulation dans certaines directions.

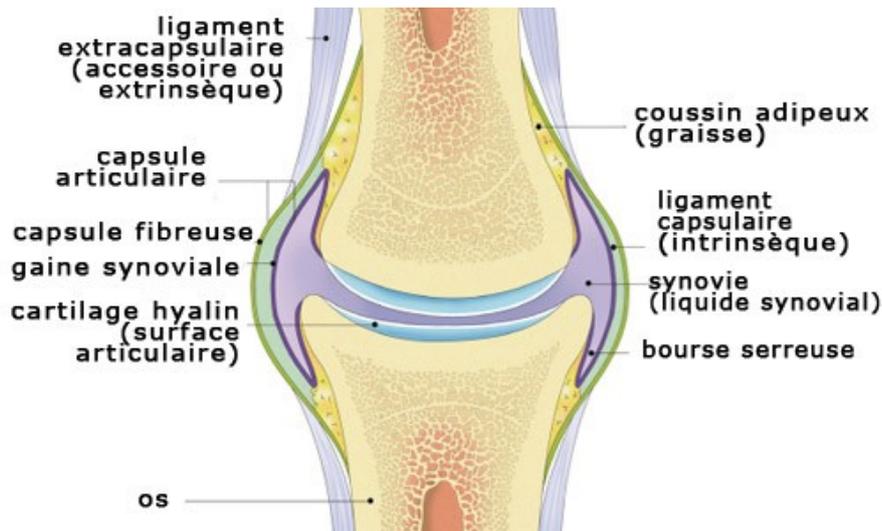


Figure 6. Description de la constitution d'une capsule articulaire sur une vue en coupe d'une articulation (Gabrielle Wiet - osteopathe-neuilly-sur-marne.com).

En fonction de la géométrie des articulations, celles-ci sont classées en plusieurs types (Figure 7) :

- ***L'articulation de type arthrodie***

C'est une articulation dont les surfaces articulaires sont presque planes et autorisant de petits glissements entre elles. C'est une articulation à deux degrés de liberté (DDL).

- ***L'articulation de type trochoïde***

C'est une articulation entre deux surfaces cylindriques insérées l'une dans l'autre et autorisant une rotation autour d'un axe. C'est une articulation à 1 DDL en rotation.

- ***L'articulation de type condylien***

C'est une articulation dont les surfaces articulaires sont de forme ellipsoïdique, permettant ainsi deux rotations suivant deux axes. C'est une articulation à 2 DDL en rotation.

- ***L'articulation de type trochlée***

C'est également une articulation entre deux surfaces cylindriques insérées l'une dans l'autre. La différence par rapport aux articulations trochoïdes est que les axes des cylindres sont inclinés par rapport au reste du corps de l'os. C'est une articulation à 1 DDL en rotation.

- ***L'articulation de type énarthrose***

C'est une articulation dont les surfaces articulaires ressemblent à des calottes sphériques emboîtées, l'une étant convexe et l'autre concave, permettant des mouvements de rotation suivant les trois axes. C'est une articulation à 3 DDL en rotation.

- ***L'articulation de type selle-de-cheval***

C'est une articulation en forme de selle de cheval, c'est-à-dire que les surfaces articulaires possèdent deux courbures, l'une concave et l'autre convexe. C'est une articulation possédant deux DDL en rotation.

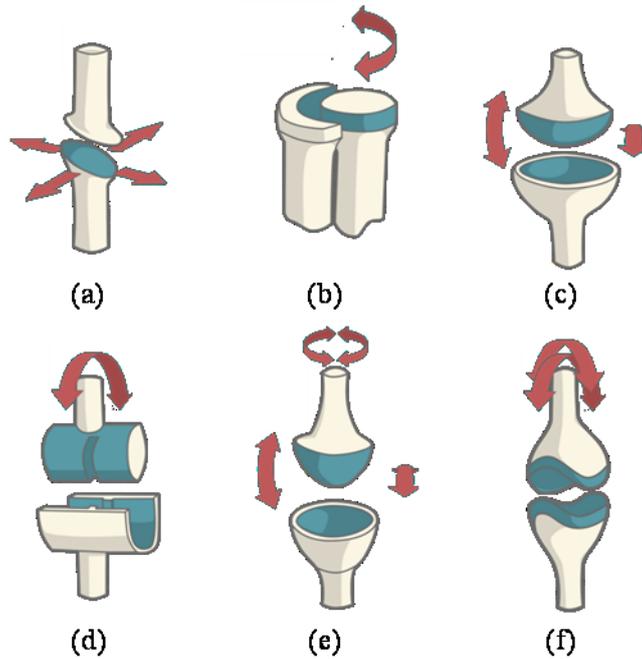


Figure 7. Types d'articulations : (a) arthroïde, (b) trochoïde, (c) condyléenne, (d) trochléenne, (e) énarthrose, (f) selle de cheval (Science du Sport.com).

I.2.2.4.1 Les articulations du poignet

L'articulation du poignet relie la main à l'avant-bras. Son rôle est de présenter la main dans la position la plus favorable pour la prise d'objets quelconques grâce aux nombreuses articulations et DDL qu'elle possède. Elle est composée de trois articulations : *l'articulation radio-ulnaire (RU)*, *l'articulation radio-carpienne (RC)*, et *l'articulation médio-carpienne (MC)*.

I.2.2.4.1.1 L'articulation radio-ulnaire

C'est une *articulation trochoïde*, dans laquelle la tête cylindrique de l'extrémité distale de l'ulna est en contact avec la surface articulaire concave de la cavité sigmoïde du radius. Les surfaces articulaires sont maintenues en contact grâce à un ensemble de ligaments, dont le *ligament triangulaire* (Figure 8). C'est donc une articulation à 1 DDL en rotation autour de l'axe longitudinal de l'avant-bras.

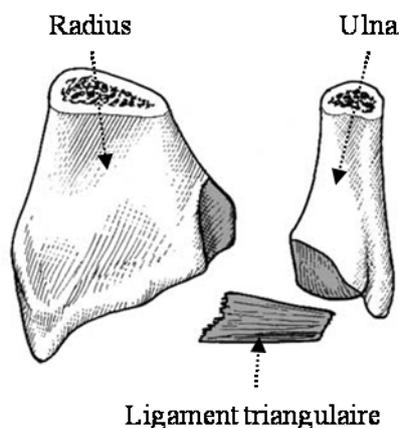


Figure 8. Articulation radio-ulnaire (Delprat et al., 2005).

I.2.2.4.1.2 L'articulation radio-carpienne (RC)

C'est une **articulation condylienne** reliant les extrémités distales du radius et de l'ulna aux surfaces articulaires des os de la rangée proximale du massif carpien.

La partie supérieure de l'articulation est formée à partir des extrémités distales du radius et de l'ulna, et du ligament triangulaire. Cette surface est appelée **glène antibrachiale** (Figure 9). La partie inférieure de l'articulation, appelée **condyle carpien**, est quant à elle formée à partir des surfaces articulaires du scaphoïde, du lunatum et du triquetrum. Ces os sont maintenus en contact par un ensemble de ligaments qui ne seront pas étudiés dans cette thèse.

L'articulation RC est donc une articulation à 2 DDL en rotation, dont l'une est dans le plan sagittal de la main et l'autre dans le plan frontal.

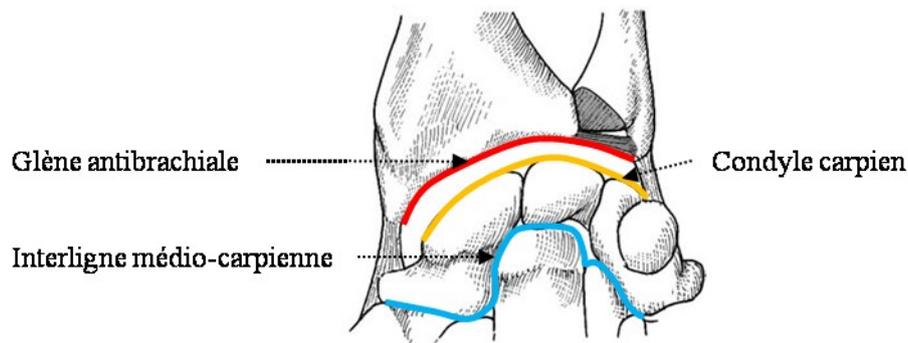


Figure 9. Vue palmaire de l'articulation RC (Delprat et al., 2005).

I.2.2.4.1.3 Les articulations inter-carpiennes

Les articulations inter-carpiennes sont les articulations qui relient les huit os du massif carpien. C'est un système articulaire très complexe dont le rôle global est de donner plus de souplesse aux mouvements du poignet, mais dont le rôle de chacune des articulations reste controversé.

Sans entrer dans les détails, le système articulaire carpien est considéré sous deux approches. La première consiste à diviser les os du carpe en deux rangées, la rangée proximale et la rangée distale, formant ainsi **l'articulation médio-carpienne** (Figure 10), et d'étudier les mouvements d'une rangée par rapport à l'autre (Ruby, III, & An, 1988). C'est cette approche qui est le plus souvent retrouvée dans la littérature scientifique. La deuxième approche, plus complexe, consiste à diviser le massif carpien en trois colonnes : une latérale contenant le scaphoïde, le trapèze et le trapézoïde ; une centrale avec le capitatum, le lunatum et l'hamatum; et une médiale contenant le triquetrum et le pisiforme (Navarro, 1921). Taleisnik (1980) utilise également cette approche en colonnes, sauf que la colonne centrale comporte le grand os, le semi-lunaire et tous les os de la rangée proximale.

La classification de l'articulation médio-carpienne est diversement appréciée. Certains la considère comme étant une **articulation condylienne** (Bonnell & Allieu, 1984), d'autres la considère plutôt comme étant une **trochléenne** (Delprat et al., 2005), enfin plusieurs anatomistes considèrent que la partie radiale de l'articulation, qui implique le trapèze, le trapézoïde et le scaphoïde, est de type **arthrodie**, alors que la partie ulnaire, qui contient le capitatum, l'hamatum et les os de la rangée distale du massif carpien, est une **condylienne** (Chevallier, 1998; Kapandji, 2005).

Toutes ses articulations sont entourées par plusieurs ligaments qui permettent d'assurer la cohésion entre les os et la stabilité des articulations. La cohésion des os de la rangée distale est plus forte que dans la rangée proximale, ce qui permet à cette dernière de pouvoir se creuser avec l'accroissement de

la concavité carpienne, ce qui entraîne le creusement de la paume (Berger, 1996). Cette concavité carpienne est assurée également assurée par le **ligament annulaire du carpe** (Bonnel & Allieu, 1984; Chevallier, 1998), qui s'insère sur les tubercules du scaphoïde et du trapèze du côté radial, et sur l'apophyse unciforme de l'hamatum du côté ulnaire (Figure 10) :

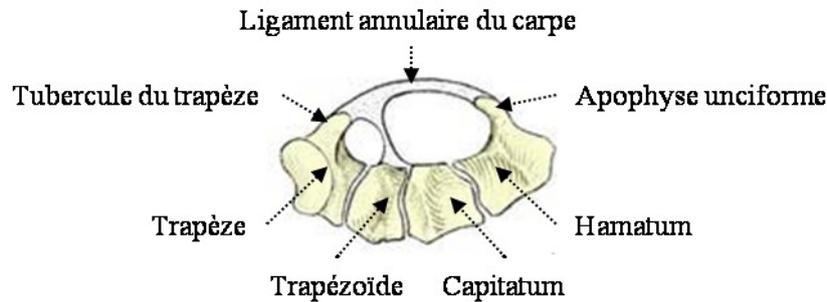


Figure 10. Vue transversale du ligament annulaire du carpe (*medecine-des-arts.com*).

I.2.2.4.2 Les articulations de la main

Etant donné la multitude des os qui compose le squelette de la main, celle-ci est par conséquent constituée de plusieurs articulations qui sont :

- les **articulations carpo-métacarpiennes (CMC)**
- les **articulations métacarpo-phalangiennes (MCP)**
- les **articulations interphalangiennes proximales (IPP)**
- les **articulations interphalangiennes distales (IPD)**

Du fait de l'indépendance de la colonne osseuse du pouce, les articulations du pouce seront présentées à part.

I.2.2.4.2.1 Les articulations carpo-métacarpiennes (CMC)

Les articulations CMC sont les articulations qui relient les cinq métacarpiens aux os de la rangée distale du massif carpien (Figure 11). Ces articulations sont numérotées de 1 à 5 en fonction du doigt sur lequel elles sont situées. Les articulations CMC1, CMC2, CMC3, CMC4 et CMC5 sont donc celles du pouce, de l'index, du majeur, de l'annulaire et de l'auriculaire respectivement. On conservera ce type de notation pour les autres articulations de la main.

Dans l'articulation CMC2, le deuxième métacarpien s'articule avec le trapèze, le trapézoïde et le capitatum. Dans le CMC3, le troisième métacarpien s'adosse au capitatum. Dans le cas de CMC4, le quatrième métacarpien est relié au capitatum et à l'hamatum. Enfin, dans le CMC5, le cinquième métacarpien s'articule avec l'hamatum. Les bases des quatre derniers métacarpiens sont maintenues en contact les unes par rapport aux autres grâce à des renforcements capsulaires interosseux rigides sur les faces palmaires et dorsales, formant ainsi les articulations **articulations inter-métacarpiennes**. Ces renforcements ont également pour rôle de maintenir la concavité de l'arche métacarpienne, quelque soit la position de la main (Levangie & Norkin, 2005). En revanche, ceux du pouce et de l'index sont séparés du fait de l'indépendance de la colonne du pouce.

Les articulations CMC des deuxième et troisième doigts sont des articulations de type arthroïde. Elles sont très stables et peuvent être considérées comme n'ayant aucun DDL, ce qui permet à la main d'effectuer des mouvements de pince avec force et précision (Panchal-Kildare & Malone, 2013). Les articulations CMC des quatrième et cinquième doigts sont également des arthroïdes. Toutefois, les amplitudes des mouvements sont plus importantes que celles des deuxième et troisième métacarpiens,

ce qui permet à la paume de la main de pouvoir se creuser et de permettre l'opposition des quatrième et cinquième doigts au pouce (Levangie & Norkin, 2005). Pour certains auteurs, l'articulation CMC du cinquième doigt est décrite comme étant légèrement cylindrique (Kapandji, 2005), ou comme ayant une légère forme de selle de cheval (Panchal-Kildare & Malone, 2013).

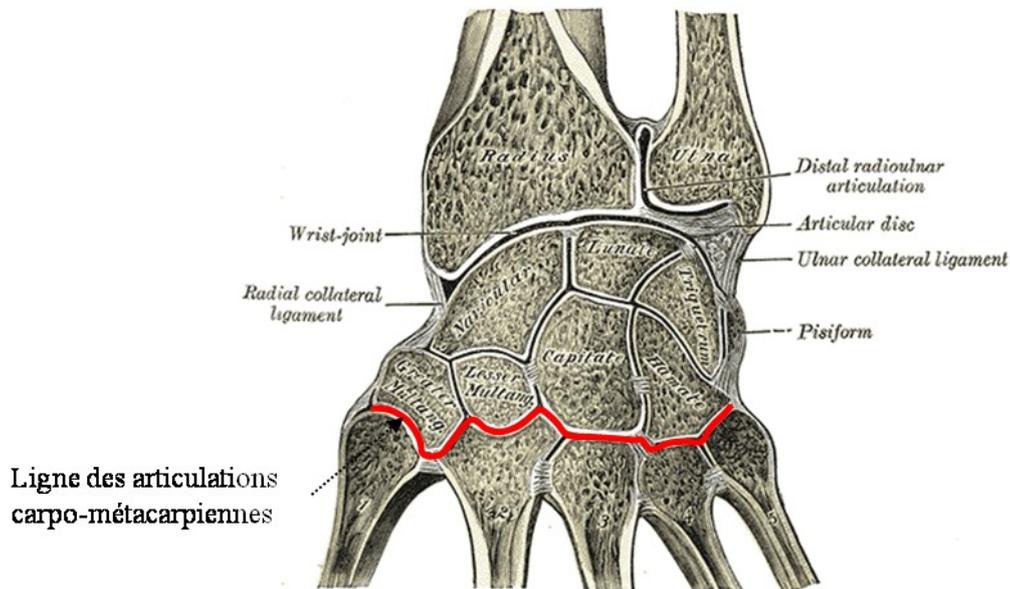


Figure 11. Ligne des articulations CMC sur une coupe de frontale de la région carpienne (Gray, 1918).

1.2.2.4.2.2 Les articulations métacarpo-phalangiennes (MCP)

Les articulations MCP sont les articulations qui unissent les têtes des métacarpiens aux bases des phalanges proximales (Figure 12). Ce sont des **articulations condyliennes** à 2 DDL dont les têtes des métacarpiens sont convexes dans le sens antéro-postérieur et dans le sens transverse. Toutefois, Delprat *et al.* (2005) considère ces articulations comme étant des **énarthroses** à 3 DDL, du fait des légers mouvements de rotation axiale engendrés lors des mouvements de flexion-extension (F-E).

Les bords antérieurs des bases des phalanges proximales sont prolongés par un **fibrocartilage glénoïdien** qui permet d'augmenter la surface de contact de l'articulation. Ces plaques cartilagineuses flexibles sont en contact avec les têtes métacarpiennes lorsque les doigts sont en extension, puis elles glissent sur les faces antérieures des métacarpiens au fur et à mesure que les articulations sont en flexion. Le maintien en contact du fibrocartilage avec la tête du métacarpien est assuré par le **ligament métacarpo-glénoïdien**.

Les surfaces articulaires sont maintenues en contact à l'aide des **ligaments latéraux radiaux et ulnaires**. Ces ligaments sont détendus lorsque les articulations sont en extension, autorisant ainsi des mouvements de latéralité. Cependant, du fait de leur insertion en arrière de l'axe de rotation (AoR – Axis of Rotation) géométrique de l'articulation, et du fait de l'élargissement palmaire des têtes métacarpiennes, ces ligaments sont mis en tension par **effet came** lorsque les articulations viennent en flexion, bloquant ainsi tout mouvement de latéralité.

Enfin, les articulations MCP des doigts II à V sont entourées de capsules articulaires reliées entre elles par des **ligaments transverses inter-métacarpiens**.

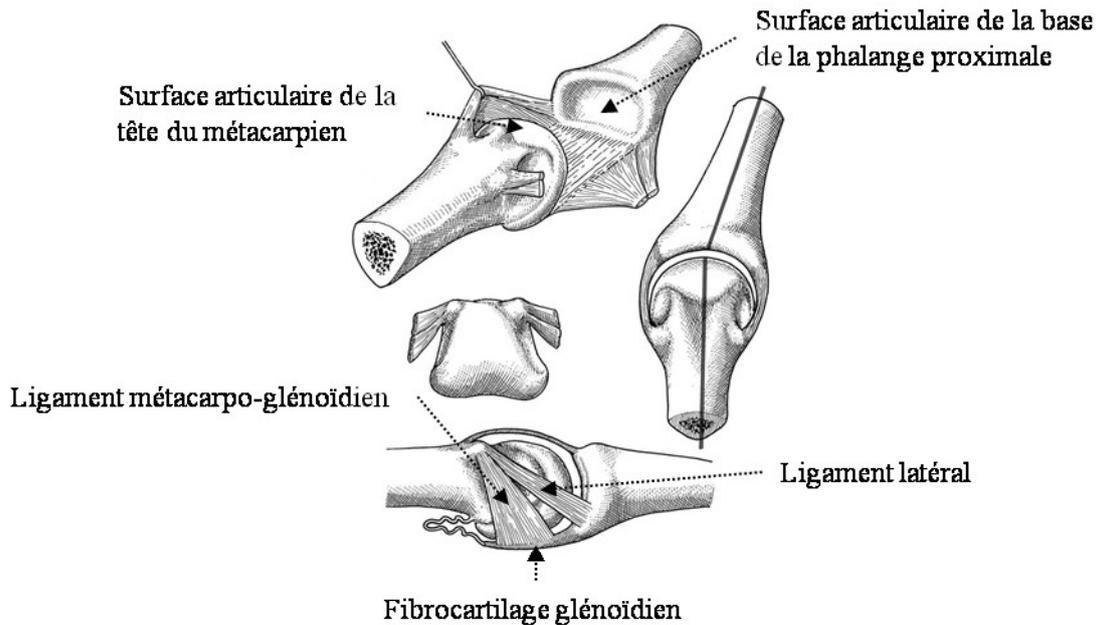


Figure 12. Vue détaillée de l'articulation MCP (Delprat et al., 2005).

1.2.2.4.2.3 Les articulations interphalangiennes (IP)

Les articulations IP sont les articulations qui unissent les têtes des phalanges proximales aux bases des phalanges intermédiaires pour les articulations IPP (Figure 13), et les têtes des phalanges intermédiaires aux bases des phalanges distales pour les IPD. Le pouce, quant à lui, ne possède que deux phalanges. Ce sont des articulations ayant la forme d'une poulie, ce sont des articulations de type **trochlée** à 1 DDL en rotation.

La surface articulaire des têtes des phalanges proximales et distales est une trochlée convexe dans le sens antéro-postérieur. Elle comporte une rainure au milieu de laquelle vient se loger la **crête mousse** située au milieu de la surface articulaire concave de la base des phalanges intermédiaires et distales, empêchant ainsi les mouvements de latéralité des articulations.

Les bords antérieurs des bases des phalanges intermédiaires sont également prolongés par un **fibrocartilage glénoïdien** permettant d'augmenter la surface de contact de l'articulation. Ces fibrocartilages sont en contact avec les têtes des phalanges lorsque les doigts sont détendus, puis elles glissent sur les faces antérieures des phalanges au fur et mesure que les articulations sont en flexion.

Le maintien en contact et la stabilité des surfaces articulaires sont assurés par les **ligaments latéraux radial et ulnaire**. Ces ligaments sont constitués de deux faisceaux, l'un permettant de maintenir en contact le fibrocartilage glénoïdien avec la tête de la phalange, et l'autre permettant d'empêcher les mouvements de latéralité de l'articulation en F-E.

De plus, les surfaces articulaires sont plus étendues sur les faces postérieures des têtes phalanges, ce qui permet une légère hyper-extension des articulations IPP et IPD. Cette hyper-extension est bloquée pour les articulations IPP grâce aux « **check reins ligaments** » situés sur la face antérieure du fibrocartilage glénoïdien, alors qu'une hyper-extension passive est possible aux articulations IPD (Kapandji, 2005).

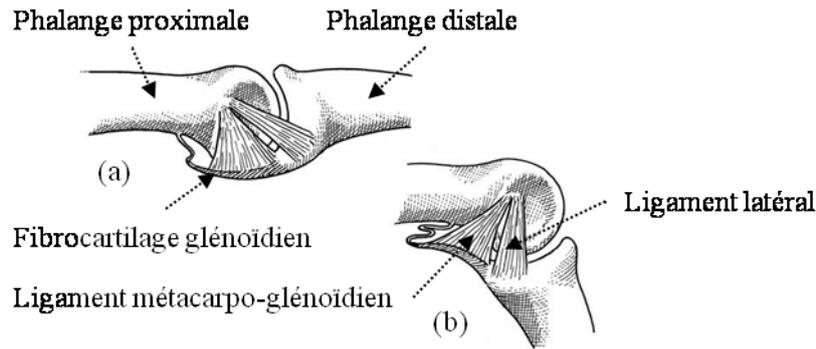


Figure 13. Vue latérale de l'articulation IP proximale : (a) en extension, (b) en flexion (Delprat et al., 2005).

1.2.2.4.2.4 Les articulations de la colonne du pouce

Les différentes articulations reliant les os de la colonne du pouce sont : *l'articulation scaphoïdo-trapézienne (ST)*, *l'articulation trapézo-métacarpienne (TMC)*, *l'articulation métacarpo-phalangienne du pouce (MCPI)*, et *l'articulation interphalangienne du pouce (IP1)*.

- *L'articulation scaphoïdo-trapézienne*

C'est la partie de l'articulation médio-carpienne qui unit le scaphoïde au trapèze par une *arthrodie*. Elle intervient plus dans la souplesse du massif carpien que dans la mobilité de la colonne du pouce (Delprat et al., 2005).

- *L'articulation trapézo-métacarpienne (TMC)*

L'articulation TMC de la colonne du pouce, également appelé CMC1, est l'articulation qui relie la base du premier métacarpien au trapèze. C'est l'articulation clef permettant la grande mobilité du pouce dans l'espace et sa mise en opposition par rapport aux autres doigts (Chèze et al., 2001; Rongieres, 2004). Toutefois, c'est une articulation complexe du fait de sa géométrie particulière, de son orientation dans l'espace et de son manque d'accessibilité.

C'est une articulation de type « *selle de cheval* » où les surfaces articulaires du premier métacarpien et du trapèze possèdent une double courbure inversée (Figure 14). L'une de ces courbures est la crête concave de la surface articulaire, et l'autre est convexe et perpendiculaire à cette crête, ce qui permet aux deux surfaces articulaires du trapèze et du métacarpien de s'emboîter l'une dans l'autre. De plus, le rayon de courbure de la concavité trapézienne est plus grande que celle de la métacarpienne, et celle de la convexité trapézienne est plus petite que celle de la métacarpienne, laissant ainsi un jeu entre les deux surfaces articulaires (Kuczynski, 1974, 1975). L'articulation TMC est donc une articulation à 2 DDL en rotation et possédant en plus une rotation axiale.

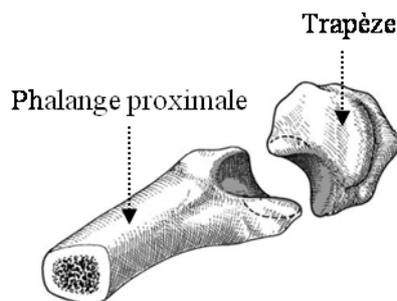


Figure 14. Articulation CMC du pouce (Delprat et al., 2005).

De plus la courbure convexe de la surface trapézienne n'est pas droite mais elle forme un angle de 90° d'une extrémité à l'autre, et la crête concave est incurvée de telle sorte que la surface articulaire a la forme d'une selle de cheval scoliotique (Kuczynski, 1974, 1975). C'est pourquoi certains auteurs ont récemment préféré utiliser le terme de « *selle de cheval ayant tournée* » ou *segment de tore asymétrique* dans la classification de l'articulation TMC (Delprat *et al.*, 2005; Kapandji, 2005).

La position du pouce en avant de la paume de la main est due à l'orientation des surfaces articulaires par rapport aux plans anatomiques de référence. La description de l'orientation de ces surfaces est difficile en raison du manque d'accessibilité à l'articulation (A. Hollister & Giurintano, 1995). En effet, Kuczynski (1974) décrit la crête de la surface trapézienne comme étant orientée de 135° dans le plan sagittal par rapport au plan dorsal passant par le 2^{ème} et le 3^{ème} métacarpien, et de 60° dans le plan transverse. Cooney *et al* (1981) décrit le repère associé au trapèze comme étant orienté en moyenne de 46° en flexion palmaire, 35° en abduction radiale et de 82° en rotation interne. Rongières (2004) décrit l'articulation TMC comme étant orientée de 40° par rapport aux trois plans de l'espace.

Enfin, les surfaces articulaires sont maintenues en contact grâce à un ensemble complexe de ligaments, que nous ne présenterons pas dans cette thèse, ainsi qu'un ensemble de muscles que nous présenterons plus loin. Cet ensemble capsulo-ligamentaire et musculaire permet d'assurer avec la géométrie des surfaces articulaires la stabilité statique et dynamique de l'articulation TMC (Kapandji & Kapandji, 1993).

- ***L'articulation métacarpo-phalangienne du pouce (MCP)***

L'articulation MCP du pouce est l'articulation qui unit la phalange proximale du pouce au premier métacarpien. C'est une *articulation condylienne* à 2 DDL en rotation. Toutefois, certains auteurs la considèrent comme étant une articulation à 3 DDL avec une *rotation axiale* supplémentaire (Delprat *et al.*, 2005; Kapandji, 2005; Toft & Berme, 1980), qui va s'ajouter à celle de l'articulation TMC afin de permettre l'opposition du pouce aux autres doigts. Cette rotation est due d'une part à la géométrie du condyle de la tête métacarpienne, d'autre part à la morphologie des ligaments entourant l'articulation, en particulier les *ligaments latéraux radial et ulnaire*, et enfin à l'action des muscles sur l'articulation (Kapandji, 2005).

Comme pour les autres articulations MCP de la main, la face antérieure de la base de la phalange proximale est prolongée par un *fibrocartilage glénoïdien* permettant d'augmenter la surface de contact de l'articulation. Le fibrocartilage recouvre la face antérieure de la surface articulaire du métacarpien lorsque l'articulation est en extension, puis elle glisse sur la face antérieure du corps au fur et à mesure de la flexion. Ce fibrocartilage est maintenu en contact grâce aux *ligaments métacarpo-glénoïdiens interne et externe*.

Enfin, la face antérieure du fibrocartilage glénoïdien se trouve deux *os sésamoïdes interne et externe* qui servent de points d'insertion à certains ligaments et aux *muscles sésamoïdiens*.

- ***L'articulation interphalangienne du pouce (IPI)***

L'articulation IP du pouce est l'articulation qui unit la tête de la phalange proximale à la base de la phalange distale du pouce. C'est une *articulation trochléenne* à 1 DDL en rotation. Toutefois, Kapandji (2005) considère que l'articulation possède également une *rotation axiale automatique* permettant de compléter la rotation axiale de la colonne du pouce lors du mouvement d'opposition avec les autres doigts.

Tout comme les autres articulations IPP et IPD de la main, la surface articulaire de la tête de la phalange proximale est une trochlée convexe comportant une rainure au milieu dans laquelle va se loger la crête mousse de la surface articulaire concave de la phalange distale, empêchant ainsi les mouvements de latéralité de l'articulation.

Enfin, le bord antérieur de phalange distale est également prolongé par un **fibrocartilage glénoïdien**. Le maintien en contact des surfaces articulaires est assuré par les **ligaments latéraux radial et ulnaire**. Ces ligaments sont constitués de deux faisceaux, l'un permettant de maintenir le fibrocartilage glénoïdien en contact sur la phalange proximale, et l'autre permettant d'empêcher les mouvements latéraux. Toutefois, comme pour les articulations IPP et IPD, lorsque les articulations sont en position intermédiaire, il existe de faibles **mouvements de latéralité passifs**.

Après avoir présenté toutes les articulations permettant de relier les os de la main et de guider leurs mouvements, nous allons à présent présenter les muscles qui permettent de les actionner.

I.2.2.5 Myologie de l'avant-bras et de la main

Les articulations du poignet et de la main sont mises en mouvement grâce à la contraction et au relâchement des **30 muscles** reliant les différents os par l'intermédiaire des tendons. Ces muscles sont divisés en deux groupes les **muscles agonistes** qui se contractent et les **muscles antagonistes** qui se relâchent. C'est l'action synchronisée de ces deux groupes de muscles qui permet la mise en mouvement des différentes articulations d'une part, mais également d'assurer leur stabilité statique et dynamique en agissant comme des haubans.

Ces muscles sont également divisés en trois autres groupes : les **muscles extrinsèques de la main**, les **muscles intrinsèques de la main**, et les **muscles pronateurs et supinateurs**. Les muscles extrinsèques ont leur insertion d'origine située à l'extérieur de la main et leur insertion finale située dans la main. Il y en a quinze et ce sont des muscles larges qui permettent des actions avec force (Freivalds, 2004). Les muscles intrinsèques ont leur insertion d'origine et leur insertion finale situées dans la main. Il y en a onze et ce sont des muscles plus petits qui permettent des actions de la main avec précision (Freivalds, 2004). Enfin, les insertions des muscles pronateurs et supinateurs sont situées dans l'avant-bras et le bras.

Nous allons par la suite présenter brièvement chacun de ces muscles et leur rôle. Nous nous arrêterons plus en détail sur certains d'entre eux. Dans un premier temps, nous présenterons les muscles qui permettent d'effectuer les mouvements du poignet et de l'avant-bras, puis nous présenterons ensuite ceux qui animent la main.

I.2.2.5.1 Les muscles du poignet et de l'avant-bras

Les mouvements de F-E et d'abduction-adduction (A-A) du poignet sont effectués par six **muscles extrinsèques** uniquement. Les mouvements de pronation-supination (P-S) de l'avant-bras sont effectués à l'aide de quatre **muscles pronateurs et supinateurs** (Tableau 1). Afin de faciliter leur observation sur les Figure 15 et Figure 16, ces muscles sont divisés en deux groupes, les muscles de la **face antérieure** de l'avant-bras et les muscles de la **face postérieure**. Pour chaque face, les muscles sont subdivisés en deux couches en fonction de la profondeur à laquelle ils se trouvent : la **couche superficielle** et la **couche profonde**.

Localisation	Nom	Face et couche	Fonction
Extrinsèque à la main	M. fléchisseur radial du carpe	Face antérieure Couche superficielle	Fléchisseur et abducteur du poignet
	M. long palmaire	Face antérieure Couche superficielle	Fléchisseur du poignet
	M. fléchisseur ulnaire du carpe	Face antérieure Couche superficielle	Fléchisseur et adducteur du poignet
	M. long extenseur radial du carpe	Face postérieur Couche superficielle	Extenseur et abducteur du poignet
	M. court extenseur radial du carpe	Face postérieur Couche superficielle	Extenseur et abducteur du poignet
	M. extenseur ulnaire du carpe	Face postérieur Couche superficielle	Extenseur et adducteur du poignet
Avant-bras	M. carré pronateur	Face antérieur Couche profonde	Pronateur de l’avant-bras
	M. rond pronateur	Face antérieure Couche superficielle	Pronateur de l’avant-bras Fléchisseurs du coude
	M. brachioradial	Face antérieure Couche superficielle	Pronateur et supinateur de l’avant-bras Fléchisseur du coude
	M. supinateur	Face postérieure Couche profonde	Supinateur de l’avant-bras

Tableau 1. Muscles du poignet et de l’avant-bras.

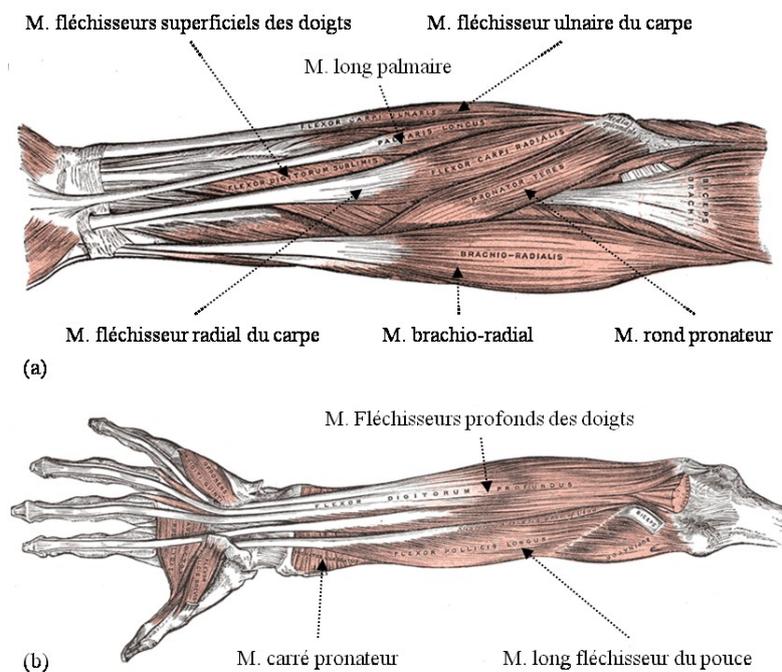


Figure 15. Muscles extrinsèques de la face antérieure de l’avant bras gauche : (a) couche superficielle, (b) couche profonde (Gray, 1918).

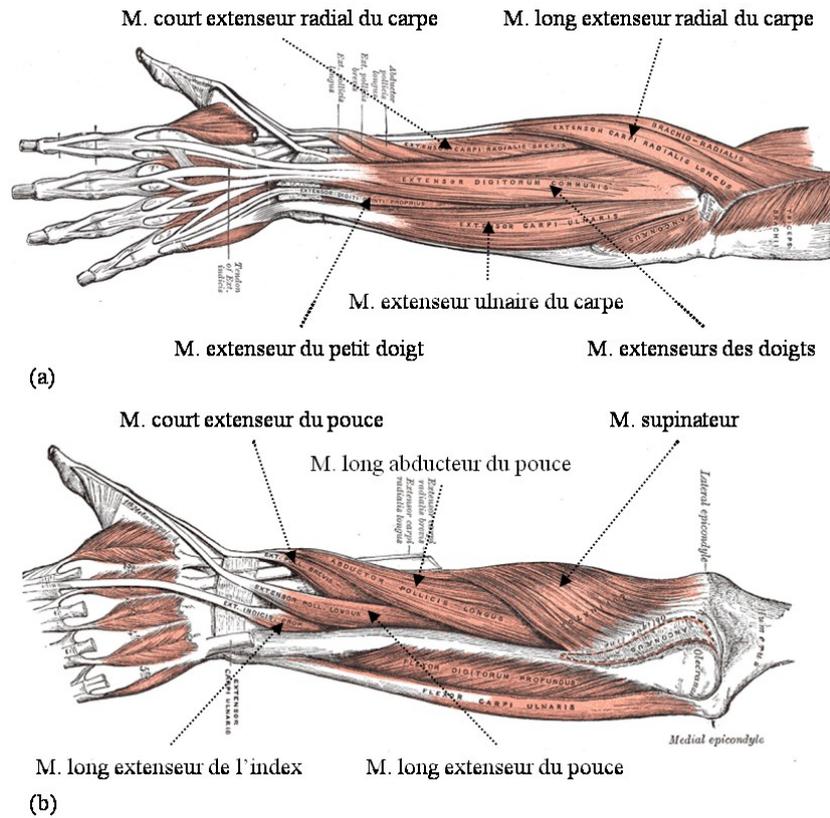


Figure 16. Muscles extrinsèques de la face postérieure de l'avant bras gauche : (a) couche superficielle, (b) couche profonde (Gray, 1918).

I.2.2.5.2 Les muscles de la main

Les mouvements de la main sont effectués par neuf **muscles extrinsèques** et par onze **muscles intrinsèques**. Les muscles intrinsèques et les tendons des muscles extrinsèques sont également divisés en deux groupes : ceux situés sur la **face palmaire** et ceux de la **face dorsale** (Figure 17). Les muscles et les tendons de la face palmaire sont regroupés en quatre loges séparées par un tissu fibreux, **l'aponévrose**. Ces quatre loges sont : la **loge thénar** située sur le côté latéral de la main, la **loge hypothénar** située sur le côté médial, la **loge centrale** située entre la loge thénar et la loge hypothénar, et la **loge des interosseux** située sous les trois loges précédentes et qui s'étend du premier au cinquième métacarpien. Ces muscles sont également séparés en deux couches : la couche superficielle, et la couche profonde. La face dorsale n'a qu'une **loge dorsale** dans laquelle passent les tendons des extenseurs.

I.2.2.5.2.1 La loge thénar

Les muscles de la loge thénar sont ceux qui permettent en partie d'animer la colonne du pouce (Tableau 2). D'autres muscles situés dans les loges alentours permettent d'effectuer le reste des mouvements de la colonne du pouce comme nous le verrons plus tard.

Localisation	Nom	Face et couche	Fonction
Intrinsèque à la main	M. court fléchisseur du pouce	Face antérieure Couche superficielle	Fléchisseur de TMC
	M. opposant du pouce	Face antérieure Couche intermédiaire	Fléchisseur de TMC et MCP du pouce
	M. court abducteur du pouce	Face antérieure Couche superficielle	Abducteur de TMC et MCP du pouce
	M. adducteur du pouce	Face antérieure Couche intermédiaire	Adducteur de TMC
Extrinsèque à la main	Tendon du M. long abducteur du pouce	Face postérieure Couche profonde	Abducteur et extenseur de TMC
	Tendon du M. long fléchisseur du pouce	Face antérieure Couche profonde	Fléchisseur de IP du pouce

Tableau 2. *Muscles et tendons de la loge thénar.*

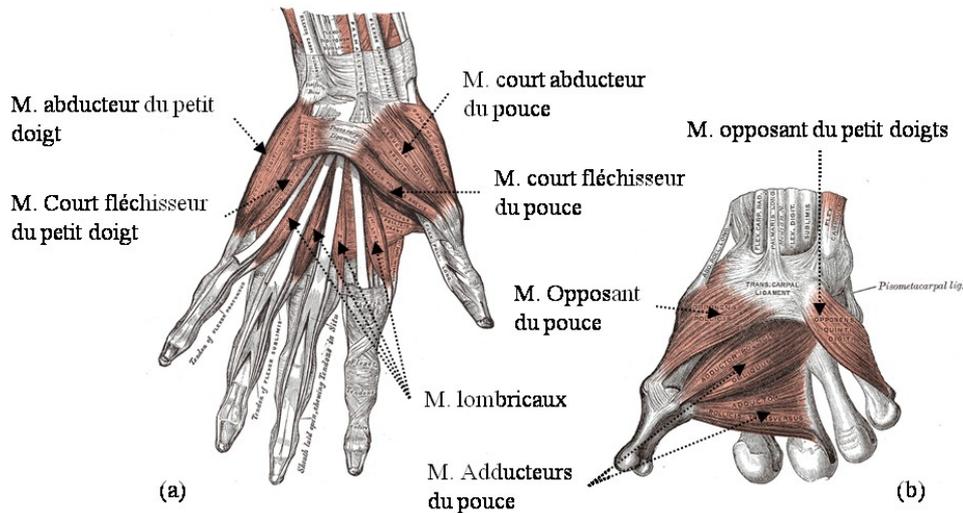


Figure 17. *Muscles intrinsèques de la face antérieure de la main : (a) couche superficielle de la main gauche, (b) couche profonde de la main droite (Gray, 1918).*

1.2.2.5.2.2 *La loge centrale*

Les muscles de la loge centrale permettent les mouvements de flexion des doigts II à V (Tableau 3). Cette loge contient notamment les tendons des muscles fléchisseurs superficiels et profonds des doigts, ainsi que les muscles lombricaux que nous allons présenter plus en détail par la suite.

Localisation	Nom	Face et couche	Fonction
Intrinsèque à la main	M. lombricaux	Face antérieure Couche superficielle	Fléchisseur des MCP des doigts 2 à 5
Extrinsèque à la main	Tendons des M. fléchisseurs superficiels des doigts	Face antérieure couche superficielle	Fléchisseur des MCP et IPP des doigts 2 à 5
	Tendons M. fléchisseurs profonds des doigts	Face antérieure Couche profonde	Fléchisseur des MCP, IPP et IPD des doigts 2 à 5

Tableau 3. *Muscles et tendons de la loge centrale.*

- **Les muscles fléchisseurs superficiels et profonds des doigts**

Les phalanges des doigts II à V sont mises en mouvements par **les muscles fléchisseurs superficiels et profonds des doigts**. Toutefois, seuls leurs tendons passent à travers la **gouttière carpienne** et se prolongent sur les faces antérieures des doigts II à V avant de s'insérer sur les phalanges. La gouttière carpienne est formée par le **ligament annulaire antérieur du carpe**. Son rôle est important puisqu'elle agit comme une **coulisse** en guidant et en maintenant les tendons plaqués sur la face antérieure lors de la flexion du poignet.

Les tendons des muscles superficiels des doigts s'insèrent sur face antérieure du corps de la phalange intermédiaire et ils permettent de mettre en mouvement les articulations MCP et IPP. Les tendons des muscles profonds des doigts sont situés entre les phalanges et les tendons des muscles superficiels des doigts. Ils s'insèrent sur les faces antérieures à la base des phalanges distales et ils permettent de mettre en mouvement les articulations IPD, mais également les MCP et IPP du fait du recouvrement de ces articulations par les tendons des muscles profonds (A. Hollister & Giurintano, 1995).

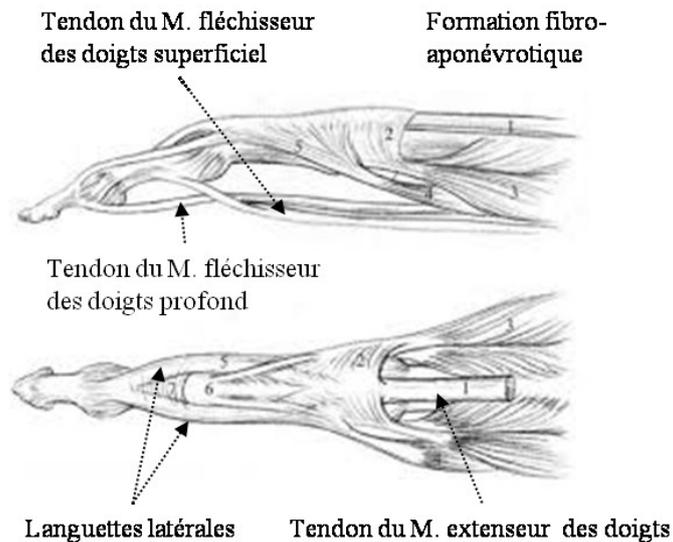


Figure 18. *Tendons des muscles fléchisseurs et extenseurs des doigts : (a) vue latérale du doigt, (b) vue postérieure du doigt (www.maitrise-orthop.com).*

A hauteur de l'articulation MCP, le tendon de muscle superficiel du doigt se dédouble en deux languettes afin de permettre le passage du tendon du muscle fléchisseur profond dont l'insertion est plus distale (Figure 18). Ces deux languettes se réunissent ensuite sous le tendon profond avant de s'insérer sur le corps de la phalange intermédiaire.

Les trajets des tendons étant concaves en flexion sur la main, un ensemble de *coulisses* et de *poulies* permettent de les guider et de les maintenir plaquée sur la face antérieure des doigts afin de rendre leur action plus efficace. La première coulisse est celle de la *gouttière carpienne* dans laquelle passent également les tendons des *muscles longs fléchisseurs superficiels et profonds du pouce* et *fléchisseur radial du carpe*. Au niveau des doigts II et V, les tendons fléchisseurs superficiels et profonds sont guidés par un ensemble de *poulies à fibres transverses* et de *poulies à fibres croisées* (Figure 19). Le tendon du *muscle long fléchisseur du pouce* est également guidé par un ensemble de poulies à fibres transverses et croisées.

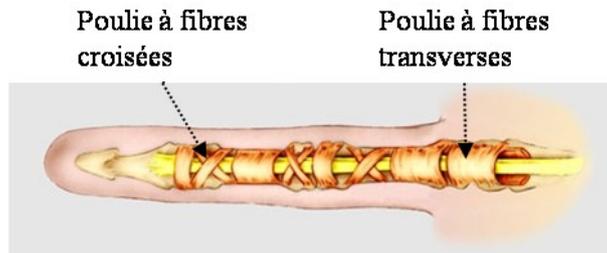


Figure 19. Vue antérieure du doigt avec son système de poulies à fibres transverses et à fibres croisées (www.institut-europeen-main.eu).

Enfin, afin de faciliter le glissement des tendons fléchisseurs à l'intérieur des coulisses, ceux-ci sont entourés d'une gaine séreuse composée de deux feuillets : le *feuillet viscéral* qui est au contact du tendon, et le *feuillet pariétal* au contact des coulisses. Entre ces deux feuillets se trouve le liquide synovial qui permet de faciliter le glissement de l'un par rapport à l'autre (Figure 20).

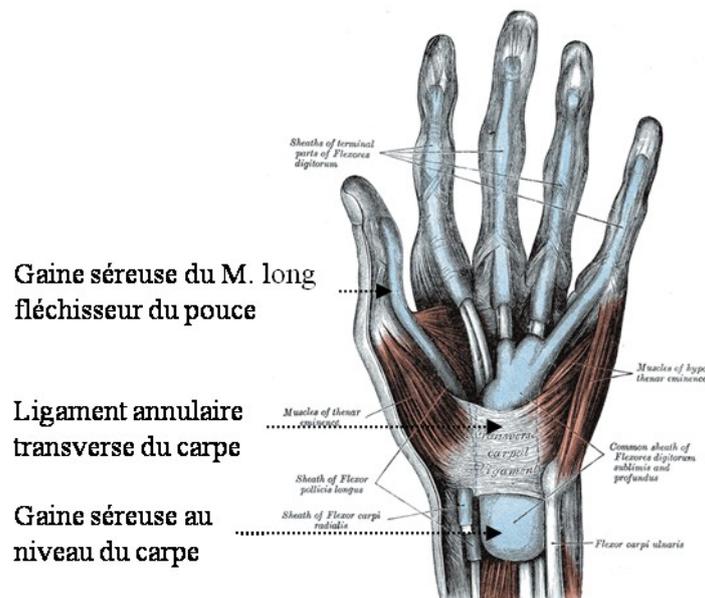


Figure 20. Vue palmaire de la main droite avec représentation des gaines séreuses en bleues (Gray, 1918).

- **Les muscles lombricaux**

Ces muscles permettent la flexion des doigts II à V. Ils ont pour origine les tendons des muscles fléchisseurs profonds des doigts, et ils s'insèrent sur la *formation fibro-aponévrotique*. Cette formation fibro-aponévrotique est un système fibreux complexe annexé aux *ligaments transverses inter-métacarpiens* et qui glisse sur la face dorsale de l'articulation MCP. Elle est traversée par le tendon du muscle extenseur sur lequel vont s'insérer de chaque côté les tendons des muscles lombricaux et des muscles interosseux.

I.2.2.5.2.3 *La loge hypothénar*

Les muscles de la loge hypothénar permettent d'assurer principalement des mouvements de flexion du cinquième doigt. Les mouvements d'extension sont assurés par d'autres muscles de la loge dorsale (Tableau 4).

Localisation	Nom	Face et couche	Fonction
Intrinsèque à la main	M. abducteur du petit doigt	Face antérieure Couche superficielle	Abducteur de MCP du cinquième doigt
	M. court fléchisseur du petit doigt	Face antérieure Couche superficielle	Fléchisseur et abducteur de MCP du cinquième doigt
	M. opposant du petit doigt	Face antérieure Couche intermédiaire	Fléchisseur et pronateur de CMC du cinquième doigt

Tableau 4. *Muscles et tendons de la loge hypothénar.*

En plus des muscles de la loge hypothénar, la face palmaire médiale de la main comporte également le muscle court palmaire qui recouvre cette dernière loge. Ce muscle participe au creusement de la paume en la plissant du côté ulnaire.

I.2.2.5.2.4 *La loge des interosseux*

La loge des interosseux comporte les *muscles interosseux palmaires* et les *muscles interosseux dorsales* (Figure 21) qui permettent des mouvements d'adduction et d'abduction des doigts II à V respectivement (Tableau 5).

Localisation	Nom	Face et couche	Fonction
Intrinsèque à la main	M. interosseux palmaires de la main	Face antérieure Couche profonde	Adducteur des doigts
	M. interosseux dorsales de la main	Face postérieure	Abducteur des doigts

Tableau 5. *Muscles et tendons de la loge des interosseux.*

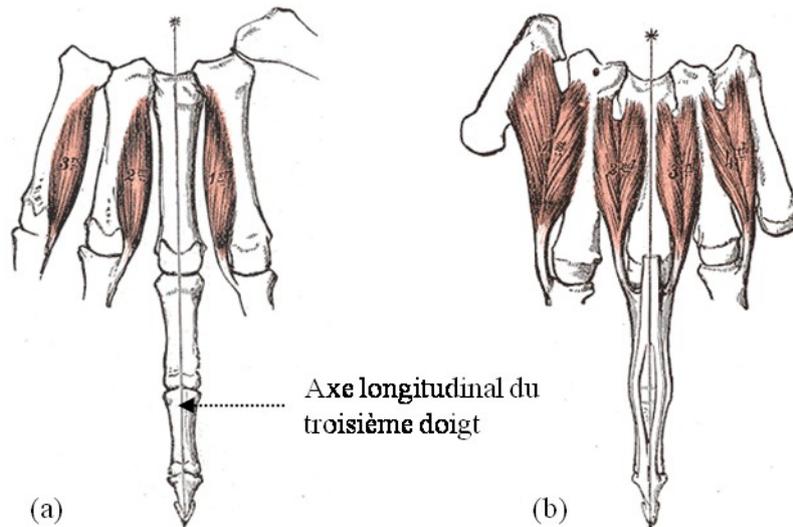


Figure 21. Main gauche : (a) vue antérieure des muscles interosseux palmaires, (b) vue postérieure des muscles interosseux dorsaux (Gray, 1918).

Les insertions d'origine des **muscles interosseux palmaires** sont situées sur les faces médiales du pouce et du deuxième doigt, et sur les faces latérales du quatrième et du cinquième doigt. Leurs tendons s'insèrent sur les formations fibro-aponévrotiques par le côté médial pour le pouce et le deuxième doigt, et par le côté latéral de la formation pour les quatrième et cinquième doigts. Ainsi, les doigts de la main se rapprochent lors de la contraction des muscles interosseux palmaires.

Les insertions d'origine des **muscles interosseux dorsaux** s'insèrent sur les faces latérales et médiales du pouce et des doigts II à V, et sur une couche plus profonde que celle des interosseux palmaires. Leurs tendons s'insèrent sur les formations fibro-aponévrotiques par le côté latéral pour le deuxième doigt, le côté médial pour le quatrième doigt, et de chaque côté pour le troisième doigt. Ainsi, les doigts de la main s'écartent lors de la contraction des muscles interosseux dorsaux.

1.2.2.5.2.5 La loge dorsale

La loge dorsale de la main est traversée par l'ensemble des tendons des muscles extenseurs des doigts et du pouce (Tableau 6). Les trajectoires des tendons de ces muscles étant convexes sur l'ensemble de la main, il n'est pas nécessaire qu'elles soient guidées par des coulisses et des poulies. Toutefois, la trajectoire de ces tendons peut-être concave au niveau du poignet lorsqu'elle est en extension. C'est pourquoi ils sont maintenus plaqués sur la face dorsale de l'articulation du poignet à l'aide du **ligament annulaire postérieur du carpe**, ce qui permet de les guider et de rendre leurs actions sur les articulations plus efficaces. Une gaine séreuse entoure également les tendons permettant ainsi de favoriser leur glissement à travers la loge.

Localisation	Nom	Face et couche	Fonction
Extrinsèque à la main	M. extenseur des doigts	Face postérieure Couche superficielle	Extenseur des MCP, IPP et IPD des doigts 2 à 4
	M. extenseur de l’index	Face postérieure Couche profonde	Extenseur de MCP, IPP et IPD du deuxième doigt
	M. extenseur du petit doigt	Face postérieure Couche superficielle	Extenseur de MCP, IPP et IPD du cinquième doigt
	M. court extenseur du pouce	Face postérieure Couche profonde	Abducteur et extenseur de TMC et MCP du pouce
	M. long extenseur du pouce	Face postérieure Couche profonde	Extenseur de IP du pouce

Tableau 6. *Muscles et tendons de la loge dorsale.*

Dans le cas des muscles extenseurs des doigts, le tendon traverse la **formation fibro-aponévrotique** au niveau de l'articulation MCP. Une expansion se détache de la face profonde du tendon et va s'insérer sur la face dorsale de la base de la phalange proximale, ce qui permet d'assurer l'extension de l'articulation MCP. Ensuite, deux **languettes latérales** se détachent de la **languette médiale** à hauteur de l'articulation IPP. La languette médiale va s'insérer sur la face dorsale de la base de la phalange intermédiaire. Enfin, les deux languettes latérales se réunissent par la suite pour s'insérer sur la face dorsale de la base de la phalange distale, assurant ainsi son extension.

I.2.2.5.3 Les muscles de la colonne du pouce

Les muscles permettant d’animer la colonne du pouce sont issus des différentes loges de la main. Six muscles viennent de la loge thénar, un autre vient de la loge des interosseux et deux autres viennent de la loge dorsale (Tableau 7). Comme pour les muscles longs fléchisseurs superficiels et profonds, le tendon du muscle long fléchisseur du pouce est entouré d’une gaine séreuse qui favorise son glissement à travers la main.

Localisation	Nom	Face et couche	Fonction
Extrinsèque à la main	Tendon du M. long abducteur du pouce	Face postérieure Couche profonde	Abducteur et extenseur de TMC
Extrinsèque à la main	M. court extenseur du pouce	Face postérieure Couche profonde	Abducteur et extenseur de TMC et MCP du pouce
Extrinsèque à la main	M. long extenseur du pouce	Face postérieure Couche profonde	Extenseur de IP du pouce
Extrinsèque à la main	Tendon du M. Long fléchisseur du pouce	Face antérieure Couche profonde	Fléchisseur de IP du pouce
Intrinsèque à la main	M. court fléchisseur du pouce	Face antérieure Couche intermédiaire	Fléchisseur de TMC
Intrinsèque à la main	M. opposant du pouce	Face antérieure Couche profonde	Fléchisseur de TMC et MCP du pouce
Intrinsèque à la main	M. court abducteur du pouce	Face antérieure Couche superficielle	Abducteur de TMC et MCP du pouce
Intrinsèque à la main	M. adducteur du pouce	Face antérieure Couche profonde	Adducteur de TMC
Intrinsèque à la main	M. premier interosseux palmaire	Face antérieure Couche profonde	Abducteur de MCP du pouce

Tableau 7. *Muscles et tendons de la colonne du pouce.*

I.2.3 Anatomie fonctionnelle de la main et du poignet

Après avoir fait la description du squelette de la main et du poignet, ainsi que des muscles permettant de les mettre en mouvement, nous allons maintenant présenter les mouvements possibles de faire pour chaque articulation et leurs amplitudes.

I.2.3.1 Généralités sur les mouvements de la main et du poignet

Il existe deux catégories de mouvements fonctionnels, les *mouvements purs* et les *mouvements composés* qui sont obtenus par la combinaison des mouvements purs. Tous ces mouvements sont décrits à partir de la *position anatomique de référence* et à partir de la *position neutre* de la main, du poignet et de l’avant-bras.

I.2.3.1.1 Position de référence de la main, du poignet et de l'avant-bras

La description des mouvements du corps est généralement faite depuis la position de référence anatomique. Dans le cas de la main, du poignet et de l'avant, les positions neutres sont décrites de la façon suivante :

- ***Position de référence anatomique de la main***

La position de référence anatomique de la main est obtenue lorsque tous les doigts de la main et le pouce sont dans le plan palmaire, et que les axes longitudinaux des doigts sont alignés par rapport à celui du troisième doigt. L'axe longitudinal du troisième doigt est également colinéaire à celui du troisième métacarpien.

- ***Position de référence anatomique du poignet***

La position de référence anatomique du poignet correspond à la position intermédiaire du poignet en F-E et en A-A. Elle est obtenue en alignant l'axe longitudinal du troisième métacarpien avec celui de l'avant-bras.

- ***Position de référence anatomique de l'avant-bras***

La position de référence anatomique correspond à la position intermédiaire de l'avant-bras entre la pronation et la supination. Elle est obtenue lorsque le bras est collé au corps et que le coude est plié à 90°, le pouce étant orienté vers le haut.

La description des mouvements de la colonne du pouce est faite depuis sa ***position de repos***. Elle correspond à la position de silence électromyographique de la colonne du pouce, c'est-à-dire qu'aucun muscle de la colonne n'est activé.

I.2.3.1.2 Les mouvements purs

Les mouvements purs sont (Figure 22) :

- ***La flexion-extension (F-E)***

La flexion-extension est le mouvement de rotation qui a lieu dans le plan sagittal. La flexion porte en avant du plan frontal, alors que l'extension porte en arrière.

- ***L'abduction-adduction (A-A)***

L'abduction-adduction est le mouvement de rotation qui a lieu dans le plan frontal. L'abduction porte en dehors du plan sagittal, alors que l'adduction porte en dedans.

- ***La pronation-supination (P-S)***

La pronation-supination est un mouvement de rotation axiale qui s'effectue dans le plan transverse. La pronation est une rotation interne vers le plan sagittal, alors que la supination est au contraire une rotation externe.

Le bras et la main étant légèrement inclinés dans le repère anatomique de référence, il faut se placer dans le repère anatomique de la main pour pouvoir visualiser correctement ces mouvements.

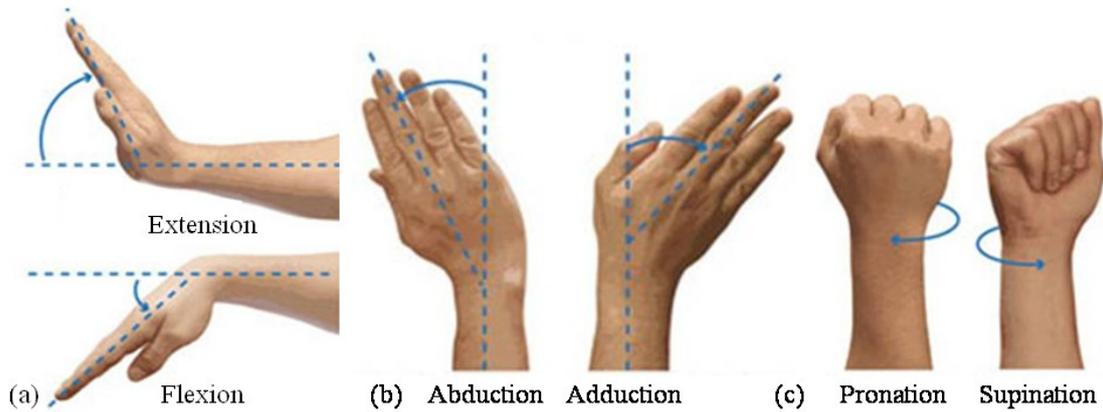


Figure 22. Exemples de mouvements : (a) flexion-extension du poignet, (b) abduction-adduction du poignet, (c) pronation-supination de l'avant-bras (www.researchgate.net).

De plus, parmi les mouvements fonctionnels simples, il faut distinguer deux types de mouvements : **les mouvements actifs** qui sont effectués sans aucune aide extérieure et **les mouvements passifs** qui sont effectués avec une aide extérieure et dont les amplitudes sont plus grandes que celles des mouvements actifs.

I.2.3.1.3 Les mouvements composés

La combinaison des mouvements de F-E et d'A-A permet de créer un mouvement complexe qui est la **circumduction** (Figure 23). Il s'agit d'un mouvement circulaire du membre autour de son point d'insertion, donc de la main autour du poignet dans notre cas.



Figure 23. Circumduction de la main autour du poignet (www.graphicshunt.com).

Dans la suite de cette partie, nous commencerons d'abord par présenter les mouvements des articulations du poignet, puis ceux de la main, et nous présenterons à la fin les mouvements de la colonne du pouce qui diffèrent de ceux du reste de la main du fait de sa position et de son orientation en avant de la paume.

I.2.3.2 Les mouvements de l'avant-bras et du poignet

Des mouvements du poignet, il faut distinguer le mouvement de P-S **de l'avant-bras** qui est un mouvement s'effectuant au niveau des articulations radio-cubitales du coude et du poignet à l'aide des quatre muscles pronateurs et supinateurs de l'avant-bras.

I.2.3.2.1 La pronation-supination de l’avant-bras

La P-S est un mouvement de rotation de l'avant-bras autour de son axe longitudinal (Tableau 8). Le mouvement est provoqué par la translation circonférentielle du radius autour de la tête ulnaire (Bonnell & Allieu, 1984). Le mouvement peut être actif ou passif, et les amplitudes varient en fonction de la position de l'avant-bras par rapport au reste du corps. Toutefois, dans l'étude de Kapandji (1986) les amplitudes sont évaluées depuis la *position de référence anatomique* de l’avant-bras.

	Pronation		Supination	
	Active	Passive	Active	Passive
Kapandji, 1987	85 à 90°	100°	90°	100°

Tableau 8. Amplitudes in vivo des mouvements de P-S de l'avant-bras.

I.2.3.2.2 Les mouvements du poignet

Les mouvements simples de l’articulation du poignet s’effectuent autour de deux AoR, une en F-E, et l’autre en A-A. La F-E du poignet peut être active ou passive, alors que le mouvement d’A-A est uniquement actif. Les amplitudes de mouvement du poignet dépendent également de la position dans laquelle se trouve le poignet. L’amplitude en A-A est minimale lorsque le poignet est en forte flexion ou extension, et elle est maximale lorsque le poignet est en *position neutre* (Kapandji, 2005). C’est dans cette position que les mouvements du poignet sont mesurés (Tableau 9).

	Flexion		Extension		Abduction	Adduction
	Active	Passive	Active	Passive	Active	Active
Kapandji, 2005	85°	> 90°	85°	90°	15°	45°
Levangie & Norkin, 2005	65 à 85°	-	60 à 85°	-	15 à 21°	20 à 45°
Ryu <i>et al.</i> , 1991	78°	-	60°	-	21°	38°

Tableau 9. Amplitudes in vivo des mouvements de F-E et d’A-A de l’articulation du poignet.

Pour Kapandji (2005) les *mouvements naturels du poignet* sont combinés sur des axes obliques, dont l’un correspond à la *flexion-adduction* et l’autre à l’*extension-abduction*. L’inclinaison des AoR provoque également des mouvements de P-S de petite amplitude au sein de l'articulation du poignet (Ryu *et al.*, 1991). Enfin la combinaison des mouvements de F-E et d’A-A du poignet permet à la main d’effectuer des mouvements de *circumduction*.

D’un point de vue local, les mouvements du poignet sont répartis sur plusieurs articulations : l’articulation RC et les articulations inter-carpiennes, ce qui permet plus de souplesse aux mouvements du poignet. Si d’un point de vue global les mouvements peuvent paraître simples et se limiter à la F-E et à l’A-A, d’un point de vue local les mouvements sont complexes et controversés du fait des nombreux os qui constituent le carpe, de leur géométrie, et de la difficulté à pouvoir observer et mesurer ces mouvements.

I.2.3.3 Les mouvements de l’articulation CMC

Les mouvements des articulations CMC sont des mouvements de F-E et permettent essentiellement de pouvoir creuser la paume de la main. Les amplitudes de F-E des articulations CMC2 et CMC3 sont très petites, et les articulations sont considérées comme immobiles. En revanche, ces amplitudes sont plus importantes pour les doigts IV et V :

- 5 à 10° pour CMC4
- 15 à 20° pour CMC5

Du fait de sa géométrie en forme de *selle de cheval*, l’articulation CMC5 possède également un léger mouvement d’A-A ainsi qu’un léger mouvement de *rotation axiale*, ce qui permet de faciliter la mise en opposition du cinquième doigt avec le pouce (El-Shennawy *et al.*, 2001; Levangie & Norkin, 2005).

I.2.3.4 Les mouvements de l’articulation MCP

Les articulations MCP des doigts II à V possèdent deux AoR en F-E et en A-A. Les amplitudes de ces mouvements sont présentées dans les Tableau 10 et Tableau 11. Ces mesures sont effectuées à partir de la *position de neutre* de la main. Il est également possible de mettre en extension passive les articulations MCP. Les amplitudes alors sont très variables d’un sujet à l’autre et peuvent atteindre jusqu’à 90° chez les personnes ayant une hyperlaxité ligamentaire.

	Flexion		Extension	
	Active	Active	Active	Passive
Kapandji, 2005	> 90° Va croissant du doigt II à V	30 à 40°		Jusqu’à 90° (si forte laxité ligamentaire)
Delprat <i>et al.</i> , 2005	80° à plus de 90°	30°		-
Levangie & Norkin, 2005	> 90° Va croissant du doigt II à V	-		Dépend des individus
Mallon <i>et al.</i> , 1991	85 à 106° Va croissant du doigt II à V	Homme : 13 à 16° Femme : 22 à 30°		-
Freivalds, 2004	Homme : 83,7 ± 7,9° à 86,7 ± 6,7° Femme : 84,7 ± 7,8° à 89,1 ± 7,6°	Homme : 13,5 ± 10° à 15,1 ± 10,7° Femme : 19,4 ± 8,3° à 21,5 ± 6,8°		-

Tableau 10. Amplitudes *in vivo* des mouvements de F-E des articulations MCP des doigts II à V.

Les amplitudes maximales des mouvements en A-A sont obtenues lorsque les articulations MCP sont en position neutre. Du fait des insertions des ligaments métacarpo-glénoïdiens et latéraux en arrière du centre de rotation (CoR – Center of Rotation) géométrique de la tête métacarpienne, celles-ci se tendent au moment de la flexion, ce qui rend les mouvements d’A-A impossibles. Les amplitudes sont plus importantes pour les doigts II et III que pour les doigts IV et V.

	Abduction	Adduction	Rotation axiale
	Active	Active	Passive
Kapandji, 2005	20 à 30°	20 à 30°	-
Delprat <i>et al.</i> , 2005	30° pour le doigt V, le minimum pour le doigt III	42° pour le doigt II à 24° pour le doigt IV	-
Krishnan <i>et al.</i> , 1997	-	-	Supination : 14 à 29° (va croissant du doigt II à V) Pronation : 12 à 14°

Tableau 11. Amplitudes *in vivo* des mouvements d’A-A et de rotation axiale des articulations MCP des doigts II à V.

Il existe également au sein des articulations MCP des mouvements de **rotation axiale automatique** en supination, et qui sont dus à une différence de tension et de longueur des ligaments latéraux (Kapandji, 2005). L’amplitude du mouvement de supination est d’autant plus marquée que le doigt est interne, et est donc maximum pour le doigt V. Des mouvements de P-S passifs sont également présents au sein des articulations, ce qui permet au doigt de pouvoir s’adapter à la forme des objets. Les amplitudes en supination sont plus importantes qu’en pronation (Krishnan & Chipchase, 1997).

Enfin, la combinaison des mouvements de F-E et d’abduction permet également d’effectuer des mouvements de **circumduction** au niveau des articulations MCP.

1.2.3.5 Les mouvements des articulations IP

Les mouvements des articulations IPP et IPD des doigts II à V sont des mouvements de F-E dont les amplitudes ont été reportées dans les Tableau 12 et Tableau 13. Les AoR de ces articulations sont obliques par rapport aux axes longitudinaux des doigts et ils varient au cours du mouvement (Delprat *et al.*, 2005), contribuant ainsi à l’orientation de la pulpe des doigts face à celle du pouce. Il existe également un mouvement **d’extension passif** au niveau des articulations IPD des doigts II à V, ainsi qu’un mouvement **d’A-A passif** de petite amplitude.

Les **ligaments latéraux radial et ulnaire** permettent d’empêcher les mouvements latéraux de l’articulation en flexion et en extension. Toutefois, lorsque les articulations sont en position intermédiaire, il existe des mouvements de latéralité passifs de faibles amplitudes au niveau des articulations IPD (Kapandji, 2005; Levangie & Norkin, 2005).

	Flexion	Extension
	Active	Active
Kapandji, 2005	> 90° pour atteindre 135° au doigt V Va croissant du doigt II à V	0°
Delprat <i>et al.</i> , 2005	> 90°	0°
Levangie & Norkin, 2005	100 à 110° en F-E	
Mallon <i>et al.</i> , 1991	Homme : 103 à 107° Femme : 101 à 109°	Homme : 4 à 7° Femme : 8 à 11°
Freivalds, 2004	Homme : 88,8 ± 23,8° à 94,8 ± 13,7° Femme : 103,8 ± 5,0° à 96,6 ± 6,9°	Homme : 0 à 0,3 ± 1,3° Femme : 0 à 0,3 ± 5,7°

Tableau 12. Amplitudes *in vivo* des mouvements en F-E des articulations IPP des doigts II à V.

	Flexion	Extension	
	Active	Active	Passive
Kapandji, 2005	< 90° pour atteindre 90° au doigt V Va croissant du doigt II au doigt V	< 5°	30°
Delprat <i>et al.</i> , 2005	30 à 80°	Quelques degrés	30°
Levangie & Norkin, 2005	80° d’amplitude en F-E		-
Mallon <i>et al.</i> , 1991	Homme : 63 à 71° Femme : 61 à 73°	Homme : 3 à 5° Femme : 11 à 12°	-
Freivalds, 2004	Homme : 77,5 ± 13,0° à 80,2 ± 12,0° Femme : 78,5 ± 10,7° à 83,5 ± 7,0°	Homme : 0 à 1,3 ± 3,5° Femme : 0,9 ± 3,6° à 1,2 ± 3,8°	-

Tableau 13. Amplitudes *in vivo* des mouvements en F-E des articulations IPD des doigts II à V.

1.2.3.6 Les mouvements de la colonne du pouce

Du fait de l’inclinaison de la colonne du pouce par rapport aux plans anatomiques de référence, la description qualitative et quantitative des mouvements de la colonne du pouce est plus complexe que celles des autres doigts, en particulier au niveau de l’articulation TMC.

I.2.3.6.1 Généralités sur les mouvements de la colonne du pouce

Plusieurs mouvements peuvent être effectués par les articulations de la colonne du pouce. Les mouvements purs pouvant être effectués par ces articulations sont la **flexion-extension** (Chèze *et al.*, 2001; Kapandji, 2005; Kuhlmann, 2001), et **l'abduction-adduction palmaire** (Cooney *et al.*, 1981; Levangie & Norkin, 2005). La combinaison de ces deux mouvements permet au pouce d'effectuer des mouvements composés comme la **circumduction**.

La description des mouvements est faite depuis la position de repos. Ces mouvements sont :

- **La flexion-extension** (Figure 24)

Parfois appelé **opposition-contre-opposition** dans la littérature française (Kapandji, 2005 ; Goubier, 2007), la **flexion-extension** est le mouvement qui porte le pouce de sa position de repos vers la base du cinquième doigt. L'extension est le mouvement inverse de la flexion en partant de la position de repos.

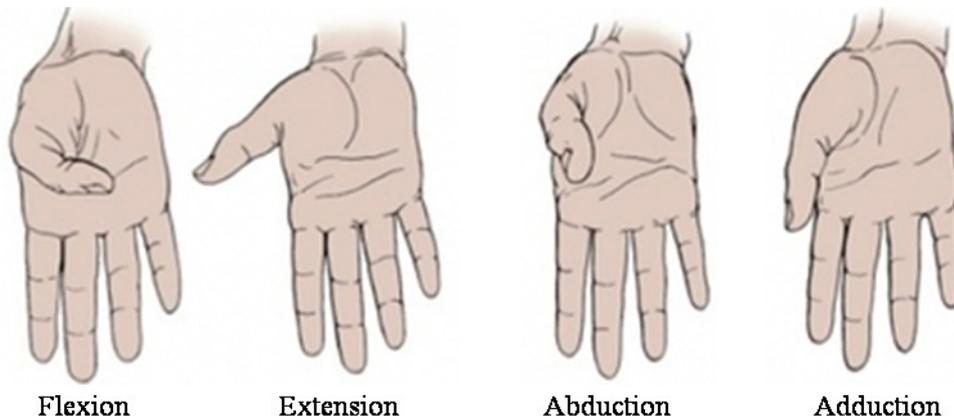


Figure 24. Description des mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction palmaire de la colonne du pouce (morphopedics.wikidot.com).

- **L'abduction-adduction palmaire** (Figure 24)

Parfois appelé **antéposition-rétroposition** dans littérature française (Goubier, 2007), **l'abduction-adduction palmaire** est le mouvement qui s'effectue dans le sens antéro-postérieur de telle sorte que la surface de l'ongle reste dans un même plan. L'abduction porte le pouce en avant de la paume depuis la position de repos, et l'adduction le rapproche de la paume. Il n'est à pas confondre avec **l'abduction-adduction radiale** du pouce, qui lui correspond au mouvement d'écartement et de rapprochement du pouce par rapport au doigt II dans le plan palmaire. Pour la suite, le mouvement d'**abduction-adduction palmaire** sera simplement appelé **abduction-adduction**.

- **La circumduction** (Figure 25)

Ce mouvement est la combinaison des mouvements de F-E, d'A-A et de circumduction où l'extrémité distale du pouce décrit des cercles irréguliers.



Figure 25. Mouvement circumduction de la colonne du pouce (www.orthop.washington.edu).

I.2.3.6.2 Les différents plans de mesure des mouvements de la colonne du pouce

Pour pouvoir quantifier les mouvements de la colonne du pouce, plusieurs méthodes ont été proposées (Kapandji, 2005).

Une de ces méthodes, proposée par Duparc *et al.* (1971), consiste à utiliser un **système de coordonnées polaires** en plaçant le premier métacarpien sur une série de surfaces coniques dont les axes correspondent à l'axe longitudinal du deuxième métacarpien (Figure 26). La quantification des mouvements du pouce est définie par deux angles, **l'angle d'écartement** représenté par le demi-angle au sommet entre le premier métacarpien et le deuxième métacarpien, et **l'angle de rotation spatiale** défini par le plan formé par les deux premiers métacarpiens et le plan frontal passant par l'axe du deuxième métacarpien.

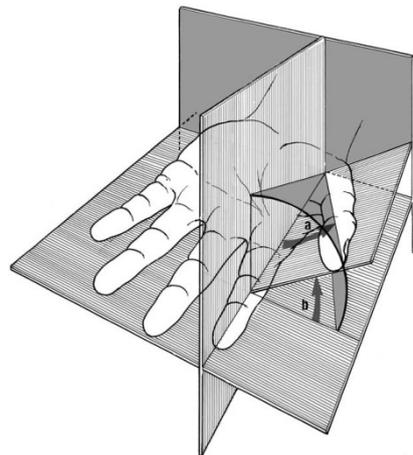


Figure 26. Le système de coordonnées polaires proposé par Duparc et de la Caffinière (1971) : (a) angle d'écartement, (b) angle de rotation spatiale (Delprat *et al.*, 2005).

Une autre méthode, présentée par Delprat *et al.* (2005) consiste à utiliser les **plans anatomiques de référence** et à **projeter les mouvements du pouce**. Ces mouvements sont des mouvements combinés et permettent de définir un **angle d'écartement** (ou d'A-A) dans le plan frontal et un **angle de projection** (et rétroprojection) dans le plan sagittal (Figure 27). Avec cette méthode, la position zéro du pouce se situe dans le plan de la paume et appliqué contre l'index.

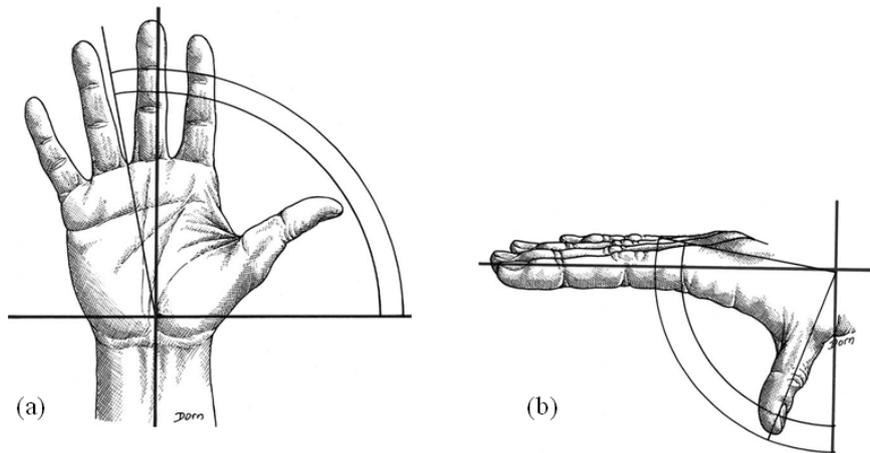


Figure 27. Méthode de projection des mouvements du pouce dans les plans anatomiques de référence : (a) angle d'écartement, (b) angle de projection (Delprat *et al.*, 2005).

Toutefois, ces méthodes sont difficiles à utiliser car elles nécessitent de projeter la position du pouce dans différents plans pour ensuite en déduire les amplitudes angulaires de mouvement. Une autre solution permettant d'obtenir les amplitudes articulaires consiste à faire une analyse cinématique de l'articulation. Pour cela, un repère orthonormé est associé aux segments proximal et distal de l'articulation, et à étudier le mouvement relatif entre ces deux repères (Chèze *et al.*, 2001; Goubier *et al.*, 2009).

I.2.3.6.3 Les mouvements de l'articulation TMC

La modélisation mécanique de l'articulation TMC est celle d'un joint de cardan à deux AoR et possédant une rotation axiale (Cooney *et al.*, 1981; Hollister & Giurintano, 1995; Imaeda *et al.*, 1996). Deux mouvements purs peuvent être effectués au niveau de cette articulation : la F-E et l'A-A. La combinaison de ces deux mouvements permet d'effectuer des mouvements composés comme *la circumduction*. Les amplitudes des mouvements de l'articulation TMC sont présentées dans le Tableau 14.

	Flexion- Extension	Abduction- Adduction	Rotation axiale	Circumduction
Cooney <i>et al.</i> , 1981 (Ex vivo)	53 ± 11°	42 ± 4°	17 ± 10°	-
Chèze <i>et al.</i> , 2001	66,4 ± 9,7°	-	38,5 ± 10,1°	$\theta_a = 69,7 \pm 8,9^\circ$ $\theta_b = 40,7 \pm 5,6^\circ$ B = 40,5 ± 13°
Kuhlmann, 2001	50°	-	-	-
Goubier <i>et al.</i> , 2009	44 ± 12°	51 ± 10°	21 ± 9°	$\theta_a = 50 \pm 10^\circ$ $\theta_b = 64 \pm 12^\circ$ B = 57 ± 5°

Tableau 14. Amplitudes *in vivo* des mouvements de l'articulation TMC du pouce avec la nomenclature anglophone.

Du fait de l’incurvation à 90° de la courbure convexe de la surface articulaire du trapèze, des mouvements de **rotation axiale** sont également présents au sein de l’articulation (Kuczynski, 1974, 1975). Elles peuvent être actives ou passives afin de permettre au pouce de mieux s’orienter par rapport à la forme de l’objet saisi. Pour Napier (1955), cette rotation axiale est la conséquence des actions musculaires et ligamentaires sur la colonne du pouce. Pour Kapandji (2005), par contre, cette rotation axiale est la rotation conjointe déterminée par les rotations simultanées autour des deux axes fondamentaux.

Certains auteurs considèrent que des mouvements de F-E et d’A-A palmaires s’effectuent dans des plans perpendiculaires, et que, par conséquence, les AoR de l’articulation sont également perpendiculaires (Cooney *et al.*, 1981; Kuczynski, 1974, 1975; Kuhlmann, 2001). Cependant, Hollister & Giurintano (1995) expliquent dans leur étude que les axes des mouvements de F-E et d’A-A ne sont pas perpendiculaires. Chèze *et al.* (2001) montrent également que ces AoR forment un angle de 42±10°. Ils montrent également que les deux axes sont espacés de 0,7±0,5 mm et que l’axe de F-E se trouve dans le trapèze et l’axe d’A-A est situé au niveau de la base du premier métacarpien.

I.2.3.6.4 Les mouvements de l’articulation MCP du pouce

Du fait de la géométrie de la surface articulaire métacarpienne, les mouvements de l’articulation MCP du pouce sont principalement la F-E (Panchal-Kildare & Malone, 2013). Toutefois des mouvements d’A-A existent pour certains auteurs (Kapandji, 2005), ainsi que des mouvements de P-S de petites amplitudes (Cooney *et al.*, 1981; Delprat *et al.*, 2005; Levangie & Norkin, 2005). Il existe également une **rotation axiale passive** lorsque l’articulation est en demi-flexion (Tableau 15).

	Flexion		Extension		Abduction	Adduction	Rotation axiale
	Active	Passive	Active	Passive	Active	Active	Active
Cooney <i>et al.</i> , 1981 (ex vivo)		56 ± 15° en F-E active			19 ± 8,8° en A-A		22 ± 4°
Delprat <i>et al.</i> , 2005	30 à 40°	Jusqu’à 90°	0°	Jusqu’à 30°	-	-	-
Kapandji, 2005	60 à 70°	Jusqu’à 90°	0°	0°	-	-	Jusqu’à 12° en pronation
Freivalds, 2004	Homme : 56,3±21,8° Femme : 60,0±14,5°	-	Homme : 3,7±7,4° Femme : 11,2±13,2°	-	-	-	-

Tableau 15. Amplitudes des mouvements de l’articulation MCP du pouce.

I.2.3.6.5 Les mouvements de l’articulation IP du pouce

L’articulation IP du pouce est modélisée par (Cooney *et al.*, 1981) dont les principaux mouvements sont la F-E (Tableau 16). Toutefois, il existe également un certain degré de **pronation** qui apparaît lors de la flexion et qui s’ajoute à celles des autres articulations lors du mouvement de flexion du pouce. Cette rotation axiale est due à la géométrie de l’articulation d’une part et à la légère obliquité de l’AoR d’autre part (Delprat *et al.*, 2005), et enfin à l’action des muscles sur l’articulation (A. Hollister & Giurintano, 1995).

	Flexion		Extension		Pronation
	Active	Passive	Active	Passive	Active
Delprat <i>et al.</i> , 2005	80°	Jusqu’à 100°	10°	> 30°	5°
Kapandji, 2005	75 à 80°	Jusqu’à 90°	5 à 10°	Jusqu’à 30°	5 à 10° lors de la flexion
Freivalds, 2004	Homme : 62,3 ± 22,2° Femme : 67,2 ± 16,9°	-	Homme : 21,5 ± 22,8° Femme: 21,5 ± 23,6°	-	-

Tableau 16. Amplitudes des mouvements de l’articulation IP du pouce.

I.2.4 Synthèse

Dans cette partie nous avons présenté les différents os constituant le squelette de la main et du poignet, ainsi que les articulations permettant de les relier. Nous avons également présenté les différents muscles permettant de mettre en mouvement ces articulations, les mouvements possibles de faire pour chacune d’entre elles en fonction de leur géométrie, des ligaments entourant leur capsule articulaire et des muscles les actionnant, et enfin les amplitudes de ces mouvements.

Nous avons pu constater tout au long de ce premier chapitre que la main est un système articulaire très complexe du fait des nombreux os, et donc des nombreuses articulations qui le constitue. Parfois la description des articulations se fait de manière simple, comme dans le cas des phalanges, mais parfois cette description est complexe et généralement controversée du fait des nombreux os formant le complexe articulaire, comme dans le cas du massif carpien, ou bien du manque d’accessibilité à l’articulation comme dans le cas de l’articulation TMC.

Il est cependant nécessaire d’avoir une bonne connaissance de la géométrie et de la cinématique de chacune de ces articulations afin de pouvoir faire les hypothèses les plus justes lors de la modélisation cinématiques des différentes articulations de la main d’une part, et permettre la mise en place d’un protocole de capture du mouvement adapté dans le cas d’un système articulaire complexe comme la main d’autre part.

Les objectifs des prochaines parties de ce chapitre seront donc de présenter à partir de la littérature scientifique : différents modèles cinématiques de la main et du poignet, ainsi que les différents outils de mesure et de calcul pour la définition des modèles cinématiques et la quantification des mouvements de la main.

I.3 Modélisation cinématique de la main et du poignet

I.3.1 De la description anatomique vers la modélisation cinématique

Comme nous l’avons vu dans la partie précédente, le squelette de la main et du poignet est constitué de 27 os reliés entre eux par de nombreuses articulations. De plus, du point de vue clinique, les principaux mouvements effectués par les articulations sont des mouvements de F-E dans le plan sagittal, d’A-A dans le plan palmaire et de P-S autour de l’axe longitudinal du segment où s’effectue le mouvement.

Du point de vue cinématique, ces trois mouvements cliniques peuvent être considérés comme trois rotations de certaines amplitudes autour de trois axes différents. En effet, la cinématique est la partie de la mécanique qui étudie les mouvements des corps, indépendamment des forces qui les produisent. Du plus, elle s’appuie sur les notions d’espace et de temps qui sont considérés comme absolus et uniformes (Zatsiorsky, 1998). Ces notions permettent quant à elles d’introduire la notion de mouvement, ce dernier contenant le déplacement, la vitesse et l’accélération. La cinématique constitue donc la base de l’analyse descriptive d’une articulation et permet de faire le lien entre la description clinique d’une articulation et sa description du point de vue mécanique.

De part des choix judicieux des hypothèses simplificatrices, et la rigueur de calculs mathématiques, la cinématique permet de simplifier considérablement l’étude des articulations tout en préservant les mouvements cliniques effectués par les articulations. Parmi ces hypothèses généralement faites dans le cas de l’analyse du mouvement, les os du squelette sont supposés comme des solides indéformables (Cerveri *et al.*, 2007, 2005; Degeorges *et al.*, 2005; Goislard de Monsabert, 2014; Ip *et al.*, 2001; Sancho-Bru, 2001; Vignais & Marin, 2011). Un solide indéformable est un solide défini comme un ensemble de points dont les distances respectives restent inchangées au cours du temps. Ainsi les os du squelette de la main sont supposés indéformables.

En cinématique, les contacts entre les solides sont schématisés par des liaisons mécaniques dont le but est de transmettre des efforts ou de guider des mouvements. Ces liaisons mécaniques sont considérées comme parfaites (Buchholz & Armstrong, 1992), c’est-à-dire que les surfaces de contact sont géométriquement parfaites, et les contacts sont supposés réalisés sans jeu, ni frottement. Six mouvements sont possibles pour chaque liaison, trois rotations et trois translations, ce qui correspond à six degrés de liberté (DDL). Suivant la nature de la liaison, certaines coordonnées seront nulles. Comme nous le verrons par la suite, les articulations de la main sont généralement modélisées par des liaisons pivot à 1 DDL en rotation, des liaisons sphériques à 3 DDL en rotation, ou des joints de cardan à 2 DDL en rotation.

Le mouvement d’un solide est défini par rapport à un autre référentiel. Ce référentiel peut être celui de la terre, ou bien celui d’un autre solide. Pour cela, un repère composé de trois axes, de préférence orthonormés directs afin de simplifier les calculs, est défini pour chacun des solides. Le mouvement d’un solide peut-être **absolu** s’il est décrit par rapport à un référentiel absolu tel que la Terre, ou bien **relatif** s’il est défini par rapport au repère d’un autre solide.

Le repérage d’un solide par rapport à un référentiel nécessite deux familles de paramètres :

- **Des coordonnées** : permettant de définir la position du solide par rapport à un référentiel choisi.
- **Des paramètres angulaires** : permettant de définir la position angulaire du solide par rapport à ce même référentiel.

Ainsi dans le cas de la main, l’étude cinématique de l’articulation IP distale par exemple, sera l’étude du mouvement de la phalange distale par rapport à la phalange intermédiaire, ou inversement. La phalange distale et la phalange proximale sont considérées comme des solides indéformables.

Maintenant que nous avons présenté le lien entre la description clinique et la description cinématique d’une articulation, et que nous avons rappelé les principales définitions et hypothèses utilisées en cinématique, nous allons présenter les différentes modélisations cinématiques, ainsi que les différentes hypothèses faites pour chaque articulation de la main. Puis nous poursuivrons avec la présentation de quelques exemples de modèles cinématiques de la main proposés dans la littérature.

I.3.2 Modélisation cinématique des articulations de la main et du poignet

Les articulations de la main sont généralement modélisées par des liaisons pivot, ou bien par des joints de Cardan dont les axes de rotation sont orthogonaux et sécants, ou non-orthogonaux et non-sécants, ou bien par des liaisons sphériques (Bullock *et al.*, 2012; Cerveri *et al.*, 2007).

Du fait des nombreuses articulations constituant la main, celle-ci possède donc un grand nombre de DDL. Toutefois, il est difficile de modéliser tous les mouvements de la main car certaines articulations, comme ceux du carpe par exemple, sont difficilement accessibles. D’autre part, cela augmenterait la complexité du modèle cinématique et les temps de calcul. Il est donc nécessaire de faire un compromis entre la complexité du modèle et son réalisme (Cobos *et al.*, 2010; Rohling & Hollerbach, 1994), au risque d’avoir des erreurs de position et d’orientation aux extrémités des doigts (Bullock *et al.*, 2012).

Afin de simplifier le modèle cinématique, les mouvements de faibles amplitudes, ou difficilement accessibles, ou ayant peu d’influence sur le réalisme du modèle cinématique sont omises (Grebenstein *et al.*, 2011; Yasumuro *et al.*, 1999). De plus, certaines articulations peuvent difficilement être mises en mouvement sans que les autres le soient également. Ces interactions entre les articulations, plus connues sous le nom de synergies (Bockemühl *et al.*, 2010; Braido & Zhang, 2004; Kapandji, 2005; Somia *et al.*, 1998), sont également modélisées par certains auteurs afin de réduire le nombre de DDL à contrôler et pour que les mouvements effectués par le modèle soient plus naturels (Cobos *et al.*, 2010; Grebenstein *et al.*, 2011).

Dans la suite de cette partie, nous allons présenter les différentes modélisations cinématiques pour chacune des articulations de la main et du poignet, puis nous présenterons ensuite certains modèles cinématiques proposés dans la littérature scientifique.

I.3.2.1 Les articulations du complexe articulaire du poignet

Comme nous l’avons vu dans la partie anatomie, le complexe articulaire du poignet est composé de plusieurs articulations qui lui permettent de présenter la main dans la position la plus favorable pour la tâche à accomplir. Ces articulations sont : l’articulation radio-ulnaire, l’articulation RC, et les articulations inter-carpiennes. Comme nous l’avons vu plus haut, les mouvements pouvant être effectués au niveau du complexe articulaire du poignet sont la F-E et l’A-A. Il est également possible d’effectuer des mouvements de P-S de l’avant-bras en combinant les mouvements des complexes articulaires du poignet et du coude.

Plusieurs modélisations de l’articulation du poignet ont été suggérées dans la littérature en fonction de l’application pour lequel le modèle cinématique de la main a été conçu, et du degré de précision recherché (Sancho-Bru *et al.*, 2011). Dans la plupart des modèles proposés, les mouvements des articulations inter-carpiennes étant de faibles amplitudes et difficilement accessibles (Yasumuro *et al.*, 1999), le complexe carpien est supposé comme rigide (Degeorges *et al.*, 2005; Vignais & Marin,

2011). Le complexe du poignet est généralement modélisé par deux liaisons pivot, afin de modéliser les mouvements de F-E et d'A-A (Goislard de Monsabert *et al.*, 2012; Maycock *et al.*, 2011). Fu & Santello (2010) supposent que les axes de rotation des liaisons pivot sont orthogonaux et sécants, alors que Chalfoun *et al.* (2005) les orientent à l'aide de points anatomiques. D'autres auteurs prennent en compte le mouvement de P-S en modélisant l'articulation du poignet à l'aide trois liaisons pivot (Metcalf *et al.*, 2008, 2011; Rijpkema & Girard, 1991).

I.3.2.2 Les articulations de la main

I.3.2.2.1 Les articulations carpo-métacarpiennes (CMC)

Les articulations CMC des doigts II à V sont des arthrodies de faibles amplitudes de rotation en F-E. Ces amplitudes augmentent du doigt II vers le doigt V. En effet, les articulations CMC des doigts II à III sont extrêmement rigides. C'est pourquoi les mouvements des articulations CMC2 et CMC3 sont négligés, et que les auteurs modélisent les deuxième et troisième métacarpiens comme formant un segment rigide avec le complexe carpien (Bullock *et al.*, 2012; Vignais & Marin, 2011).

Si les mouvements des articulations CMC des doigts II et III sont négligés, ce n'est pas toujours le cas des articulations CMC4 et CMC5. En effet, ces articulations ont des amplitudes de F-E plus importantes, ce qui permet à la paume de se creuser et au pouce de venir en opposition par rapport aux doigts IV et V. De ce fait, la modélisation cinématique des articulations CMC des doigts IV et V varie d'un auteur à l'autre. En effet, certains d'entre eux considèrent que ces amplitudes sont négligeables, et que l'ensemble des métacarpiens des doigts II à V forment un unique segment rigide avec les os du complexe carpien (Degeorges *et al.*, 2005; Ip *et al.*, 2001; Kawasaki *et al.*, 2002; Liarokapis *et al.*, 2013). D'autres préfèrent tenir compte des mouvements des articulations CMC4 et CMC5. Toutefois, aucun consensus n'a été trouvé quant à leur modélisation cinématique. Renault & Ouezdou (2001), ainsi que Lee & Kunii (1995), ont préféré les modéliser par des liaisons pivot en F-E dont les axes de rotation sont orthogonaux au plan sagittal de la main. Savescu *et al.* (2004) ont préféré modéliser la rotation du 4^{ème} et du 5^{ème} métacarpien autour de l'axe longitudinal du 3^{ème} métacarpien. Metcalf *et al.* (2008, 2011) ont préféré, quant à eux, tenir compte du mouvement de creusement de l'arche palmaire en calculant l'angle entre les normales aux plans formés à l'aide de marqueurs collés au dessus des métacarpiens sur la face dorsale de la main.

Enfin, Cobos *et al.* (2010) ont préféré tenir compte du mouvement de F-E de l'ensemble des articulations des doigts II à V, et les ont tous modélisé par des liaisons pivot.

I.3.2.2.2 Les articulations métacarpo-phalangiennes (MCP)

La plupart des auteurs considèrent que les articulations MCP des doigts II à V sont de type condylien possédant 2 DDL en F-E et en A-A. Bien que certains auteurs suggèrent l'existence d'un troisième DDL (Delprat *et al.*, 2005), celui-ci est négligé dans la plupart des modèles cinématiques du fait de la faible amplitude de rotation. De ce fait, la plupart des modélisations cinématiques faites de la main dans la littérature, les articulations MCP sont modélisées par deux liaisons pivot en F-E et en A-A (Buchholz & Armstrong, 1992; Bullock *et al.*, 2012; Sanso & Thalmann, 1994).

Toutefois, Buchholz & Armstrong (1992) et Fu & Santello (2010) considèrent ces articulations comme étant de type « selle-de-cheval ». La différence entre les articulations de type condylien et celles de type « selle-de-cheval » est que dans le premier cas on suppose qu'il y a intersection entre les axes de rotation, alors que dans le deuxième cas les axes ne se coupent pas (Stillfried *et al.*, 2014).

De plus, il y a une réduction de l’amplitude du mouvement d’A-A pendant le mouvement de F-E des articulations MCP. Cette réduction d’amplitude du mouvement d’A-A est négligée dans la plupart des modèles (Buchholz & Armstrong, 1992; Zollo *et al.*, 2007). Toutefois, Wilkinson *et al.* (2003) ont préféré tenir compte de l’adduction des doigts pendant la flexion des articulations MCP en inclinant l’axe d’A-A dans leur modèle.

I.3.2.2.3 Les articulations interphalangiennes proximales et distales des doigts II à V

Dans le cas des articulations IPP et IPD des doigts II à V, les auteurs les considèrent comme des articulations à 1 DDL en F-E et les modélisent donc par des liaisons pivot. Bien qu’il ait été démontré que les axes de rotation de ces articulations ne soient pas fixes pendant le mouvement de F-E (Miyata *et al.*, 2005; Stillfried & Smagt, 2010), ils sont cependant supposés comme fixes du fait des faibles amplitudes de variation d’orientation (Bullock *et al.*, 2012). Pour certains auteurs, la position et l’orientation des axes de rotation des liaisons pivot sont obtenues par capture du mouvement afin d’avoir un modèle cinématique du doigt qui soit le plus fidèle à la réalité (Cerveri *et al.*, 2007, 2005; Goislard de Monsabert *et al.*, 2012, 2014; Metcalf *et al.*, 2008, 2011). Enfin, d’autres auteurs préfèrent simplifier leurs modèles, en particulier dans le cas des robots et des exosquelettes, en supposant les AoR des liaisons pivot comme étant perpendiculaires à l’axe longitudinal du doigt où ils se trouvent (Cempini *et al.*, 2015; Fu & Santello, 2010; Kawasaki *et al.*, 2002; Liarokapis *et al.*, 2013).

I.3.2.2.4 Les articulations de la colonne du pouce

Du fait du rôle important que tient le pouce dans la formation de la pince-pollici-digitale, de sa position en avant par rapport au plan palmaire, de la complexité de l’articulation CMC et de son manque d’accessibilité, les mouvements du pouce sont particulièrement difficiles à capturer et à modéliser. En fonction des modèles proposés dans la littérature, la modélisation cinématique du pouce comporte 4 ou 5 DDL.

I.3.2.2.4.1 L’articulation trapézo-métacarpienne du pouce (TMC)

L’articulation TMC est une articulation de type « selle-de-cheval » à 2 DDL en F-E et en A-A, et possédant également une rotation axiale. L’articulation est modélisée par la plupart des auteurs par deux liaisons pivot en F-E et en A-A (Chalfoun *et al.*, 2005; Zollo *et al.*, 2007). Si les axes de rotation peuvent être considérés comme sécants du fait de leur proximité, ceux-ci ne peuvent, toutefois, pas être considérés comme orthogonaux car ils forment un angle de $42 \pm 10^\circ$ entre eux (Chèze *et al.*, 2001; Hollister *et al.*, 1992). Malgré cela, l’articulation TMC est parfois modélisée par un joint de cardan (Cobos *et al.*, 2010). Enfin, bien que les amplitudes en rotation axiale du premier métacarpien par rapport au trapèze ne soient pas négligeables, peu de modèles tiennent compte de ce mouvement car la mesure de ces amplitudes est difficile.

I.3.2.2.4.2 L’articulation métacarpo-phalangienne du pouce (MCP1)

L’articulation MCP du pouce est une articulation à 2 DDL en F-E et en A-A pour certains auteurs, et à 3 DDL avec une rotation axiale pour les autres. Comme pour l’articulation TMC, les mouvements de rotation axiale sont difficiles à mesurer. C’est pourquoi les auteurs préfèrent modéliser l’articulation MCP par deux liaisons pivot en F-E et en A-A. Il a été montré que les axes de rotation en F-E et en A-A forment un angle de $84,8 \pm 12,2^\circ$ (Hollister *et al.*, 1992). De ce fait, certains auteurs préfèrent modéliser l’articulation MCP par un joint de cardan. D’autres auteurs, en revanche, préfèrent modéliser l’articulation MCP simplement par une seule liaison pivot en F-E (Cobos *et al.*, 2010; Griffin & Findley, 2000; Zollo *et al.*, 2007).

I.3.2.2.4.3 L’articulation interphalangienne du pouce (IPI)

Comme pour les articulations IPP et IPD des doigts II à V, l’articulation IP du pouce est modélisée par une liaison pivot en F-E dont l’AoR est perpendiculaire à l’axe longitudinal du pouce, bien qu’il ait été montré que cet axe formait un angle de $83\pm 4^\circ$ par rapport à l’axe longitudinal de la phalange proximale (Hollister *et al.*, 1992). Toutefois, les auteurs préfèrent négliger cette inclinaison angulaire.

I.3.2.3 Quelques exemples de modélisations cinématiques de la main et du poignet

Plusieurs modèles biomécaniques de la main et du poignet ont été proposés dans la littérature, certains d’entre eux ne modélisent que partiellement la main (Griffin & Findley, 2000; Zollo *et al.*, 2007), d’autres la modélisent complètement. Parmi ces modèles, certains ont été développés dans le domaine de la santé et de l’ergonomie (Chalfoun *et al.*, 2005; Savescu *et al.*, 2004; Vignais & Marin, 2011), d’autres ont été développés dans le domaine de la robotique et de la télémanipulation (Cobos *et al.*, 2010; Deshpande *et al.*, 2013; Grebenstein *et al.*, 2011; Stillfried *et al.*, 2014). Enfin, certains modèles sont créés dans le domaine de l’animation (Ip *et al.*, 2001; Yasumuro *et al.*, 2003; Yasumuro *et al.*, 1999).

Chalfoun *et al.* (2005) (Figure 28) ont développé un modèle musculo-squelettique de la main dans un contexte médical et dont le but est de prédire les activations et les efforts de chaque muscle. Pour cela, dans le modèle cinématique de la main, l’avant bras est modélisé par des liaisons 2 DDL en F-E et en P-S, le poignet est également modélisé par des liaisons 2 DDL en F-E et en A-A. Les articulations MCP des doigts et TMC du pouce sont modélisées par 2 DDL en F-E et en A-A, et les articulations MCP du pouce et IP des doigts et du pouce sont modélisées par des liaisons à 1 DDL en F-E. Au total, le modèle cinématique comporte 24 DDL.

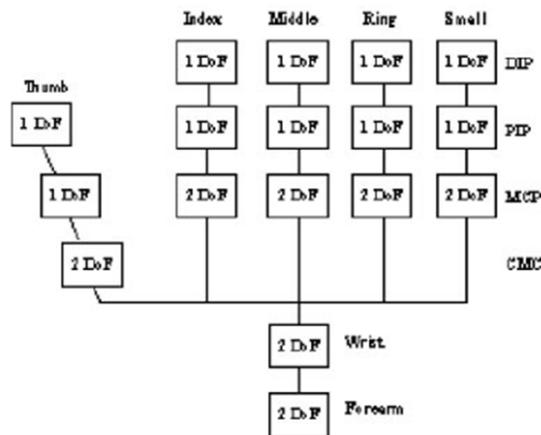


Figure 28. Modèle musculo-squelettique développé par Chalfoun *et al.* (2005).

Le modèle proposé par Cobos *et al.* (2010) possède 24 DDL (Figure 29). Les articulations IPP, IPD et IP du pouce sont modélisées par des liaisons pivot en F-E. Les articulations MCP des doigts II à V sont modélisées par deux liaisons pivot en F-E et en A-A, et l’articulation MCP du pouce est modélisée par une liaison pivot en F-E. Les articulations CMC des doigts II à V sont modélisées par une liaison pivot en F-E, et l’articulation TMC est modélisée par deux liaisons pivot en F-E et en A-A.

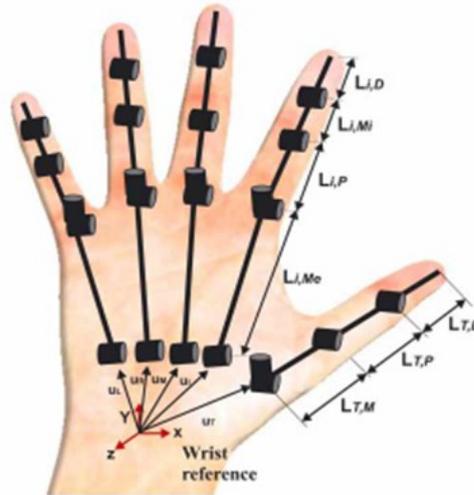


Figure 29. Modèle cinématique de la main développé par Cobos *et al.* (2010).

Le DLR Hand Arm System (Figure 30) est un bras-robot développé par Grebenstein *et al.* (2011, 2010). Le but de ce robot est de reproduire l'anthropomorphisme de l'ensemble de la main et de l'avant-bras de l'homme, ainsi que sa cinématique, sa dynamique. Afin de limiter le nombre d'actionneurs embarqués sur le bras-robot, les DDL qui ne sont pas indispensables à la préhension d'objets ne sont pas pris en compte. De ce fait, la main du bras-robot possède 19 DDL indépendants. L'index et le majeur possèdent chacun 4 DDL, dont 1 DDL en F-E pour chaque articulation IP du doigt, et 2 DDL en F-E et A-A pour les articulations MCP. L'annulaire et l'auriculaire possèdent 3 DDL, dont 1 DDL en F-E pour l'ensemble articulaire IPP et IPD du doigt, et 2 DDL pour l'articulation MCP. Afin de permettre l'opposition du doigt V avec le pouce, l'articulation CMC5 possède également 1 DDL en rotation. Le pouce possède 4 DDL, dont 1 DDL en F-E pour l'articulation IP, 1 DDL en F-E pour l'articulation MCP et 2 DDL en F-E et en A-A pour l'articulation TMC. Les articulations MCP des doigts II à V sont modélisées par une liaison de type selle de cheval dont les surfaces articulaires ont la forme d'hyperboloïdes. Le reste des articulations sont modélisées par des liaisons pivot.

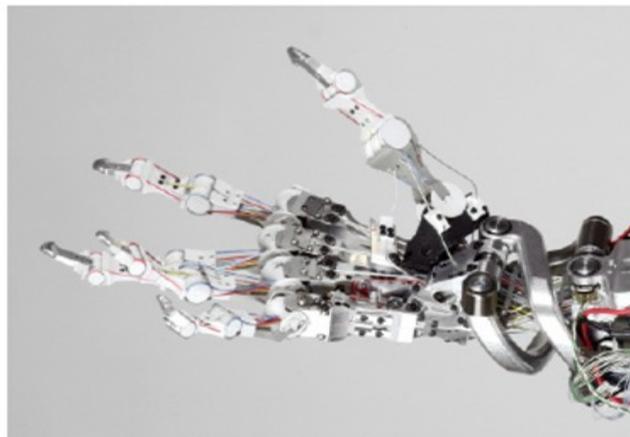


Figure 30. Main du bras-robot DLR Hand Arm System développé par Grebenstein *et al.* (2011).

L'Anatomically Correct Testbed (ACT) Hand (Figure 31) est une modélisation robotique de la main dont le but est de reproduire la même dextérité de mouvement que l'homme. Pour cela, la géométrie des os, leur masse et leurs propriétés sont basées sur les données de la population moyenne. Afin de reproduire au mieux les mouvements naturels de l'homme, tout en respectant la structure anatomique de la main, les articulations du robot sont mises en mouvement grâce à un réseau de câble modélisant

les tendons des muscles extrinsèques de la main et les muscles intrinsèques. Le poignet possède 2 DDL modélisés par des liaisons dont leur disposition fait que les amplitudes de mouvement des doigts soient influencées par la position du poignet. Les doigts du modèle possèdent 4 DDL et le pouce 5 DDL. Les articulations MCP des doigts II à V sont modélisées par deux liaisons pivot en F-E et en A-A formant un joint de cardan, et dont l'axe d'A-A est incliné de 60° par rapport à l'os métacarpien permettant ainsi de modéliser les diminutions d'amplitudes en A-A des articulations MCP pendant la F-E. Les articulations IPP et IPD sont modélisées par des liaisons pivot à 1 DDL en F-E. Les bases des os métacarpiens des doigts IV et V possèdent 1 DDL supplémentaire en F-E afin de permettre la mise en opposition des doigts IV et V avec le pouce. L'articulation TMC du pouce est modélisée par deux liaisons pivot non-sécantes dont l'axe d'A-A traverse la base de l'os métacarpien et l'axe de F-E traverse le trapèze. L'articulation MCP est modélisée par deux liaisons pivot en F-E et en A-A, et dont les axes de rotation sont sécants et orthogonaux. Enfin l'articulation IP du pouce est modélisée par une liaison pivot en F-E. Au total, l'ACT Hand possède 23 DDL.

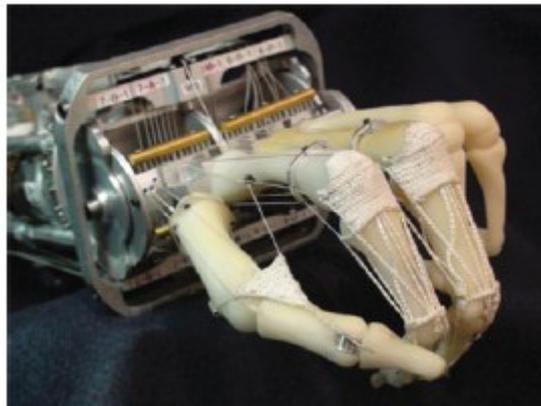


Figure 31. *Anatomically Correct Testbed (ACT) Hand (Deshpande et al., 2013).*

Stillfried *et al.* (2014) ont également développé une méthode originale de conception du modèle cinématique de la main dans le but d'être utilisé par les systèmes robotisés par la suite (Figure 32). Pour cela, les segments et les axes de rotation du modèle cinématique sont obtenus à partir d'images IRM de la main d'un sujet dans 51 postures différentes. Après qu'une segmentation semi-automatique ait été effectuée, plusieurs types de liaisons mécaniques sont étudiés pour chaque articulation. La liaison mécanique retenue correspond à celle pour laquelle l'erreur moyenne en translation et en rotation de l'AoR est en dessous d'un certain seuil fixé par l'auteur. Ainsi trois modèles cinématiques ont été présentés dans cette étude en fonction des seuils d'erreur choisis par l'auteur. Dans le modèle cinématique intermédiaire, les articulations IP des doigts et du pouce possèdent 1 DDL, les articulations MCP des doigts et du pouce possèdent 2 DDL, l'articulation TMC possède 2 DDL et les articulations CMC possèdent 1 DDL chacun, sauf CMC3. Au total, le modèle cinématique intermédiaire possède 25 DDL. Le modèle obtenu avec un petit seuil d'erreur possède 22 DDL et le modèle obtenu avec un seuil d'erreur élevé possède 33 DDL.



Figure 32. *Modèle cinématique de la main développé par Stillfried et al. (2014).*

I.3.2.4 Synthèse sur la modélisation cinématique de la main et du poignet

Dans un premier temps, quelques rappels généraux de cinématique. Ainsi, les os de la main sont considérés comme des solides indéformables et les articulations peuvent être modélisées à l’aide de liaisons mécaniques parfaites, dont le type dépend de la géométrie des surfaces articulaires et des mouvements de l’articulation. Nous avons également présenté pour chaque articulation les hypothèses simplificatrices et les liaisons mécaniques employées par les auteurs pour chacune d’elles. De manière générale les articulations sont modélisées par des liaisons pivot, des liaisons sphériques ou des liaisons de type joint de cardan. Différents modèles cinématiques de la main ont été proposés dans la littérature.

Les articulations IP du pouce, IPP et IPD des doigts sont généralement modélisées par des liaisons pivot à 1 DDL en F-E. De même, le système articulaire du poignet et les articulations MCP des doigts II à V sont généralement modélisés par des joints de cardan à 2 DDL en F-E et en A-A. De plus, le complexe articulaire du carpe est généralement considéré comme un solide. En revanche, aucun consensus n’a été trouvé concernant la modélisation des articulations CMC des doigts II à V et les articulations TMC et MCP du pouce. Le choix des liaisons mécaniques dépend d’une part du niveau de précision et de fidélité souhaité pour la modélisation cinématique de la main, et d’autre part du niveau de complexité de la main. Un compromis doit donc être trouvé entre ces deux facteurs.

I.3.3 Définition des paramètres cinématiques

I.3.3.1 Définition des systèmes de coordonnées

Afin de pouvoir décrire quantitativement la position d’un solide, il est nécessaire de définir un système de coordonnées cartésien défini par une origine et trois axes X-Y-Z normés et orthogonaux. Le mouvement d’un solide peut donc être décrit par rapport à un **système de coordonnées global**, comme le repère laboratoire. Dans ce cas, on parlera de **mouvement absolu** car le mouvement du solide est défini dans un repère de type newtonien. Le mouvement d’un solide peut également être défini par rapport au système de coordonnées attaché à un autre solide. Par exemple, le mouvement de la phalange distale par rapport à la phalange proximale au niveau de l’articulation IP du pouce. Le système de coordonnées attaché au solide sera dit « **local** » et on parlera alors, dans ce cas, de **mouvement relatif** entre deux solides. La position d’un solide par rapport à un référentiel est décrite à

l'aide de trois variables de position x, y, z suivant les axes X, Y et Z respectivement. L'orientation est, quant à elle, définie à l'aide de trois variables de rotations φ, θ, ψ (parfois noté α, β, γ) (Figure 33).

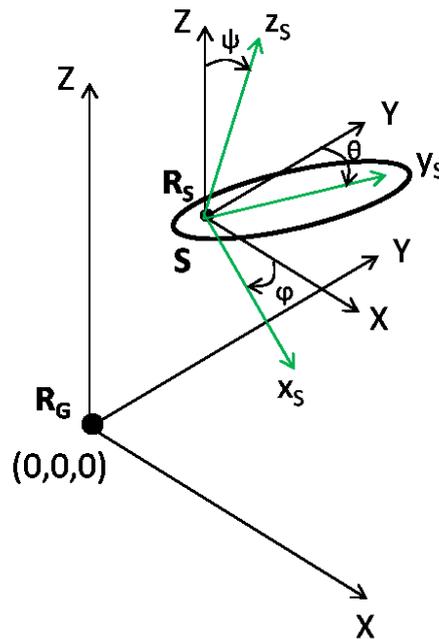


Figure 33. Description cinématique d'un solide S dont le repère local du solide $R_S (x_S, y_S, z_S)$ est orienté de (φ, θ, ψ) par rapport au repère global $R_G (X, Y, Z)$.

L'étude cinématique des mouvements de la main consiste à étudier le **mouvement relatif** entre un segment distal et un segment proximal (Cappozzo *et al.*, 2005). Pour cela, un **système de coordonnées local** (également appelé **repère local** ou **LCS**) doit être créé pour chaque segment (Kontaxis *et al.*, 2009). Plusieurs définitions des axes et des repères pour les segments de la main ont été proposées dans la littérature (Buczek *et al.*, 2011; Cerveri *et al.*, 2005; Chang & Pollard, 2008; Chèze *et al.*, 2001, 2009; Cooney *et al.*, 1981; Coupier *et al.*, 2014; Goubier *et al.*, 2009; Miyata *et al.*, 2004; Shen *et al.*, 2012). Ces différentes définitions des repères locaux peuvent être répertoriées en deux groupes : les **repères anatomiques** et les **repères fonctionnels**.

Les **repères anatomiques** désignent les repères dont les axes sont construits à l'aide de points anatomiques de référence sur identifiables sur les os de la main. Ces points anatomiques de référence peuvent être identifiés à l'aide d'images scanner ou IRM (Cheze *et al.*, 2009; Cooney *et al.*, 1981; Coupier *et al.*, 2014; Wu *et al.*, 2005). L'inconvénient de cette méthode d'identification est qu'elle n'est pas facile à mettre en place car elle est chronophage dans le cas de l'IRM, invasive dans le cas du scanner, et que l'utilisation de ces systèmes est onéreuse (Domalain, 2010). Afin de s'affranchir de ces contraintes, d'autres auteurs préfèrent utiliser des points anatomiques palpables (Buczek *et al.*, 2011; Metcalf *et al.*, 2008). Cooney *et al.* (1981) proposent, quant à eux, une définition du repère local orthonormé du trapèze de 46° en flexion, 35° en abduction et 82° en pronation par rapport au repère local du troisième métacarpien, et ce à l'aide de marqueurs.

Les **repères fonctionnels** (noté **FCS – Functional Coordinate System**) désignent les repères dont un des axes est aligné par rapport à l'axe fonctionnel de l'articulation (Goislard de Monsabert *et al.*, 2014a). Ces axes fonctionnels sont obtenus à partir des AoR (Axis of Rotation) ou des CoR (Center of Rotation) des articulations, estimés à l'aide de méthodes fonctionnelles, lors de mouvements fonctionnels tels que les mouvements purs ou les mouvements complexes (Cerveri *et al.*, 2005; Chang & Pollard, 2008; Chèze *et al.*, 2001a). En plus d'être parfois mathématiquement complexes, ces méthodes fonctionnelles d'estimation des axes et des CoR sont très sensibles aux mouvements

effectués par les sujets (Goislard de Monsabert *et al.*, 2014a). C’est pourquoi certains auteurs préfèrent utiliser des guides de mouvements afin d’avoir une estimation des axes et des CoR plus précise et d’augmenter la reproductibilité de leur protocole (Goubier *et al.*, 2009). Malgré ces inconvénients, cette méthode fonctionnelle de création des repères est plus facile à mettre en place que la méthode anatomique, et elle permet une analyse cinématique et une quantification des paramètres cinématiques plus proches de la réalité (Domalain, 2010; Goislard de Monsabert *et al.*, 2014; Kontaxis *et al.*, 2009).

Dans sa thèse, Domalain (2010) étudie l’influence de trois méthodes de définition des repères locaux sur leur orientation et sur les amplitudes de rotation dans le cas de l’articulation CMC. Les trois méthodes comparées sont :

- La méthode suggérée par Cooney *et al.* (1981).
- Une méthode anatomique par identification des points anatomiques de référence sur des images IRM et en s’appuyant sur les recommandations de l’International Society of Biomechanics (Wu *et al.*, 2005).
- Une méthode fonctionnelle en utilisant les axes hélicoïdaux pour estimer les AoR.

De même, Goislard de Monsabert *et al.* (2014) a étudié les descriptions des mouvements de la main à l’aide de trois méthodes de définition des repères :

- La première méthode consiste à décrire les mouvements de la main à l’aide des plans anatomiques de référence.
- La deuxième méthode s’appuie sur les recommandations de l’ISB.
- La troisième méthode consiste à décrire les mouvements de la main à l’aide de FCS.

Chèze *et al.* (2009) ont également étudié deux définitions des axes du système de coordonnées de l’articulation CMC. Des différences d’orientation des repères, ainsi que des différences d’estimation des amplitudes de rotation ont été observées entre les différentes méthodes de définition des repères.

De nombreuses méthodes de définition des axes de rotation ont été proposées dans la littérature, ce qui rend parfois la comparaison et l’exploitation des résultats entre les différentes études difficiles (Wu *et al.*, 2002). Afin de faciliter la comparaison et l’interprétation des résultats, notamment par les cliniciens, l’*International Society of Biomechanics (ISB)* a proposé une standardisation de la définition des systèmes de coordonnées des différents segments et articulations du corps humain (Wu *et al.*, 2002, 2005). Les recommandations faites par l’ISB pour la définition des repères repose sur celles les travaux de Grood and Suntay (1983), ainsi que sur les recommandations de Cooney *et al.* (1981) dans le cas particulier de l’articulation TMC.

En effet, l’ISB suggère que les systèmes de coordonnées locaux (**LCS – Local Coordinate System**, parfois noté SCS – Segment Coordinate System) des différents segments osseux de la main soient construits à l’aide de points anatomiques de référence. Pour l’articulation TMC, l’ISB propose de s’appuyer sur l’étude de Cooney *et al.* (1981) pour la définition des repères locaux. Pour la création des systèmes de coordonnées articulaires (**JCS – Joint Coordinate System**), l’ISB suggère que le premier axe autour duquel la première rotation doit avoir lieu soit **fixe** et coïncident avec l’axe de F-E du LCS du segment proximal. Ensuite, que la deuxième rotation ait lieu autour d’un deuxième axe dit « **flottant** » qui est orthogonal aux premier et troisième axes de ce système de coordonnées à axes mobiles. La rotation ayant lieu autour de cet axe correspond au mouvement d’A-A. Enfin, que le troisième axe de ce système autour duquel s’effectue la troisième rotation, soit également **fixe** et coïncide à l’axe de P-S du LCS défini pour le segment distal. Les systèmes de coordonnées articulaires ainsi suggérés sont donc des **repères anatomiques et mobiles**.

Toutefois ces recommandations concernant la définition des systèmes de coordonnées articulaires ne conviennent pas pour toutes les articulations de la main, notamment l’articulation TMC (Cheze *et al.*, 2009). En effet, comme nous l’avons vu dans la partie anatomie, les principaux mouvements de l’articulation TMC sont la F-E dont l’AoR passe dans le trapèze, et l’A-A dont l’AoR passe dans la base du premier métacarpien (Chèze *et al.*, 2001; Hollister *et al.*, 1992). Or d’après les recommandations de l’ISB, les deux axes fixes du système de coordonnées articulaires sont pour l’un coïncident à l’axe de F-E du segment proximal, c’est-à-dire le trapèze, et pour l’autre coïncident à l’axe de P-S du segment distal, c’est-à-dire le premier métacarpien. Les recommandations de l’ISB ne correspondent donc pas tout-à-fait aux réalités anatomiques de l’articulation TMC, et posent des problèmes de « *cross-talk cinématique* » entre les angles de F-E et d’A-A lors d’un mouvement « pur » en A-A de l’articulation TMC (Cheze *et al.*, 2009; Domalain, 2010). C’est pourquoi Chèze *et al.* (2009) suggèrent que le premier axe fixe du système de coordonnées de l’articulation TMC coïncide avec l’axe de F-E du trapèze, que le deuxième axe fixe coïncide avec l’axe d’A-A du premier métacarpien, et que l’axe flottant correspondent au mouvement de P-S. Cette méthode de définition correspond plus à la réalité anatomique de l’articulation TMC d’une part, mais permet également de diminuer le cross-talk cinématique initialement observé d’autre part (Cheze *et al.*, 2009).

Si des recommandations ont été faites par l’ISB pour la définition des repères anatomiques, aucune définition des FCS n’a toutefois encore été proposé à ce jour (Kontaxis *et al.*, 2009), bien que plusieurs études utilisant des axes fonctionnels de rotation pour la définition des différents FCS aient été proposées dans la littérature (Chèze *et al.*, 2001 ; Cerveri *et al.*, 2005; Chang and Pollard, 2008 ; Devos *et al.*, 2014, 2015). De plus, l’utilisation d’axes fonctionnels de rotation est plus adaptée pour l’étude des mouvements fins et complexes de la main (Goislard de Monsabert *et al.*, 2014a), leur utilisation permet de limiter les phénomènes de cross-talk cinématique (Kontaxis *et al.*, 2009).

Nous avons montré dans cette partie qu’il existe différentes définitions des systèmes de coordonnées des segments osseux et des articulations de la main dans la littérature. La méthode de définition des repères a un impact sur la quantification cinématiques des mouvements de la main. C’est pourquoi il est important de bien préciser les définitions choisies, afin que les résultats puissent être interprétés correctement et comparés entre les études.

La définition des systèmes de coordonnées n’est pas le seul à avoir une influence sur la description de la cinématique des mouvements. En effet, le choix de l’ordre des rotations pour la description des mouvements de rotation des articulations a également une influence. Nous allons voir plus en détails dans la suite de cette partie.

1.3.3.2 Angles d’Euler et angles de Cardan

Les mouvements d’un solide dans l’espace, ou bien par rapport à un autre solide, peuvent être décrits à l’aide d’un vecteur de translation \vec{V} d’une part, dont les composantes V_x , V_y , V_z décrivent la translation respectivement suivant les axes X, Y et Z. Ce mouvement peut également être décrit à l’aide de trois rotations élémentaires. Un des formalismes utilisés pour la description de ces trois rotations est celui des **angles d’Euler** noté α , β , γ (ou φ , θ , ψ). Toutefois, l’utilisation de ce formalisme nécessite de définir l’ordre dans lequel les rotations ont lieu. Ainsi, si les trois rotations élémentaires sont représentées par trois matrices de rotation $[R_x]$, $[R_y]$, $[R_z]$:

$$[R_x] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \varphi & \sin \varphi \\ 0 & -\sin \varphi & \cos \varphi \end{bmatrix}$$

$$[R_y] = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & -\sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix}$$

$$[R_Z] = \begin{bmatrix} \cos \psi & \sin \psi & 0 \\ -\sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

La matrice de rotation, noté [R], permettant de représenter l’orientation d’un solide peut être décomposée à l’aide d’une première matrice de rotation élémentaire d’angle φ autour de l’axe X, puis une deuxième matrice de rotation élémentaire d’angle θ autour de l’axe Y, et enfin d’une troisième matrice de rotation élémentaire d’angle ψ autour de l’axe Z. La décomposition matricielle est donc la suivante :

$$[R] = [R_Z] \cdot [R_Y] \cdot [R_X]$$

$$[R] = \begin{bmatrix} \cos \psi \cdot \cos \theta & \cos \psi \cdot \sin \theta \cdot \sin \varphi + \sin \psi \cdot \cos \varphi & \sin \psi \cdot \sin \varphi - \cos \psi \cdot \sin \theta \cdot \cos \varphi \\ -\sin \psi \cdot \cos \theta & \cos \psi \cdot \cos \varphi - \sin \psi \cdot \sin \theta \cdot \sin \varphi & \sin \psi \cdot \sin \theta \cdot \cos \varphi + \cos \psi \cdot \sin \varphi \\ \sin \theta & -\cos \theta \cdot \sin \varphi & \cos \theta \cdot \cos \varphi \end{bmatrix}$$

Ces rotations peuvent être effectuées autour des axes du LCS d’un des deux segments, par exemple le trapèze dans le cas de l’étude de l’articulation CMC par Cooney *et al.* (1981). On parle dans ce cas d’axes « fixes ». Ces rotations élémentaires peuvent également avoir lieu autour d’axes « mobiles » (Dumas *et al.*, 2008), comme c’est le cas avec les définitions des systèmes de coordonnées articulaires proposées par l’ISB (Wu *et al.*, 2002, 2005).

Toutefois, le choix de l’ordre des rotations élémentaires pour la description du mouvement de rotation d’un solide par rapport à un autre solide n’est pas unique. En effet, il existe plusieurs **séquences** de rotations élémentaires permettant décrire le mouvement de rotation d’un solide par rapport à un autre. L’ordre dans lequel sont définis les axes de rotation articulaires est d’une importance capitale et la méconnaissance de ce principe peut conduire à des erreurs graves (Grood and Suntay, 1983 ; Dumas *et al.*, 2008). Si on reprend la matrice de rotation [R] définie précédemment, dont la séquence de rotation est X-Y-Z, et que l’on inverse les deux dernières rotations élémentaires de façon à obtenir la nouvelle séquence X-Z-Y, alors la nouvelle matrice de rotation [R'] sera différente de [R] car le produit matriciel n’est pas commutatif :

$$[R] = [R_Z] \cdot [R_Y] \cdot [R_X] \neq [R_Y] \cdot [R_Z] \cdot [R_X] = [R']$$

Suivant la séquence de rotations choisie, on parle **d’angles d’Euler** proprement dit, ou **d’angles de Tait-Bryan**, également appelés « **angles de Cardan** ». Ce sont les angles de Cardan qui sont utilisés pour la description cinématique des mouvements de rotation des articulations. Six séquences de rotations élémentaires autour d’axes fixes ou mobiles sont possibles dans le cas des angles de Cardan :

- X-Y’-Z’’ (axes mobiles) ou X-Y-Z (axes fixes)
- Y-Z’-X’’ (axes mobiles) ou Y-Z-X (axes fixes)
- Z-X’-Y’’ (axes mobiles) ou Z-X-Y (axes fixes)
- X-Z’-Y’’ (axes mobiles) ou X-Z-Y (axes fixes)
- Z-Y’-X’’ (axes mobiles) ou Z-Y-X (axes fixes)
- Y-X’-Z’’ (axes mobiles) ou Y-X-Z (axes fixes)

Ces différentes séquences de rotations élémentaires ont été utilisées dans la littérature pour l’analyse cinématique des mouvements de la main (Schmidt *et al.*, 1999 ; Kuo *et al.*, 2003 ; Li *et al.*, 2007 ; Buczek *et al.*, 2011 ; Nataraj *et al.*, 2013, 2014b). Cooney *et al.* (1981) ont proposé de décrire les rotations du 1^{er} métacarpien autour d’axes fixes du système de coordonnées appartenant au trapèze en utilisant la séquence X-Y-Z, où la rotation autour de l’axe X correspond à de l’A-A, la rotation autour de l’axe Y à de la P-S et la rotation autour de l’axe Z à de la flexion-extension.

La séquence de rotation proposée par l'ISB pour la main (Wu *et al.*, 2005) consiste en une première rotation correspondant à de la flexion-extension autour de l'axe fixe du segment proximal noté Z, une deuxième rotation autour d'un axe mobile X correspondant à de l'A-A, et une troisième rotation autour d'un axe fixe du segment distal correspondant à de la P-S et noté Y. La séquence de rotation ainsi proposé est Z-X'-Y''.

La séquence de rotation proposée par Chèze *et al.* (2009) pour l'articulation TMC, après modification des recommandations de l'ISB consiste en une première rotation correspondant à de la F-E autour de l'axe fixe du segment proximal (trapèze) noté Z, une deuxième rotation autour d'un axe mobile Y correspondant à de la P-S, et une troisième rotation autour d'un axe fixe du segment distal (1^{er} métacarpien) correspondant à de l'A-A et noté X. La séquence de rotation ainsi proposé est Z-Y'-X''.

Plusieurs séquences de rotations élémentaires ont été proposées dans la littérature en fonction de la définition des différents repères. Toutefois, comme pour les définitions des axes des systèmes de coordonnées, le choix de la séquence de rotation doit être approprié à l'anatomie et aux propriétés cinématique de l'articulation étudiée afin que la description et la quantification des paramètres cinématiques soient proches des réalités anatomiques (Kontaxis *et al.*, 2009). De plus, pour que les résultats aisément exploitables et comparables entre les différentes études, il est donc important de bien prendre le soin de préciser les définitions et les séquences de rotation choisies (Dumas *et al.*, 2008).

I.3.3.3 Estimation des centres de rotation (CoR) et des axes de rotation (AoR)

La construction des FCS nécessite de connaître un des axes fonctionnels de rotation de l'articulation. Plusieurs méthodes d'estimation des centres et des axes de rotation ont été proposées dans la littérature que l'on peut regrouper suivant deux approches : *l'approche prédictive* et *l'approche fonctionnelle*.

I.3.3.3.1 Approche prédictive

L'approche prédictive consiste à estimer la position du CoR d'une articulation à partir des données anthropométriques, grâce à des équations empiriques. Ces équations sont obtenues par régression (Frigo & Rabuffetti, 1998) à partir des bases de données contenant les paramètres anthropométriques de plusieurs sujets. Ces paramètres sont obtenus soit à partir des repères anatomiques externes ou par palpation, ou soit à partir des radiographies des sujets (Figure 34).

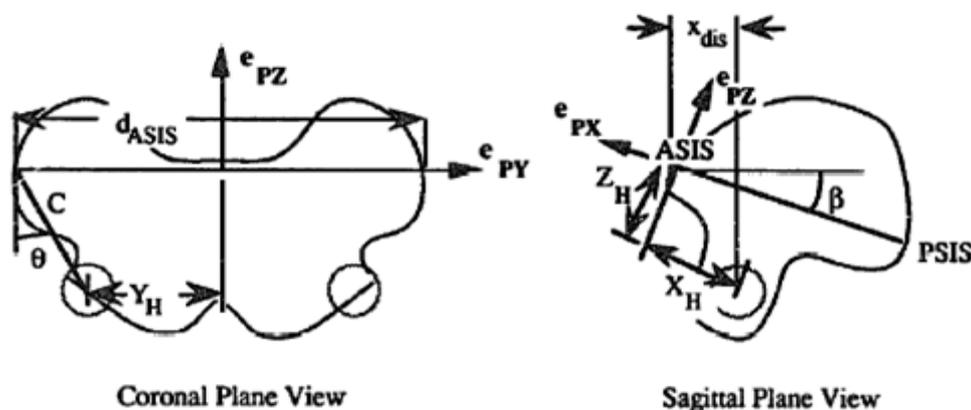


Figure 34. Estimation de la position du CoR de l'articulation de la hanche à l'aide d'une méthode prédictive par Davis III *et al.* (1991).

De nombreuses études d’estimation des CoR par une approche prédictive ont été faites pour la hanche, le genou et la cheville dans le cas de l’analyse de la marche (Alexander & Andriacchi, 2001; Bell *et al.*, 1990; Davis III *et al.*, 1991; Frigo & Rabuffetti, 1998; Kadaba *et al.*, 1990), mais peu d’études ont été effectuées dans le cas des articulations de la main.

La position du CoR de l’articulation du genou est généralement estimée comme étant située au milieu du segment construit entre les épicondyles latérale et médiale. Dans le cas de la cheville, le CoR de l’articulation est également considéré comme étant au milieu du segment construit entre les malléoles externes et internes.

L’estimation de la position du CoR de la hanche est plus complexe et est déduite à partir des repères anatomiques du bassin. En général, ces repères anatomiques sont : les épines iliaques postéro-supérieures, les épines iliaques antéro-supérieures, la symphyse pubienne et le grand trochanter.

Plusieurs études dans la littérature proposent des méthodes d’estimation des centres et des axes de rotation pour des articulations comme le genou ou la hanche. Toutefois, aucune étude proposant une méthode prédictive d’estimation des CoR ou des AoR pour les articulations de la main n’a pu être trouvée.

I.3.3.3.2 Approche fonctionnelle

Une approche alternative à l’approche prédictive consiste à estimer la position et l’orientation des centres et des axes de rotation articulaires en s’appuyant sur les mouvements relatifs entre deux segments adjacents. Les mouvements utilisés pour estimer les CoR et les AoR sont les mouvements « purs » tels que la F-E, l’A-A ou la P-S ou les mouvements complexes comme la circumduction.

Plusieurs méthodes fonctionnelles d’estimation des CoR et des AoR ont été proposées dans la littérature. Ehrig *et al.* (2006) ont proposé de répertorier ces différentes méthodes en trois catégories :

- Les méthodes dans lesquelles des sphères sont superposées aux trajectoires des marqueurs (**Sphere fit methods** – Chang & Pollard, 2007b; Gamage & Lasenby, 2002; Piazza *et al.*, 2001). Pour cela, un segment est supposé fixe et l’autre est supposé mobile.
- Les méthodes de transformation unilatérale (**one sided approaches**). Dans ce cas un des segments est supposé fixe et l’autre mobile. Les trajectoires des marqueurs du segment supposé mobile sont donc exprimées dans le repère du segment fixe (Chèze *et al.*, 1998; Marin *et al.*, 2003). Bien que des erreurs soient créées du fait des changements de repères, les méthodes de transformation unilatérale sont les plus utilisées (Ehrig *et al.*, 2006).
- Les méthodes de transformation bilatérale (**two sided approaches**) où aucun des segments n’est considéré comme fixe et où aucun changement de repère n’est effectué, ce qui permet d’éliminer les erreurs dues aux changements de repères (Ehrig *et al.*, 2006).

Parmi les différentes méthodes d’estimation proposées dans la littérature, certaines d’entre elles utilisent une méthode d’estimation à l’aide des moindres carrés en superposant les trajectoires des marqueurs à une sphère (Gamage & Lasenby, 2002; Pratt, 1987), alors que d’autres auteurs préfèrent utiliser une méthode itérative pour estimer la position des centres et des axes de rotation (Marin *et al.*, 2003; Piazza *et al.*, 2001).

De nombreuses estimations des centres et des axes de rotation sont effectuées en superposant les trajectoires des marqueurs à des sphères. Différentes fonctions de minimisation ont été proposées dans la littérature. La fonction de minimisation proposée par Gamage and Lasenby (2002) est la suivante :

$$f = \sum_{p=1}^P \sum_{k=1}^N [(v_k^p - m)^2 - (r^p)^2]^2$$

où m est le CoR d’un ensemble de P marqueurs capturés sur N instants. La variable v_k^p est la position du marqueur p à l’instant k , et r^p est le rayon de la sphère de superposition du marqueur p . Toutefois, la minimisation de cette fonction favorise l’apparition d’erreurs géométriques ainsi qu’une sous-estimation du rayon des sphères (Chang & Pollard, 2007b). Piazza *et al.* (2001) proposent une autre méthode d’estimation du CoR à l’aide de superposition de sphères dans le cas de l’articulation de la hanche, mais en utilisant une méthode itérative. Pour cela, ils supposent que le fémur est le segment fixe et le tibia le segment mobile. Le centre de rotation de la hanche (x_c, y_c, z_c) exprimé dans le repère du pelvis et le rayon R de la sphère qui minimise la fonction d’optimisation $f(x_c, y_c, z_c, R)$ sont calculés à chaque itération :

$$f(x_c, y_c, z_c, R) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left| \sqrt{(x_i - x_c)^2 + (y_i - y_c)^2 + (z_i - z_c)^2} - R \right|$$

(x_i, y_i, z_i) sont les coordonnées du barycentre du groupe de 4 marqueurs fixés sur le fémur et exprimés dans le repère du pelvis à l’instant i . L’inconvénient de cette méthode est qu’il est nécessaire de fournir des valeurs initiales pour pouvoir minimiser la fonction. De plus, la précision d’estimation du CoR dépend de l’amplitude du mouvement utilisé.

Marin *et al.* (2003) proposent quant à eux une méthode d’estimation du CoR, non pas en superposant les trajectoires des marqueurs à la surface d’une sphère, mais en le définissant comme étant le point ayant le moins de mouvements dans un repère fixe. Cette méthode est appelée « méthode du point de minimale amplitude (**minimal amplitud point method**) ». Comme pour la méthode d’estimation de Piazza *et al.* (2001), cette méthode est confrontée au même problème de diminution de la précision dans le cas des mouvements de petites amplitudes.

Ehrig *et al.* (2006) présentent une méthode d’estimation du CoR également différente de celles déjà présentées plus haut. En effet, l’utilisation de la méthode **SCoRE** (Symmetrical CoR Estimation) ne considère aucun des segments comme fixe. Le principe de la méthode d’Ehrig *et al.* (2006) consiste à déterminer le centre de rotation qui soit constant par rapport à l’ensemble des deux segments. Pour cela, la fonction d’optimisation utilisée est la suivante :

$$f_{SCoRE}(c_1, c_2) = \sum_{i=1}^n \|R_i \cdot c_1 + t_i - (S_i \cdot c_2 + d_i)\|^2$$

Les termes c_1 et c_2 sont les centres de rotation exprimés dans les LCS, et (R_i, t_i) et (S_i, d_i) sont les termes de transformation permettant de passer du LCS vers le repère global. La position du CoR est calculée en faisant la moyenne entre les positions c_1 et c_2 des centres de rotation estimés.

Une des méthodes les plus utilisées pour l’estimation des AoR et recommandée par l’ISB (Wu *et al.*, 2002, 2005) est la méthode des axes hélicoïdaux (Chèze *et al.*, 2001; Chèze *et al.*, 1998; Domalain, 2010; Goubier, 2007). Pour cette méthode, le déplacement d’un solide entre deux positions dans un référentiel quelconque est caractérisé par une rotation d’amplitude θ et une translation d’une certaine amplitude suivant la direction k (Figure 35). La méthode d’estimation des axes hélicoïdaux proposée par Chèze *et al.* (1998) s’appuie sur les études de Spoor & Veldpaus (1980) et Veldpaus (1988). Il consiste en la détermination de la matrice de rotation R et du vecteur de translation t caractérisant le déplacement relatif fini à partir des trajectoires des marqueurs en utilisant la méthode de moindres carrés. Soit X_i et Y_i les coordonnées dans le repère de référence du segment proximal (supposé fixe) d’un point quelconque M_i appartenant au segment distal dans deux positions distinctes du solide. La fonction de minimisation à résoudre est :

$$\min \sum_{i=1}^n \|R \cdot X_i + t - Y_i\|^2$$

Pour résoudre cette équation, Chèze *et al.* (1998) s’appuient sur un algorithme proposé dans l’étude de Sodérkvist & Wedin (1993) et appelé algorithme de décomposition de la valeur singulière (SVD). Bien que cette méthode permette une estimation précise et stable des positions et des orientations des AoR, il nécessite néanmoins l’utilisation de mouvements d’amplitudes supérieurs à 20° afin d’avoir une estimation raisonnable des AoR.

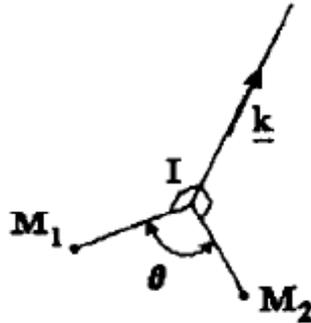


Figure 35. Définition d’un déplacement d’un solide entre deux positions M_1 et M_2 pour l’estimation de l’axe hélicoïdale (Chèze *et al.*, 1998).

Comme nous l’avons vu précédemment, certaines articulations possèdent un mouvement principal comme la F-E de l’articulation MCP du pouce, mais elles peuvent également posséder un mouvement secondaire comme l’A-A de l’articulation MCP du pouce pouvant influencer l’estimation de l’AoR du mouvement principal. Afin d’estimer de façon stable et robuste les AoR des articulations possédant un mouvement principal et possiblement des mouvements secondaires, Chang *et al.* (Chang & Pollard, 2007a) proposent de tenir compte des erreurs planaire δ_k^p et radiale ε_k^p dans la fonction de minimisation :

$$f = \sum_{p=1}^P \sum_{k=1}^N \left((\delta_k^p)^2 + (\varepsilon_k^p)^2 \right)$$

Pour cela, la trajectoire d’un marqueur est superposée au sens des moindres carrés à un cercle. Le centre du cercle correspond à un des points de l’AoR. De plus, l’AoR est dirigé par la normale n au plan contenant le cercle des moindres carrés. L’erreur ε_k^p correspond à la distance entre la position du marqueur et sa projection orthogonale sur le cercle des moindres carrés (Figure 36). L’erreur planaire δ_k^p correspond à la projection de l’erreur ε_k^p sur l’AoR. L’erreur radiale correspond, quant à lui, à la projection orthogonale de l’erreur ε_k^p sur le plan contenant le cercle des moindres carrés.

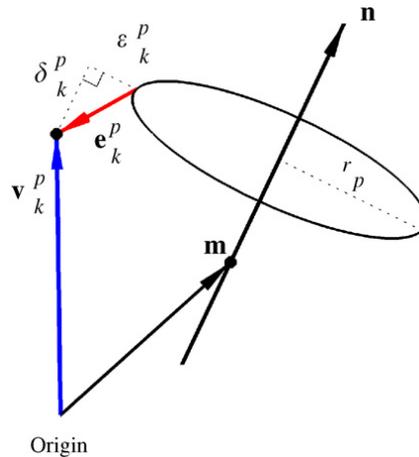


Figure 36. Définition des erreurs planaire δ_k^p et radiale ϵ_k^p à partir de la projection de l'erreur e_k^p suivant l'AoR estimé et orthogonal au plan contenant le cercle des moindres carrés estimé à partir de la trajectoire du marqueur (Chang & Pollard, 2007a).

Cette méthode permet de déterminer de façon stable et robuste les AoR des articulations dont les mouvements secondaires sont inférieurs à 50% du mouvement principal. Toutefois, cette méthode ne tient pas compte des mouvements de peau qui peuvent également affecter l'estimation des AoR.

Plusieurs méthodes d'estimation fonctionnelle des CoR ou des AoR ont été proposées dans la littérature. Ces méthodes sont mathématiquement plus ou moins complexes à assimiler et nécessitent la connaissance de bases mathématiques et mécaniques poussées pour pouvoir les mettre en application. Cependant, ces méthodes permettent d'estimer les positions et les orientations des CoR et des AoR avec une bien meilleure précision que les méthodes prédictives, à condition que les amplitudes de mouvement utilisés pour l'estimation de ces paramètres ne soient pas trop petites et que les artefacts dus aux mouvements de peau ne soient pas trop importants.

1.3.3.4 Synthèse sur la définition des paramètres cinématiques

Différentes définitions des systèmes de coordonnées et différentes séquences de rotation ont été proposées dans la littérature. Les LCS des segments osseux de la main peuvent être définis soit à l'aide de points anatomiques de référence, soit à l'aide des centres et des axes fonctionnels de rotation des articulations. Toutefois, les FCS semblent plus adaptés pour l'étude de mouvements complexes de la main. De plus, des recommandations ont été suggérées par l'ISB pour la définition des LCS et des repères articulaires. Toutefois, ces recommandations sont à prendre avec précaution, notamment concernant la définition des axes de rotation et le choix de la séquence de rotations qui sont adaptés en fonction des principaux mouvements effectués par les articulations étudiées. Dans tous les cas, il est important de préciser la méthode choisie pour la définition des axes des différents repères et la séquence de rotations.

Enfin, il existe deux approches concernant les méthodes d'estimation des CoR et des AoR des différentes articulations du corps humain : l'approche prédictive qui s'appuie sur des relations empiriques sur les points anatomiques de référence, et l'approche fonctionnelle qui s'appuie sur des méthodes de calculs mathématiques, ainsi que sur les mouvements relatifs entre deux segments adjacents. Aucune méthode d'estimation prédictive n'a été trouvée pour la main. De plus, les estimations obtenues avec ces méthodes sont moins précises que dans le cas des méthodes fonctionnelles. Dans la plupart des méthodes fonctionnelles proposées, l'estimation des CoR est

obtenue par superposition de sphères aux trajectoires des marqueurs du segment mobile exprimées dans le LCS du segment fixe. En revanche, aucun des segments n’est considéré comme fixe pour l’estimation du CoR avec la méthode SCoRE (Ehrig *et al.*, 2006). Pour l’estimation des AoR, la méthode des axes hélicoïdaux est généralement utilisée. Toutefois, il est possible d’estimer les positions et les orientations des AoR par superposition de cercles par rapport aux trajectoires des marqueurs et à l’aide de fonction de minimisation.

I.4 Capture du mouvement de la main

Plusieurs systèmes de capture du mouvement ont été utilisés pour capturer les mouvements de la main (Allin *et al.*, 2010; Degeorges *et al.*, 2005; Ryu *et al.*, 2006a). Les systèmes optoélectroniques sont couramment utilisés pour la capture du mouvement de la main (Braido & Zhang, 2004; Nataraj & Li, 2013; Shen *et al.*, 2012). D’autres systèmes sont également utilisés pour la capture du mouvement de la main à l’aide de marqueurs : les systèmes d’imagerie par résonance magnétique (IRM) (Braido & Zhang, 2004a), les systèmes ultrasons (Hermsdörfer, Marquardt, Wack, & Mai, 1999).

En fonction du problème étudié, des articulations étudiées par les auteurs et les mouvements effectués par les sujets pendant les essais expérimentaux, différents protocoles de capture et de pose des marqueurs ont été proposés dans la littérature.

I.4.1 Les systèmes de capture du mouvement

I.4.1.1 Les goniomètres et les électrogoniomètres

Les goniomètres sont des systèmes de mesure non-invasifs externes composés d’un ensemble articulé d’axes rigides. Ils permettent de mesurer, manuellement ou électroniquement (Figure 37), les amplitudes de mouvement des articulations en rotation et en translation. Bien que ces systèmes de mesure aient de bonnes performances en termes de précision (Chao *et al.*, 1980), ils sont encombrants et leur taille ne permet pas de pouvoir les utiliser efficacement sur des segments de petits tailles comme les phalanges de la main ou ne sont pas adaptés pour certaines articulations, notamment l’articulation TMC du pouce (Goubier *et al.*, 2009).

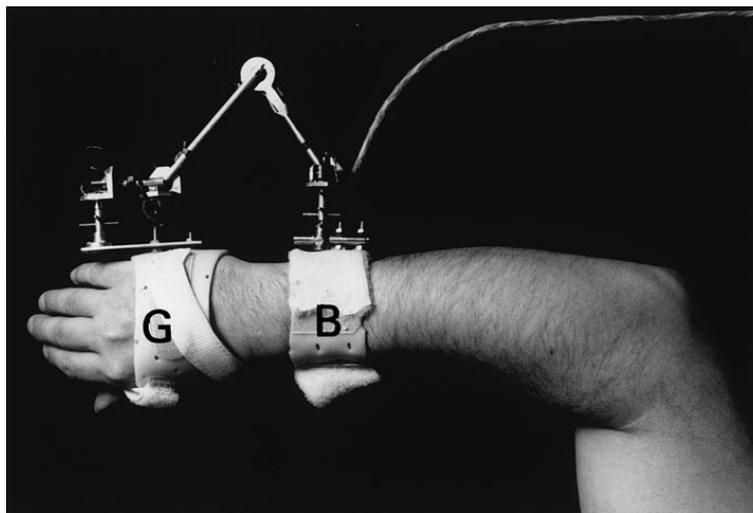


Figure 37. Electrogoniomètre employé dans l’étude de Salvia *et al.* (2000) afin de quantifier les amplitudes de mouvement du poignet.

I.4.1.2 Les systèmes d’imagerie par rayons X ou par résonance magnétique (IRM)

Plusieurs auteurs ont également effectué la capture et l’analyse du mouvement de la main à l’aide d’images obtenues par rayons X ou par images IRM, notamment pour les articulations inter-carpien et l’articulation TMC qui sont particulièrement difficile d’accès.

I.4.1.2.1 Les systèmes de radiographie et de fluoroscopie, et les CT-scans

Certains de ces auteurs ont effectué des radiographies de la main dans plusieurs positions différentes afin d’analyser les mouvements entre les os. Cependant, le gros inconvénient de la radiographie est que les rayons X sont extrêmement nocifs pour la santé (Smagt & Stillfried, 2008). En général, ces études sont généralement limitées à des cas ex vivo (Cooney *et al.*, 1981; Imaeda *et al.*, 1993) ou à des cas médicaux avec des patients (Kapandji & Kapandji, 1993). L’inconvénient des études ex vivo est que les pièces anatomiques étudiées sont prélevées sur des cadavres. De ce fait, les propriétés des tissus mous, des tendons et de la structure musculaire s’en trouvent modifiées. Or, le comportement de ces tissus ont une influence importante sur la cinématique de la main (Stillfried & Smagt, 2010). De plus, les radiographies ne permettent que d’obtenir une image en 2D à chaque position et elles ne sont limitées qu’aux études statiques.

Afin de parer le problème des radiations à forte dose, ainsi que la vision en 2D de la position des os et de permettre d’effectuer des études in vivo hors du contexte médical, les auteurs utilisent maintenant les CT-scans pour étudier la cinématique des articulations de la main. En effet, les CT-scans émettent de faibles doses de radiation pour obtenir une image en 2D du squelette de la main sur plusieurs couches successives (Halilaj *et al.*, 2014; Halilaj *et al.*, 2013; Moojen *et al.*, 2002; Sonenblum *et al.*, 2004; Sun *et al.*, 2000) et avec une grande résolution. De plus, le fort contraste entre les os et les tissus mous permet d’effectuer une segmentation des os de manière automatique ou semi-automatique à partir des images 2D, et d’obtenir une reconstruction 3D des os en seulement quelques secondes ou quelques minutes. En revanche, les CT-scans ne sont limités qu’aux études statiques.

Enfin, la fluoroscopie est également une autre méthode d’imagerie utilisant de faibles doses de radiation et permettant de voir les déplacements des os et des objets ferromagnétiques en temps réel et in vivo (Figure 38). Rash *et al.* (1999) et Kuo *et al.* (2002) utilisent ce système comme « gold standard » pour comparer et valider les captures du mouvement du pouce et des doigts de la main à l’aide d’un système optoélectronique. Bien que la fluoroscopie permette de faire des études dynamiques, ce type de système ne permet d’avoir que des images en 2D.

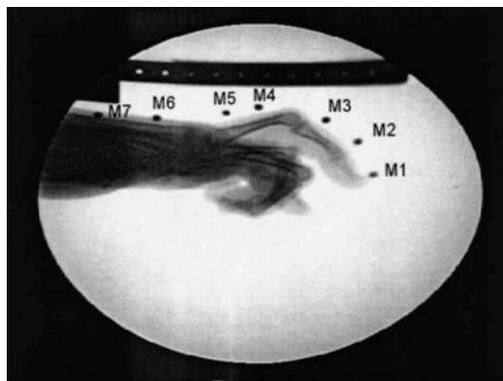


Figure 38. Analyse du mouvement par fluoroscopie à l’aide de marqueurs ferromagnétiques collés sur l’index Su *et al.* (2002).

Bien que les doses de radiation émises par les CT-scans et les systèmes d’imagerie par fluoroscopie soient faibles, celles-ci restent nocives et peuvent provoquer des cancers (Stillfried & Smagt, 2010). Afin de palier cet inconvénient, d’autres auteurs préfèrent utiliser les systèmes d’Imagerie par Résonance Magnétique pour étudier la cinématique de la main.

I.4.1.2.2 Les systèmes d’Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

Contrairement aux systèmes utilisant des rayons X, les systèmes IRM sont non-invasifs pour le corps humain, ce qui permet d’avoir une image du segment étudié *in vivo* et en toute sécurité. De plus, les images obtenues ont une grande résolution (Ryu *et al.*, 2006) (Figure 39). C’est pourquoi cette technique d’imagerie est utilisée par de nombreux auteurs, soit pour étudier la cinématique des articulations de la main (Miyata *et al.*, 2005), soit pour quantifier les mouvements de peau (Ryu *et al.*, 2006), ou bien créer des modèles cinématiques de la main (Gabiccini *et al.*, 2013; Gustus *et al.*, 2012; Stillfried & Smagt, 2010). Cependant, le temps d’acquisition des images IRM est nettement plus long que celui des CT-scans, ce qui nécessite d’immobiliser la main pendant toute la durée d’acquisition. De plus, cette durée dépend fortement de la résolution d’image choisie (Ryu *et al.*, 2006). Un autre inconvénient des images IRM est que la segmentation des images est plus longue et plus lourde que celle des CT-scans. En effet, le contraste entre les tissus mous et les os est moins important que dans le cas des CT-scans. En conséquence, la segmentation des images ne peut se faire que manuellement, bien qu’une reconstruction semi-automatique ait été proposée par Ryu *et al.* (2006).

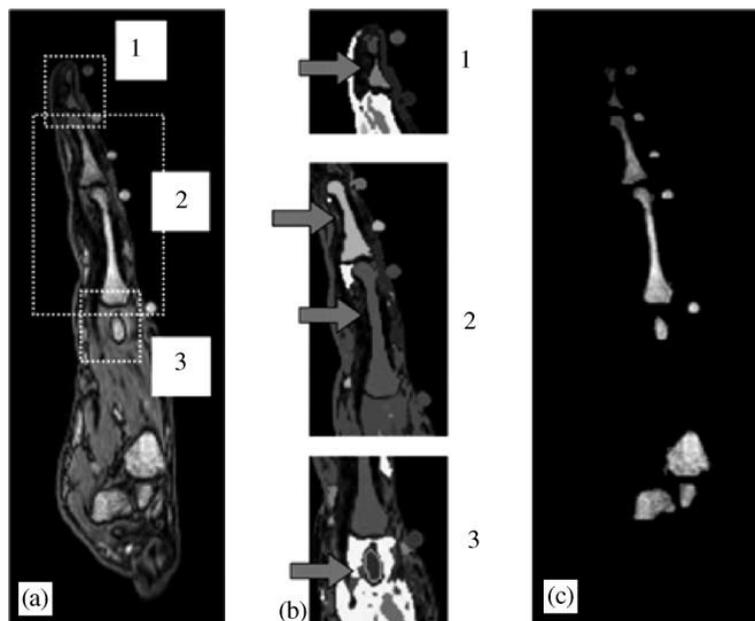


Figure 39. Images IRM d’un doigt de la main sur lequel sont collés des marqueurs afin de quantifier les mouvements de peau lors de la prise d’un objet cylindrique (Ryu *et al.*, 2006).

I.4.1.3 Les systèmes magnétiques

Dans le cas des systèmes magnétiques, la capture du mouvement est effectuée à l’aide d’une source émettant un champ magnétique et d’un capteur positionné sur le segment étudié de la main. La position et l’orientation du capteur sont mesurées par rapport à la source d’émission à travers le champ magnétique. Un des avantages de ce système de mesure est qu’il permet d’utiliser plusieurs capteurs pour une seule source d’émission et qu’il est non-invasif. Cependant, les capteurs magnétiques sont encombrants et ne conviennent pas pour des segments de petites tailles comme les doigts. De plus, les capteurs magnétiques doivent être reliés à une source d’alimentation, ce qui peut gêner l’exécution de

certaines mouvements de la main. La précision des mesures est linéairement dépendante de la distance entre le capteur et la source d’émission, et ce, à l’intérieur même du volume de mesure (Richards, 1999). Enfin, la présence d’objets métalliques à l’intérieur du volume de mesure provoque la distorsion du champ magnétique, ce qui conduit également à des erreurs de mesure (Day *et al.*, 1998; Kuo *et al.*, 2003; Quam *et al.*, 1989; Raab *et al.*, 1979).

1.4.1.4 Les systèmes ultrasons

Les systèmes ultrasons sont également utilisés à l’aide de marqueurs pour la capture du mouvement. Le principe de fonctionnement est basé sur l’évaluation du temps de transmission des impulsions d’ultrasons émis par les marqueurs et réceptionné par trois microphones montés sur un panneau fixe. Ces systèmes de capture ne sont pas invasifs et possèdent une bonne résolution spatiale (Allin *et al.*, 2010; Degeorges *et al.*, 2005). De plus, les marqueurs sont petits et légers, ce qui est pratique dans le cas de la capture du mouvement de la main (Hermsdörfer *et al.*, 1999). Cependant, ces marqueurs nécessitent d’être connectés à une source d’alimentation et les câbles électriques peuvent gêner les mouvements de la main. Enfin, des erreurs de mesure peuvent apparaître si les marqueurs ne sont pas dirigés directement vers le panneau (Hermsdörfer *et al.*, 1999).

1.4.1.5 Les data gloves

Les data gloves sont des gants dans lesquels sont insérées des fibres optiques ou des jauges de contraintes et qui permettent de mesurer les amplitudes angulaires en F-E et en A-A des articulations des doigts. Un capteur magnétique situé sur le dos du gant permet quant à lui de mesurer la position de la main dans l’espace 3D. Les data gloves sont utilisés pour des études *in vivo* de la main et pour la télémanipulation des robots.

Parmi les data gloves les plus couramment utilisés, on peut notamment citer le DataGlove (VLP Research) qui est composé de dix fibres optiques mesurant les angles articulaires en flexion-extension et en A-A. Ce type de gant possède une précision de mesure de l’ordre de 5 à 10° (Quam *et al.*, 1989 ; Sturman *et al.*, 1994). Le CyberGlove (Virtual Technology) est le data glove le plus utilisé actuellement pour la capture des mouvements de la main (Fischer *et al.*, 1998; Kessler *et al.*, 1995; Maycock *et al.*, 2011; Rezzoug & Gorce, 2008; Sturman & Zeltzer, 1994; Todorov & Ghahramani, 2004; Turner *et al.*, 2000) (Figure 40). Il est quant à lui composé de 22 jauges de contraintes permettant de mesurer les angles de F-E et d’A-A. Il est considéré comme étant le gant le plus précis capable de rivaliser avec les systèmes optoélectroniques pour la mesure de mouvements fins et complexes.



Figure 40. Utilisation du CyberGlove pour le tracking des postures de la main (Cobos *et al.*, 2010).

L’avantage des data glove est que la main peut être mesurée quelque soit sa position et les mouvements effectués dans l’espace (Rezzoug & Gorce, 2008). Cependant, l’utilisation de ces gants entraîne une perte d’amplitude des mouvements des doigts, ainsi qu’une perte de sensibilité (Maycock

et al., 2011). De plus, les gants sont produits en tailles standards (Erol *et al.*, 2007). Enfin, pour des mesures précises il est nécessaire de calibrer le gant à chaque sujet, afin d’adapter les paramètres tels que les longueurs de doigts, les gains et les offset des capteurs (Turner *et al.*, 2000). Cette phase de calibration est longue, complexe (Griffin & Findley, 2000; Maycock *et al.*, 2011; Todorov & Ghahramani, 2004).

I.4.1.6 Les systèmes vidéo

I.4.1.6.1 Les systèmes vidéo de capture du mouvement sans marqueur

Les systèmes vidéo de capture du mouvement sans marqueur permettent de capturer les postures de la main à l’aide des contours de celle-ci obtenue sur des images 2D (Erol *et al.*, 2007 ; Corazza *et al.*, 2007, Liu *et al.*, 2011). L’avantage de cette méthode est qu’il s’agit d’une capture directe, non-invasive, et qui ne nécessite pas d’éléments intermédiaires comme les gants ou les marqueurs pouvant gêner, voir limiter, les mouvements naturels de la main (Fu *et al.*, 2010). Bien que cette méthode soit robuste face aux occlusions des doigts pouvant apparaître pendant les mouvements, elle est peu précise et est très gourmande en calculs informatiques (Corazza *et al.*, 2007; Fu & Santello, 2010; Liu, 2011).

I.4.1.6.2 Les systèmes optoélectroniques

Les systèmes optoélectroniques sont largement utilisés pour la capture tridimensionnelle du mouvement, notamment celui de la main (Nataraj & Li, 2013; Shen *et al.*, 2012). Pour cela, des marqueurs sont collés sur la peau du sujet, et les mouvements des marqueurs sont filmés par un ensemble de caméras disposées autour du volume de mesure. Ces caméras ne sont réceptrices qu’à la lumière infrarouge, ou proche infrarouge. Chaque caméra capture les mouvements en 2D. La position des marqueurs dans l’espace 3D est obtenue à l’aide des images 2D de l’ensemble des caméras grâce à un algorithme développé par Abdel-Aziz & Karara (1971), et appelé « **Direct Linear Transformation** ». La capture du mouvement à l’aide d’un système optoélectronique nécessite donc l’utilisation d’au moins deux caméras.

Il s’agit d’un système non-invasif (Chang & Pollard, 2007a) permettant une capture du mouvement in-vivo des mouvements du sujet. Bien que ce type de système soit onéreux et que la phase de calibration soit longue, son utilisation par la suite est simple et il permet la capture du mouvement de plusieurs marqueurs simultanément et en temps réel. En plus d’être léger (Nataraj & Li, 2013) et facile à coller ou à décoller grâce à du scotch double face (Williams *et al.*, 2014) ou de la colle spéciale peau (Dalla Bella & Palmer, 2011), la petite taille des marqueurs, jusqu’à 1.5 mm de diamètre (Devos *et al.*, 2014), rend leur utilisation très pratique dans le cas des petits segments comme les phalanges de la main. Des mouvements simples ou complexes de la main peuvent être mesurés avec une grande précision (Luker *et al.*, 2014).

Deux types de marqueurs sont utilisés avec les systèmes optoélectroniques : les **marqueurs actifs** et les **marqueurs passifs**. Dans le cas des marqueurs actifs, la lumière infrarouge est émise par les marqueurs qui sont équipés d’une diode électroluminescente (LED) (Figure 41). Cette lumière infrarouge est captée par les caméras, permettant ainsi d’obtenir la position 3D des marqueurs à partir des images 2D de chaque caméra. L’inconvénient des marqueurs actifs est que chaque marqueur nécessite d’être relié à une source d’alimentation. Or, les câbles d’alimentation peuvent gêner l’exécution des mouvements naturels, particulièrement lorsque de nombreux marqueurs sont collés sur le sujet. Différents systèmes optoélectroniques utilisant des marqueurs actifs sont utilisés dans la littérature. On peut notamment citer le système Optotrack (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada) (Bae & Armstrong, 2011; Maletsky *et al.*, 2007; Marin *et al.*, 2003; Schmidt *et al.*, 2009), le

système Polaris (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada) (Goubier *et al.*, 2009; Wiles *et al.*, 2004), ou encore le système Phase Space (San Leandro, CA, USA) (Fu & Santello, 2010; Gabiccini *et al.*, 2013).

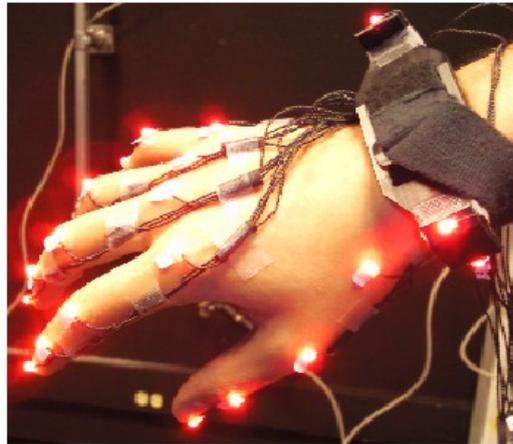


Figure 41. Utilisation de marqueurs actifs du système Phase Space pour la capture du mouvement de la main (Fu & Santello, 2010).

Dans le cas des marqueurs passifs, la lumière infrarouge est émise par un ensemble de LED formant un halo lumineux autour de l’objectif de la caméra. Les marqueurs sont, quant à eux, des petites sphères recouvertes d’un revêtement réfléchissant, ce qui permet de réfléchir la lumière infrarouge émise par les caméras (Figure 42). Cette lumière réfléchiée par les marqueurs est ensuite captée par les caméras, permettant ainsi d’obtenir la position 3D des marqueurs à partir des images 2D de chaque caméra. Parfois, certains auteurs préfèrent utiliser des marqueurs hémisphériques plutôt que sphériques. En effet, le centre de la sphère étant directement en contact avec la peau, cela permet de réduire les erreurs de mesure angulaires (Murgia *et al.*, 2004). Là aussi, plusieurs systèmes optoélectroniques utilisant des marqueurs passifs sont utilisés dans la littérature (Richards, 1999). On peut notamment citer le système Vicon (VICON, Oxford Metrics Ltd, Oxford, UK) (Cempini *et al.*, 2015; Murgia *et al.*, 2004; Vignais & Marin, 2014; Windolf *et al.*, 2008; Yang *et al.*, 2012), le système Motion Analysis (Santa Rosa, California, USA) (Fedorcik *et al.*, 2012; Hebert *et al.*, 2014; Lu *et al.*, 2013, 2015; Sakai *et al.*, 2006; Su *et al.*, 2005; Yi *et al.*, 2009), le système Qualisys (Qualisys, Glastonbury, CT, USA) (Albrecht *et al.*, 2014; Benoit *et al.*, 2006; Kotecha, O’Leary, Melmoth, Grant, & Crabb, 2009).



Figure 42. Utilisation des marqueurs passifs pour la capture des mouvements de la main à l’aide du système Vicon (Braido & Zhang, 2004).

Bien qu’il y ait de nombreux avantages à utiliser des marqueurs, ceux-ci comportent aussi certains inconvénients. Parmi ceux régulièrement mentionnés dans la littérature, il y a le risque d’occlusion des marqueurs pendant les mouvements (Goebl & Palmer, 2008; Nataraj & Li, 2013; Yi *et al.*, 2009), ainsi

que le risque de superposition des trajectoires lorsque les marqueurs sont trop proches les uns des autres (Dalla Bella & Palmer, 2011; Degeorges *et al.*, 2005). De plus, ces marqueurs peuvent parfois présenter une gêne pour le sujet dans la réalisation de certains mouvements. Enfin, des artefacts dus aux mouvements de peau sont présents dans les trajectoires des marqueurs (Buczek *et al.*, 2011; Chang & Pollard, 2007b; Murgia *et al.*, 2004; Nataraj & Li, 2013; J. H. Ryu *et al.*, 2006).

Malgré ces inconvénients, les systèmes optoélectroniques n'en restent pas moins les systèmes de capture du mouvement les plus précis parmi tous ceux utilisés dans la littérature, et dont la précision est inférieure à 1 mm (Bockemühl *et al.*, 2010; Braido & Zhang, 2004; Chan *et al.*, 2011). Toutefois, leur utilisation nécessite de prendre quelques précautions afin de limiter les effets des inconvénients sur la mesure des trajectoires. Nous verrons dans la suite de ce mémoire quels sont ces précautions, puis nous présenterons les différents protocoles de pose des marqueurs utilisés dans la littérature pour la capture du mouvement de la main.

1.4.1.7 Synthèse sur les différents systèmes de capture du mouvement

Différentes méthodes ont été utilisées pour la capture du mouvement de la main dans la littérature. Les goniomètres sont très utilisés dans le milieu médical pour une évaluation rapide des amplitudes des mouvements du patient. Toutefois leur manque de précision, ainsi que la difficulté d'utilisation de ces instruments les rendent difficilement exploitables pour une analyse précise des mouvements de la main. Les scanners et des IRM ont l'inconvénient pour le premier d'être invasif du fait de l'utilisation des rayons X, ou très long en acquisition en plus de ne pouvoir capturer que des positions statiques pour le second système. L'utilisation des systèmes magnétiques et par ultrasons est également contraignante car ils nécessitent que les capteurs soient à proximité de la source de champ magnétique pour le premier, ou que les capteurs soient orientés vers le panneau d'émission des ultrasons pour le second.

Les systèmes les plus utilisés pour la capture du mouvement de la main sont les data gloves et les systèmes optoélectroniques. Les avantages que possèdent les data gloves sont qu'ils permettent une capture dynamique et non-invasive des mouvements de la main, quelque soit sa position. Toutefois, les gants peuvent gêner les mouvements de la main et provoquer une perte de sensibilité lors des mouvements de prise d'objets. Bien que l'utilisation des marqueurs puisse gêner la réalisation de certains mouvements, notamment dans le cas des marqueurs actifs, et qu'il y ait des risques d'occlusion de marqueurs, les systèmes optoélectroniques sont néanmoins les systèmes les plus précis et les plus utilisés pour la capture dynamique et in vivo du mouvement.

Nous allons procéder dans la suite de cette partie à un inventaire des différents protocoles de pose des marqueurs sur la main, puis nous présenterons les différentes postures et les différents mouvements effectués par les sujets pour la capture et l'analyse du mouvement de la main.

1.4.2 Les protocoles de pose des marqueurs sur la main

1.4.2.1 Les difficultés liées à l'utilisation de marqueurs en capture du mouvement

Une des principales difficultés de la capture du mouvement est d'obtenir une bonne précision des mesures quelques soient les mouvements effectués par la main (Endo, Tada, & Mochimaru, 2014). La main est capable d'effectuer de nombreux mouvements et de nombreuses postures, ce qui peut entraîner des risques d'occlusion des marqueurs. Afin de limiter ces risques, les marqueurs sont toujours collés sur la face dorsale de la main qui est visible la plupart du temps par les caméras (Dalla Bella & Palmer, 2011; Goebel & Palmer, 2008). En effet, la face palmaire de la main devient invisible aux caméras lorsque toutes les articulations sont en flexion complète. Le risque d'occlusion des marqueurs est donc plus faible si ceux-ci sont placés sur la face dorsale.

De plus, les segments de la main sont de petites tailles, ce qui rend les spécifications techniques de la capture du mouvement très exigeants (Hebert *et al.*, 2014; Cheryl D Metcalf & Notley, 2011). En effet, des superpositions de trajectoires des marqueurs peuvent se produire quand les distances entre les marqueurs sont trop petites. Les phalanges des doigts étant de petites tailles, ce risque de superposition est accru. C’est pourquoi une certaine distance doit être conservée entre deux marqueurs afin de limiter les risques de superposition.

Les artefacts dus aux mouvements de peau sont également un problème récurrent dans la plupart des études de capture du mouvement. Du fait des propriétés élastiques de la peau, des déformations de la peau apparaissent pendant les mouvements de la main. Ces déformations provoquent un mouvement relatif entre les marqueurs et entre les marqueurs et les os sous-jacents. Ces artefacts de mouvements s’ajoutent aux trajectoires des marqueurs, provoquant ainsi une erreur de mesure. Du fait de l’hypothèse des segments rigides, ces erreurs de mesure des trajectoires se répercutent par la suite sur le calcul de position et d’orientation des segments osseux de la main, ainsi que sur le calcul des amplitudes angulaires (Schmidt *et al.*, 1999).

Afin de limiter les effets dus aux mouvements de peau, certains auteurs suggèrent de conserver une certaine distance entre les marqueurs et les articulations. Les déformations de peau sont les plus importantes à proximité des articulations (Metcalf *et al.*, 2008; Ryu *et al.*, 2006). D’autres auteurs suggèrent, quant à eux, de coller les marqueurs sur des supports en plastique, plutôt que directement sur la peau, afin d’empêcher le mouvement relatif entre les marqueurs provoqués par les mouvements de peau (Nataraj *et al.*, 2014a, 2014b; Shen *et al.*, 2012). Toutefois, ces supports en plastique n’empêchent pas les mouvements des marqueurs par rapport aux os sous-jacents.

Enfin, la reproductibilité de la pose des marqueurs sur la main est également une autre difficulté rencontrée par les auteurs (Metcalf *et al.*, 2008; Nataraj & Li, 2013; Shen *et al.*, 2012). En effet, une faible reproductibilité de la pose des marqueurs peut entraîner une variation des variables mesurées dans les mêmes conditions expérimentales et biaiser leur comparaison. Afin d’optimiser la reproductibilité du protocole de pose des marqueurs et d’obtenir des mesures qui soient comparables, il est préférable d’utiliser un protocole de pose simple (Metcalf *et al.*, 2008). Pour cela, certains auteurs suggèrent de coller les marqueurs sur des points anatomiques palpables (Bockemühl *et al.*, 2010; Murgia *et al.*, 2004b; Zhang *et al.*, 2005).

1.4.2.2 Les protocoles de pose des marqueurs sur la main

En plus des difficultés liées à l’utilisation de marqueurs, d’autres facteurs peuvent également avoir un impact sur le choix du protocole de pose des marqueurs : le but de l’étude, les articulations étudiées, les mouvements effectués, les variables mesurées et les sujets participant aux mesures expérimentales (Metcalf & Notley, 2011). Plusieurs protocoles de pose de marqueurs sur la main ont été proposés dans la littérature. Quatre méthodes de pose des marqueurs ont été recensées par Metcalf *et al.* (2008) : « ***One marker per segment*** », « ***Two markers per segment*** », « ***Three markers per segment*** » et « ***Rod axis system*** ».

Dans la méthode « ***One marker per segment*** » (Figure 43.a), des points anatomiques osseux palpables sont utilisés pour coller un marqueur sur les articulations MCP, IPP et IPD des doigts (Baker *et al.*, 2007; Braido & Zhang, 2004; Carpinella *et al.*, 2006; Cempini *et al.*, 2015; Gupta *et al.*, 1998; Kolwadkar *et al.*, 2011; Mason *et al.*, 2001; Somia *et al.*, 1998; Zhang *et al.*, 2005). Cette méthode de pose des marqueurs est simple et peut être mise en place pour des routines cliniques ou académiques (Metcalf & Notley, 2011). De plus, cette méthode est particulièrement bien adaptée dans le cas des phalanges de petites dimensions chez les enfants. Enfin cette méthode est extrêmement reproductible. Cependant, elle ne permet pas de faire une analyse cinématique tridimensionnelle de chacun des

segments de la main. En effet, au moins trois marqueurs sont nécessaires pour pouvoir créer des FCS pour chaque segment (Lu & O’Connor, 1999).

Dans la méthode « *Two markers per segment* » (Figure 43.b), des points anatomiques osseux palpables sont également utilisés pour coller les marqueurs sur les extrémités proximale et distale des articulations MCP, IPP et IPD (Chiu & Wang, 1998; Lu *et al.*, 2013, 2015; Ryu *et al.*, 2006; Vignais & Marin, 2011; Vignais & Marin, 2014). Cette méthode a l’avantage de limiter les effets des artefacts dus aux mouvements de peau. Cependant, comme pour la méthode « One marker per segment », la méthode « Two markers per segment » ne permet pas de décrire la cinématique tridimensionnelle de chacun des segments de la main.

Dans la méthode « *Three markers per segment* » (Figure 43.c), les trois marqueurs sont collés de façon non-colinéaire sur chaque segment de la main (Devos *et al.*, 2014; Endo *et al.*, 2014; Goislard de Monsabert *et al.*, 2014). Cette méthode est plus complexe et est plus difficile à utiliser chez les sujets avec de petites phalanges comme chez les enfants. La configuration non-colinéaire des marqueurs permet la création de LCS sur chaque segment, ce qui permet de faire une analyse cinématique tridimensionnelle de chaque segment de la main. De plus, comme les marqueurs sont collés à une certaine distance des articulations, les artefacts dus aux mouvements de peau sont également limités.

Dans la méthode « *Rod axis system* » (Figure 43.d), des tiges sur lesquelles sont fixés des marqueurs sont collées sur les articulations ou sur les segments de la main (Chèze *et al.*, 2001; Degeorges *et al.*, 2005; Goubier *et al.*, 2009; Li & Tang, 2007). Cette méthode permet de limiter les artefacts dus aux mouvements de peau en empêchant les mouvements relatifs entre les marqueurs. Cependant, elle n’empêche pas le mouvement des marqueurs par rapport aux os sous-jacents. L’utilisation des tiges permet également une meilleure visibilité des marqueurs par les caméras. De plus, l’utilisation de tripodes permet la création de LCS, et donc une analyse tridimensionnelle des mouvements de la main. De la même manière que les tiges, des supports en plastique sur lesquels sont fixés les marqueurs sont aussi utilisés dans certaines études (Domalain *et al.*, 2011; Endo *et al.*, 2014; Nataraj *et al.*, 2014a, 2014b; Schmidt *et al.*, 1999; Shen *et al.*, 2012). Ces supports en plastique permettent également de faire une analyse cinématique tridimensionnelle des mouvements de la main (Degeorges *et al.*, 2005; Endo *et al.*, 2014). Les mouvements relatifs entre les marqueurs sont supprimés (Domalain *et al.*, 2011; Schmidt *et al.*, 1999b; Shen *et al.*, 2012), mais pas les mouvements des marqueurs par rapport aux os sous-jacents. Les supports en plastique ont également l’avantage d’être moins encombrants que les tiges. Toutefois, la différentiation des marqueurs par les caméras est moins bonne que dans le cas des tiges, ce qui augmente le risque de superposition des trajectoires.

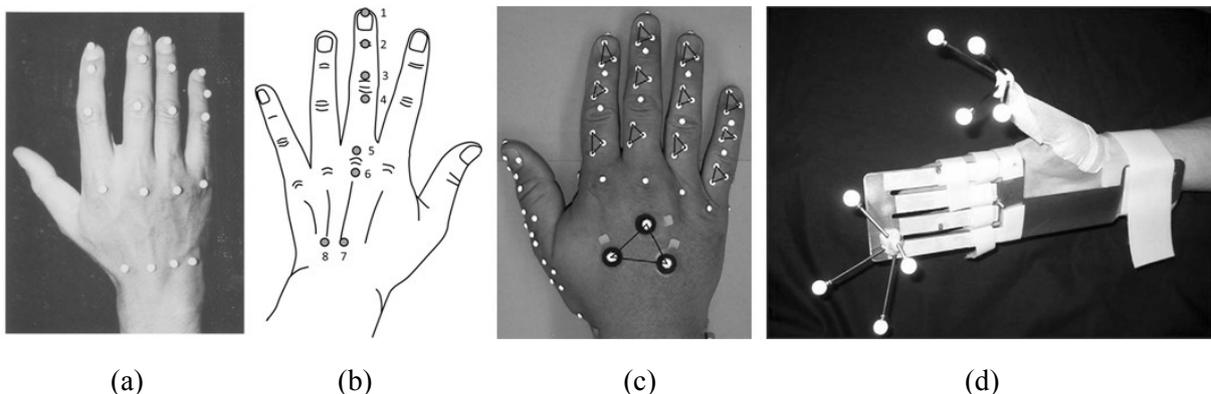


Figure 43. Différentes méthodes de pose des marqueurs sur les doigts: (a) « one marker per segment » (Somia *et al.*, 1998); (b) « two markers per segment » (Lu *et al.*, 2015); (c) « three markers per segment » (Buczek *et al.*, 2011); (d) « rod axis » (Goubier *et al.*, 2009).

La plupart des protocoles de pose des marqueurs suggérés dans la littérature peuvent être regroupés parmi ces quatre méthodes. Cependant, il existe certains protocoles où seulement un marqueur est collé à l’extrémité distale de chaque doigt (Albrecht *et al.*, 2014; Bertram *et al.*, 2005; Cempini *et al.*, 2015; Luker *et al.*, 2014; Suttle *et al.*, 2011). De ce fait, une méthode supplémentaire peut être ajoutée à la classification établie par Metcalf *et al.* (2008) : la méthode « **One marker on fingernail** ». Cette méthode est simple à utiliser et reproductible. Toutefois, il n’est pas possible de créer de LCS pour chaque segment, et cette méthode ne permet pas de faire une analyse cinématique de chacun des segments de la main.

1.4.2.3 Protocole de pose des marqueurs sur la face dorsale du carpe

En plus d’être collés sur les doigts, les marqueurs sont également collés sur la face dorsale du carpe. Différents protocoles de pose des marqueurs sont également proposés dans la littérature. Toutefois, contrairement aux doigts, aucune classification n’a été proposée. Pourtant, trois méthodes de pose des marqueurs sur la face dorsale du carpe sont régulièrement utilisées dans la littérature : la méthode « **One marker on the palm** », la méthode « **Two marker per metacarpal** » et la méthode « **Three markers on the palm** ».

Dans la méthode « **One marker on the palm** » (Figure 44.a), un marqueur est collé au dessus de la base du troisième métacarpien (Braido & Zhang, 2004; Goebel & Palmer, 2013; Metcalf & Notley, 2011; Zhang *et al.*, 2005). Cette méthode permet notamment la création de plusieurs LCS sur la face dorsale du carpe et de pouvoir étudier le creusement du carpe (Metcalf *et al.*, 2008).

Dans la méthode « **Two markers per metacarpal** » (Figure 44.b), deux marqueurs sont collés sur la base et la tête de chaque os métacarpien (Furuya *et al.*, 2014a; Furuya *et al.*, 2014b; Luker *et al.*, 2014; Vignais & Marin, 2014). Cette méthode de pose de marqueurs est plus complexe. Toutefois, elle permet de faire une analyse cinématique en 2D ou en 3D des articulations MCP.

Dans la méthode « **Three markers on the palm** » (Figure 44.c), seulement trois marqueurs sont collés sur la face dorsale du carpe, ce qui permet de créer un LCS du carpe. Cette méthode est généralement utilisée lorsqu’un doigt est étudié en particulier (Chang & Pollard, 2007a, 2007b; Lu *et al.*, 2013, 2015), ou bien lorsqu’un mouvement global de la main ou de l’avant-bras est étudié par rapport à la face dorsale du carpe (Kuo *et al.*, 2009; Murgia *et al.*, 2004b).

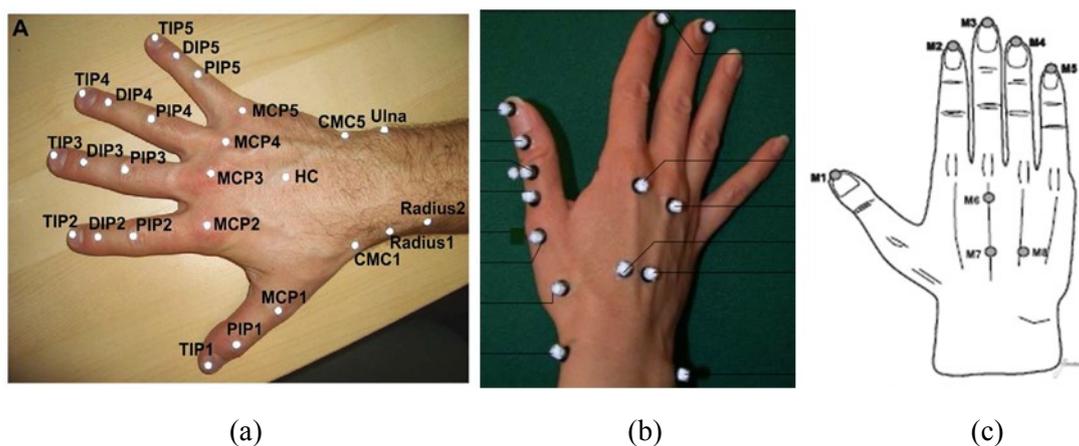


Figure 44. Différentes méthodes de pose des marqueurs sur la face dorsale du carpe: « **one marker on the palm** » (Goebel & Palmer, 2013); « **two markers on the palm** » (Luker *et al.*, 2014); « **three markers on the palm** » (Kuo *et al.*, 2009).

1.4.2.4 Synthèse des protocoles de pose des marqueurs sur la main

De tous les systèmes de capture du mouvement, les systèmes optoélectroniques sont les plus précis et les plus utilisés. Différents protocoles de pose des marqueurs ont été suggérés dans la littérature. De manière générale, les marqueurs sont collés sur la face dorsale de la main afin de limiter les occlusions de marqueurs pendant les mouvements, et de préférence à une certaine distance des articulations afin de limiter les artefacts dus aux mouvements de peau.

Les pluparts des protocoles de pose des marqueurs sur les doigts proposés dans la littérature peuvent être répertoriés en quatre groupes : la méthode « one marker per segment », la méthode « two markers per segment », la méthode « three markers per segment », et la méthode « rod axis ». Différents protocoles de pose des marqueurs sur la face dorsale du carpe ont également été proposés et répertoriés en trois groupes : la méthode « one marker on the palm », la méthode « two markers per metacarpal », et la méthode « three markers on the palm ».

Afin de faire une analyse cinématique tridimensionnelle des articulations de la main, il est nécessaire de pouvoir créer des LCS pour chacun d'entre eux, et pour cela de coller au moins trois marqueurs sur chacun de ces segments. Afin que les sujets ne soient pas gênés par les marqueurs pendant les mouvements, mais aussi de limiter les artefacts dus aux mouvements de peau et les superpositions de trajectoires, des marqueurs passifs de petits diamètres sont généralement préférés.

1.4.3 Mouvements et postures utilisés pour l'analyse cinématique de la main

1.4.3.1 Taxonomie des postures de la main

En plus des mouvements fonctionnels simples tels que les mouvements de flexion-extension, A-A et P-S, et des mouvements fonctionnels complexes tels que la circumduction du pouce, la main est capable de prendre une infinité de postures du fait des nombreuses articulations qu'elle possède et de s'adapter à la forme d'objets divers et variés à manipuler. Plusieurs études ont tenté de classer ces différentes postures, afin d'avoir un meilleur aperçu des différentes postures pouvant être effectuées par la main. Elles sont également utilisées pour évaluer les capacités de mouvement de la main et les progrès effectués lors d'un programme de rééducation, ou bien pour évaluer la dextérité de préhension et de manipulation d'objets par les robots (Cobos *et al.*, 2010; Savescu *et al.*, 2004).

Une des premières classifications des postures de la main proposées dans la littérature est celle de Schlesinger qui répertorie les différentes postures de la main en six catégories en fonction de la forme géométrique de l'objet à manipuler : « cylindrique », « sphérique », « crochet », « latérale », « palmaire », et « extrémité » (Bullock *et al.*, 2012; Cutkosky, 1989; Savescu *et al.*, 2006). Toutefois, le choix de la posture ne dépend pas principalement de la forme géométrique de l'objet mais de la tâche à effectuer. En effet, un couvercle d'un bocal sera tenu avec l'extrémité des doigts lorsqu'il s'agira simplement de le dévisser du bocal, alors la posture de la main sera plus ferme dans le cas du desserrage avec le blocage du couvercle entre les phalanges des doigts d'un côté, et le pouce et l'hypothenar, de l'autre côté. Le choix de la posture de la main doit donc tout d'abord être classé en fonction de la tâche à effectuer.

C'est de ce constat qu'est parti Napier (1956), en plus de celui d'assurer la stabilité et la sécurité de la prise de préhension de l'objet, pour établir sa classification des différentes postures de préhension. Bien que plusieurs facteurs puissent influencer le choix de la prise de préhension, comme la géométrie de l'objet, sa taille ou son poids, le choix de la posture se fera avant tout en fonction de la tâche à effectuer avec l'objet. Ainsi, il divise les prises de préhension en deux catégories : **les prises de force** et **les prises de précision**. Lorsque les conditions de stabilité et de sécurité sont prédominantes, la prise de force est préférée. Cette prise se caractérise par une large surface de contact entre l'objet, les doigts

et la paume de la main, mais également par une faible mobilité, voire une incapacité à transmettre des mouvements de précision avec les doigts. En revanche, lorsque des conditions de sensibilité et de dextérité sont exigées, c’est la prise de précision qui est préférée. Dans ce cas, l’objet est tenu avec l’extrémité des doigts et du pouce.

La position du pouce joue un rôle important dans la transmission de la composante de précision à la posture. Lorsque le pouce est en adduction et se rapproche du plan palmaire, c’est la précision de la posture qui est recherchée. Plus le pouce tend vers l’abduction en s’éloignant du plan palmaire, plus la posture tend vers une prise de force afin d’assurer la stabilité de la prise en appliquant des efforts opposés à ceux transmis par les doigts et la paume. La prise de force est maximale lorsque le pouce est en abduction complète et que la pulpe du pouce repose sur les faces dorsales des phalanges des autres doigts. Bien que Napier (1956) ait précisé l’importance de la définition de la tâche à effectuer dans le choix de la posture, la classification qu’il a proposé est incomplète et ne permet pas de répertorier certaines postures comme la prise de type « pince latérale » par exemple. En effet, cette prise à la particularité de combiner à la fois prise de précision et prise de force.

Cutkosky (1989) considère, quant à lui, que les deux principaux facteurs influençant le choix de la posture de la main sont la tâche à effectuer et la géométrie de l’objet à manipuler. En effet, différentes postures peuvent être utilisées pour un même objet en fonction de la tâche à effectuer du fait de la redondance articulaire que possède la main (Braido & Zhang, 2004a). Mais, différentes postures peuvent également être utilisées pour des objets ayant le même poids, dont la tâche effectuée est la même, mais ayant une forme géométrique différente. De ce fait, la classification proposée par Cutkosky (1989) (Figure 45) s’appuie sur celles déjà présentées par Schlesinger et par Napier (1956). En effet, celle-ci se divise d’abord entre prises de force et prises de précision de gauche à droite. Au fur et à mesure que l’on descend dans l’arbre de classification, la description des postures se fait en fonction de la tâche à effectuer, ainsi que de la géométrie de l’objet à manipuler.

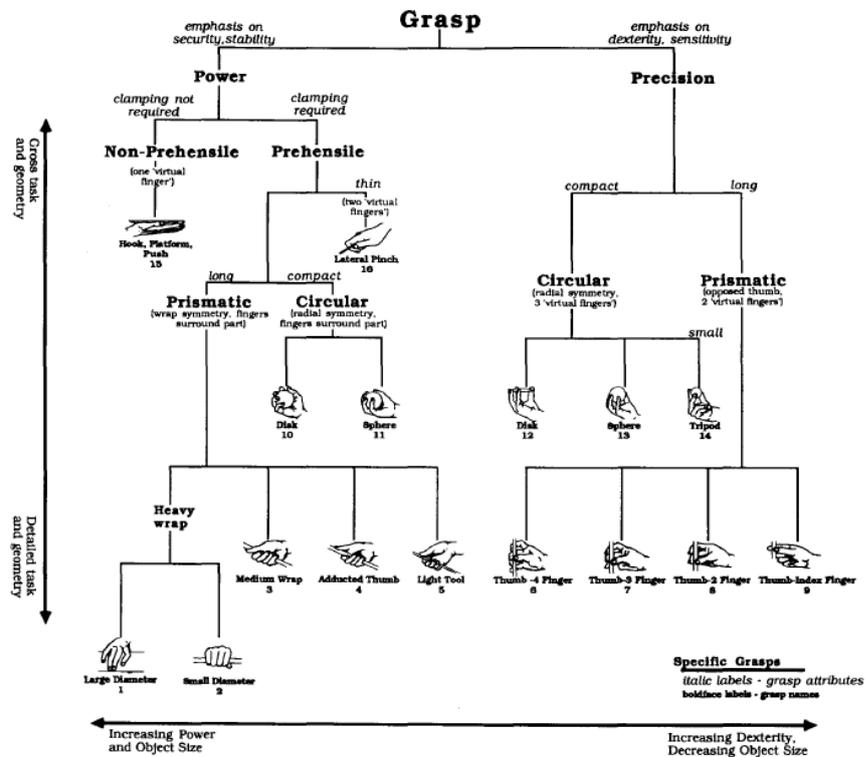


Figure 45. Taxonomie des différentes postures de la main proposée par Cutkosky (1989).

Bien que la taxonomie de Cutkosky (1989) soit nettement plus complète, celle-ci ne permet pas de répertorier les différentes postures de la main. En effet, elle tient compte principalement des mouvements de préhension. Peu de prises non-préhensives sont décrites dans cette classification. Les possibilités de mouvements internes pouvant exister au sein d’une même prise ne sont pas prises en compte dans cette classification. Par exemple, la posture de la main dans le cas de la préhension d’un stylo en position d’écriture est généralement une posture tridigitale. Toutefois, des mouvements internes au niveau des articulations sont nécessaires pour pouvoir atteindre cette finesse du mouvement des doigts qu’exige l’écriture.

C’est à partir de ces constats que Bullock *et al.* (2012) ont proposé une nouvelle taxonomie qui s’appuie largement sur celle proposée par Cutkosky (1989), mais qu’ils complètent en prenant en compte les postures dites « avec contact » et les postures dites « sans contact », ainsi que les postures de préhension et les postures non-préhensives. D’autre part, l’auteur tient compte également des postures pour lesquelles il existe des mouvements internes. Au fur et à mesure que l’on descend dans le tableau, on trouve la description de postures nécessitant de plus en plus de précision. De la même manière, une description des postures exigeant une plus grande dextérité est effectuée en se déplaçant de gauche à droite de la classification. La dextérité est définie comme étant la capacité à effectuer une tâche plus ou moins complexe (Bullock *et al.*, 2012).

Bien que cette classification soit plus complète que celle proposée par Cutkosky (1989), elle ne permet toujours pas de faire la description de l’ensemble des postures pouvant être effectuées avec la main. En effet, elle ne tient pas compte par exemple des tâches bi-manuelles, ni des mouvements internes composés tels que l’écriture de messages sur un téléphone portable qui nécessitent la préhension du téléphone et le mouvement de frappe du doigt sur le clavier (Kapandji, 2005; Baker *et al.*, 2007, 2009). Toutefois, l’objectif de ces classifications n’est pas de décrire l’ensemble des postures de la main, ce qui serait impossible, mais de faciliter la description et la compréhension des principaux mouvements de la main, pour la conception de robots ou de prothèses par exemple, ou bien l’élaboration d’un protocole de capture du mouvement.

1.4.3.2 Les principaux mouvements étudiés dans la littérature

Dans les différentes études proposées dans la littérature sont donc généralement des mouvements fonctionnels simples, tels que la flexion-extension, l’A-A et la P-S, ou des mouvements fonctionnels complexes tels que la circumduction du pouce. Les mouvements permettent d’une part d’estimer les CoR et les AoR et de calibrer les modèles cinématiques de la main (Chèze *et al.*, 2001; Goislard de Monsabert *et al.*, 2014; Goubier *et al.*, 2009), mais également de pouvoir quantifier les amplitudes de mouvement. Somia *et al.* (1998) étudient le mouvement de flexion-extension des articulations IPP et IPD des doigts afin de déterminer dans quel ordre s’effectuent la flexion et l’extension de ces articulations. Crisco *et al.* (2015) étudient les mouvements de F-E et d’A-A de l’articulation TMC du pouce à l’aide de CT-scans afin d’observer l’évolution des orientations AoR de ces deux mouvements. Li & Tang (2007) étudient le mouvement d’opposition du pouce à la base du cinquième doigt afin de mieux comprendre la coordination des articulations du pouce dans la réalisation de ces mouvements fonctionnels complexes.

Des mouvements de prise d’objets sont également étudiés dans la littérature. Ces objets sont généralement de formes simples, telles que les cylindres, les sphères ou les cubes. Ainsi, Bae & Armstrong (2011) et Vignais & Marin (2011) étudient la prise de cylindres de différents diamètres pour l’évaluation de modèles cinématiques et musculo-squelettiques. Ryu *et al.* (2006) étudient également la prise de cylindre de différents diamètres pour quantifier les mouvements de peau sur les phalanges des doigts. Savescu (2006) utilise, quant à elle, des cylindres et des sphères afin de déterminer quels sont les objets et les diamètres les plus utilisés de manière naturelle d’une part, et d’autre part quelles sont les différentes stratégies adoptées pour la préhension de ces objets. Toutefois,

les mouvements de prise d’objets utilisés dans la vie quotidienne sont également étudiés. Rezzoug & Gorce (2008), évalue la précision de tracking d’un modèle cinématique de la main à l’aide d’un mug, d’une bouteille de 50cl, d’un stylo, d’un cube et d’une paire de ciseaux. Fu & Santello (2010) étudient la prise d’une paire de ciseaux, d’un couvercle de bocal, d’une clef, d’un stylo et d’une bouteille pour évaluer un modèle cinématique de la main.

Enfin, des mouvements non-préhensifs sont également étudiés tels que les mouvements de frappe des doigts sur un clavier de piano afin d’étudier la coordination entre les doigts entre un pianiste expert et un pianiste amateur (Fernandes & de Barros, 2012), ou l’évolution de cette coordination lorsque le tempo augmente (Shinichi Furuya, 2011). La cinématique des mouvements de frappe des doigts est également étudiée chez les dactylographes afin d’étudier l’évolution des paramètres cinématiques sur un clavier d’ordinateur standard et un clavier ergonomique (Baker *et al.*, 2007, 2009). Enfin, Lee & Tsai (2009) et Yi *et al.* (2009) proposent des méthodes de reconnaissance des postures de la main dans le cadre de l’apprentissage de la langue des signes.

1.4.3.3 Synthèse sur les mouvements et les postures utilisés pour l’analyse cinématique de la main

La main est un système poly-articulé capable de réaliser un grand nombre de postures et de mouvements. Afin d’avoir un meilleur aperçu et de faciliter la description des postures/mouvements pouvant être réalisés par la main, notamment en robotique et en clinique, différentes taxonomies ont été proposées dans la littérature. Les postures sont globalement en fonction de la tâche à effectuer. Les taxonomies concernent généralement les prises de préhension. Ces prises sont divisées en deux groupes : les prises de précision et les prises de force. Toutefois, on retrouve dans des taxonomies plus récentes les postures non-préhensives, comme support d’un plateau par exemple. En plus d’être répertoriées en fonction de la tâche à effectuer, les postures sont également répertoriées en fonction de la forme géométrique de l’objet et de son poids.

Parmi les mouvements régulièrement utilisés dans la littérature on retrouve tout d’abord les mouvements fonctionnels tels que la F-E, l’A-A, la P-S et la circumduction. Ces mouvements permettent d’évaluer les capacités fonctionnelles chez le sujet en évaluant les efforts et les amplitudes de mouvement en clinique. Ces mouvements servent également à calibrer et à valider les modèles cinématiques et musculo-squelettiques de la main dans le domaine de la robotique et de la réalité virtuelle. Des mouvements de prise d’objet sont également étudiés, en particulier les mouvements de prise d’objet cylindrique et sphérique, toujours dans le but d’évaluer les capacités fonctionnelles de la main ou de valider les modèles biomécaniques de la main. Des objets plus fins sont également utilisés afin d’évaluer la dextérité de manipulation de la main ou du modèle cinématique.

1.5 Synthèse du chapitre I

La main correspond à l’extrémité supérieure et effectrice du membre supérieur. Il s’agit d’un système poly-articulé très complexe, composé de 27 os et des 30 muscles intrinsèques et extrinsèques capables de mettre en mouvement les articulations et les segments osseux. Les principaux mouvements fonctionnels effectués par les articulations de la main sont la F-E, l’A-A et la P-S. Cette redondance articulaire permet également à la main d’adopter un grand nombre de postures et d’effectuer une multitude de mouvements pour la préhension et manipulation d’objets divers et variés, et ce avec une grande dextérité. De plus, la position particulière de la colonne du pouce en avant des autres doigts permet la formation de la pince pollici-digitale, ce qui fait de la main un outil de préhension et de manipulation extrêmement important dans la vie de tous les jours. Plusieurs taxonomies des postures de la main ont été proposées dans la littérature. Le choix de la posture de la main dépend principalement de la tâche à effectuer. Parmi les prises de préhension, on distingue tout d’abord dans

ces classifications les prises de force et les prises de précision. Ensuite, le choix de la prise dépend de la forme géométrique de l’objet à prendre et de son poids.

Du point de vue de la modélisation cinématique, les os de la main sont supposés comme étant des solides indéformables et les mouvements articulaires peuvent être décrits par trois rotations autour de trois axes différents et de trois translations suivant ces mêmes axes. En fonction de la géométrie des surfaces articulaires et des mouvements possibles de faire par les articulations, celles-ci sont modélisées par des liaisons mécaniques. De manière générale, les articulations de la main sont modélisées par des liaisons pivot, des liaisons sphériques et des liaisons de types joints de Cardan. La description des mouvements de la main dans les plans anatomiques de référence est difficile du fait de l’inclinaison du pouce par rapport au plan palmaire. Il est préférable pour la description des mouvements de la main de définir des repères anatomiques ou fonctionnels pour chaque segment, et de décrire les mouvements à l’aide de repères articulaires en s’appuyant sur les recommandations de l’ISB. La création de repères anatomiques nécessite l’identification de points anatomiques palpables ou identifiables à l’aide d’images médicales. Toutefois, cette méthode est onéreuse et demande beaucoup de temps. Les FCS nécessitent, quant à eux, l’identification d’axes fonctionnels de rotation. Bien que cette méthode soit plus complexe mathématiquement, elle permet une création plus précise et fidèle des axes de rotation fonctionnels de la main. Pour estimer ces axes, une capture des mouvements de la main est nécessaire.

Plusieurs instruments permettent de capturer les mouvements de la main, dont les data gloves et les systèmes optoélectroniques. Toutefois, les systèmes optoélectroniques offrent une meilleure précision des captures du mouvement et l’utilisation de marqueurs passifs laisse une plus grande liberté de mouvement. Plusieurs protocoles de pose des marqueurs et de réalisation des mouvements ont été proposés dans la littérature en fonction des objectifs de recherche souhaités. Différents mouvements sont étudiés afin de calibrer les modèles cinématiques de la main, en identifiant les CoR et les AoR des différentes articulations, mais également pour la validation de ces modèles. Ces mouvements sont généralement des mouvements fonctionnels tels que la F-E, l’A-A ou la P-S, ou bien des mouvements de préhension d’objets cylindriques, sphériques ou d’objets utilisés dans la vie de tous les jours.

Après avoir fait une description de l’anatomie descriptive et fonctionnelle de la main, ainsi qu’un état de l’art de différentes méthodes de capture et d’analyse du mouvement dans ce premier chapitre, nous pouvons passer à la présentation des matériels et méthodes utilisés lors de cette thèse pour l’analyse cinématique des mouvements de la main.

Chapitre II

-

Protocoles expérimentaux et outils d'analyse cinématique

II.1 Introduction

A partir des rappels anatomiques, de l'état de l'art concernant la capture du mouvement et de la modélisation cinématique de la main effectués dans le premier chapitre, nous allons, dans ce deuxième chapitre, présenter les matériels et méthodes utilisés pour la capture et l'analyse cinématique des mouvements de la main.

Dans une première partie, nous présenterons le protocole de capture du mouvement. Nous exposerons plus en détail la méthode de pose des marqueurs sur la main, ainsi que les différents mouvements effectués par les sujets lors des sessions de capture du mouvement. Puis, nous terminerons cette partie par le post-traitement des captures du mouvement.

La deuxième partie de ce chapitre aura pour but de présenter une méthode de modélisation cinématique de la main, ainsi que de mettre en place des outils de calcul et d'analyse des mouvements à l'aide des captures expérimentales. Pour cela, les hypothèses concernant la modélisation des segments et des articulations de la main seront exposées. Nous présenterons également différentes méthodes fonctionnelles d'estimation des CoR et des AoR, ainsi que les méthodes de construction des différents systèmes de coordonnées de la main. Nous terminerons cette partie par la présentation d'une méthode de quantification des amplitudes articulaires et la validation de cette méthode à l'aide d'un modèle numérique de la main.

La troisième partie concernera l'analyse cinématique de différents mouvements de la main issus de la capture du mouvement effectuée en première partie de ce chapitre, et ce, à l'aide des outils d'analyse cinématique développés dans la deuxième partie. Nous présenterons également dans cette partie les outils de calcul statistiques utilisés pour la comparaison des différents résultats.

Enfin, nous terminerons ce chapitre par une synthèse globale sur les différents protocoles et outils de calcul présentés dans les parties précédentes.

II.2 Protocoles de capture du mouvement

Au cours de la campagne de collecte de données expérimentales, une capture in vivo des mouvements de l'enveloppe externe de la main de chaque sujet a été effectuée à l'aide de marqueurs collés sur la peau. Suite aux sessions de capture du mouvement, une phase de post-traitement des données est effectuée afin de les rendre exploitables pour la suite de l'analyse.

II.2.1 Données anthropométriques des sujets

Dans le but d'effectuer une analyse cinématique personnalisée de la main humaine, une campagne d'essais expérimentaux a été menée sur plusieurs sujets sains. Quatre sujets masculins et cinq sujets féminins ont accepté de participer à cette campagne et ont signé un formulaire expliquant clairement le déroulement de la session de capture du mouvement. Les sujets ont été sélectionnés de façon à ce que les différentes catégories d'âge soient représentées : 20-30 ans, 30-40 ans, 40-50 ans et 50-60 ans. Ces sujets ont également été choisis de façon à ce que les différentes tailles de main soient représentées : petites, moyennes et grandes mains. D'autres données anthropométriques sur les sujets ont également été enregistrées (Tableau 17).

N° sujet	Genre	Age (an)	Taille (cm)	Poids (kg)	Main étudiée	Longueur main (mm)
1	M	24	163	58	Droite	152
					Gauche	153,5
2	M	33	187	87	Droite	206
					Gauche	201
3	M	40	174	70	Droite	181,5
					Gauche	-
4	M	54	175	73	Droite	175
					Gauche	176
5	F	19	175	60	Droite	174
					Gauche	168
6	F	21	178	59	Droite	179
					Gauche	-
7	F	22	165	60	Droite	164
					Gauche	160
8	F	39	158	50	Droite	155,5
					Gauche	157
9	F	49	165	74	Droite	165
					Gauche	164,5

Tableau 17. Données anthropométriques des sujets ayant participé à la campagne d'essais expérimentaux.

II.2.2 Protocole de capture du mouvement de la main

II.2.2.1 Le système de capture du mouvement

La capture du mouvement de la main est effectuée à l'aide du système optoélectronique Vicon (VICON, Oxford Metrics Ltd, Oxford, UK) composé de 17 caméras T160 disposées de 2 à 3 mètres autour du volume expérimental et synchronisées à une fréquence de 100 Hz (Figure 46). Le système nécessite une phase de calibration avant de passer à la partie expérimentale de capture du mouvement. Cette phase de calibration permet, d'une part, de définir le volume à l'intérieur duquel les mouvements seront capturés, et, d'autre part, de définir le repère global de capture du mouvement et de connaître la position de chacune des caméras dans l'espace afin de permettre une reconstruction 3D des images de capture du mouvement.



Figure 46. Salle expérimentale de capture du mouvement composée de 17 caméras optoélectroniques Vicon T160.

Comme nous l'avons vu dans le premier chapitre, ce type de système de capture du mouvement non-invasif permet de faire une capture dynamique et in vivo d'un grand nombre de marqueurs collés sur la peau du sujet (Chang & Pollard, 2007a).

II.2.2.2 *Protocole de pose des marqueurs*

Pour la capture du mouvement de la main, nous utilisons des marqueurs passifs. Comme il a été présenté dans la première partie de ce mémoire, plusieurs protocoles de pose des marqueurs sur la main ont été proposés dans la littérature. Afin de limiter le risque d'occlusion, tous les marqueurs sont collés sur la face dorsale de la main. De plus, pour permettre une analyse cinématique tridimensionnelle de chacun des segments osseux de la main, nous avons choisi la méthode « **three markers per segment** » (Metcalf *et al.*, 2008) pour le protocole de pose des marqueurs sur les doigts (Figure 47). Les phalanges étant de petites tailles, des marqueurs de 1,5 mm de diamètre sont collés sur chaque phalange des doigts afin de réduire au maximum les risques de gêne provoqués par les marqueurs pendant les mouvements (Figure 48). Sur chaque phalange, les marqueurs sont collés de façon à former un triangle dont le sommet est matérialisé par le marqueur collé sur la partie distale de la phalange et la base par les deux marqueurs collés dans la partie proximale. Un soin particulier a été pris à conserver une certaine distance entre les marqueurs et les articulations, afin que les trajectoires des marqueurs ne soient pas affectées par les artefacts dus aux mouvements de peau.

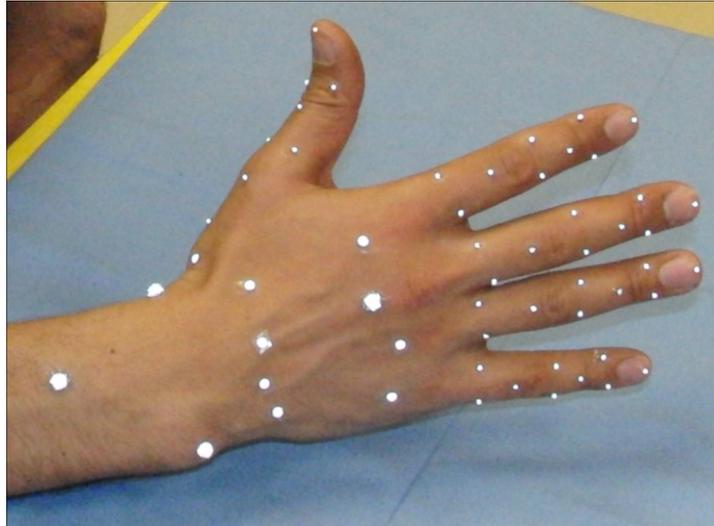


Figure 47. *Protocole de pose des marqueurs retenu pour la capture du mouvement de la main.*

Deux méthodes de pose des marqueurs ont été choisies pour les métacarpiens. Dans le cas des métacarpiens des doigts II à V, c'est la méthode « Two markers per metacarpal » qui a été choisie sur chacun des métacarpiens des doigts II à V à l'aide de marqueurs de 3 mm de diamètre. Un premier marqueur est collé juste au dessus de la base du métacarpien repéré par palpation. Le second marqueur est collé juste en dessous de la tête du premier métacarpien, également repéré par palpation.



Figure 48. *Comparaison des tailles des marqueurs de 1,5, 3 et 14 mm à une pièce de 1 centime d'euro.*

Dans le cas du premier métacarpien du pouce, trois marqueurs de 1.5 mm de diamètre ont été collés : un premier marqueur est collé juste au dessus de la base du premier métacarpien, un deuxième est collé juste en dessous de la tête du premier métacarpien, et un dernier marqueur est collé à quelques millimètre du milieu de la ligne formée entre les deux premiers marqueurs, vers la face palmaire.

Enfin, un dernier segment est formé à l'aide de trois marqueurs de 5 mm de diamètre collés sur l'avant-bras. Deux des trois marqueurs sont collés au niveau des processus styloïdes radial et ulnaire. Le dernier marqueur est, quant à lui, collé au niveau du creux formé entre le muscle extenseur des doigts et le muscle extenseur ulnaire du carpe.

Au total, 56 marqueurs sont collés sur la main de chaque sujet à l'aide d'une colle spéciale pour la peau et de scotch double face.

II.2.2.3 Position de référence du sujet

La position de référence pour la capture du mouvement (Figure 49) est la position dans laquelle se trouve le sujet et la main, au début et à la fin de chaque exercice présenté dans la suite ce protocole. Elle permet aux marqueurs d'être bien visible par toutes les caméras, et de faciliter la reconstruction de tous les segments.

Pour cela, le sujet est positionné face à la table, le bras légèrement tendu au-dessus de la table, la main étudiée est alignée par rapport à l'avant-bras, avec la face palmaire orientée vers le bas. Les doigts sont tendus et joints.

Au début, ainsi qu'à la fin, de la session de capture du mouvement, il est demandé au sujet de garder sa main en position de référence pendant 5 secondes. C'est durant cette position que sont créés tous les marqueurs, ainsi que les différents segments de la main, et la chaîne cinématique lors du post-traitement des trajectoires des marqueurs.

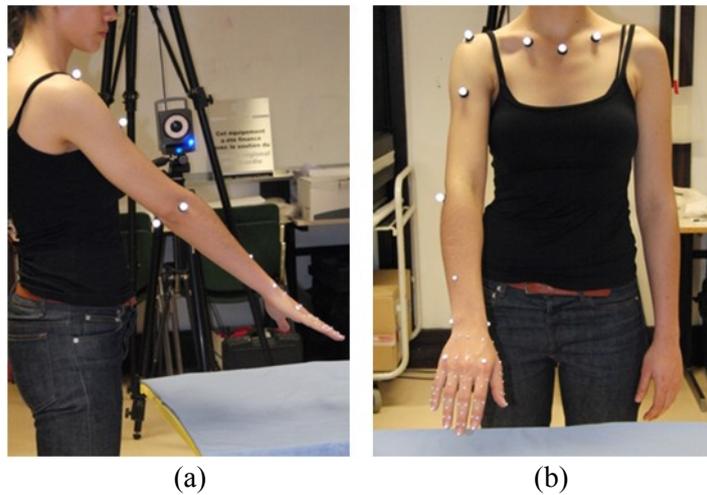


Figure 49. Position de référence du corps et de la main du sujet (a) sujet vu de profil, (b) sujet vu de face.

II.2.2.4 Listes des mouvements effectués

Plusieurs mouvements ont été effectués par les sujets lors des sessions de capture du mouvement. Ces mouvements sont divisés en deux catégories : les **mouvements fonctionnels**, les **mouvements de manipulations d'objets**. D'autre part, excepté un sujet, tous les mouvements ont été capturés pour la main droite et la main gauche.

II.2.2.4.1 Les mouvements fonctionnels

Les **mouvements fonctionnels** sont les mouvements de base réalisés par les articulations. Les principaux mouvements sont : la F-E, l'A-A, la P-S et la circumduction. Dans le cadre de ce protocole de capture du mouvement, les mouvements fonctionnels de la main sont divisés en trois catégories (Tableau 18) : les mouvements fonctionnels du poignet, les mouvements fonctionnels des doigts II à V et les mouvements fonctionnels du pouce.

Catégorie de mouvement	Nom du mouvement	Nom du fichier sur Vicon
Mouvements fonctionnels du poignet	F-E du poignet	FlexExtPoignet01
	A-A du poignet	AbdAddPoignet01
Mouvements fonctionnels des doigts II à V	F-E des MCP des doigts	FlexExtMCPdoigts01
	A-A des MCP des doigts	AbdAddDoigts01
	F-E des IPP et IPD des doigts	FlexExtIP01
Mouvements fonctionnels du pouce	F-E du pouce	FlexExtPouce01
	F-E IP du pouce	FlexExtIPPouce01
	A-A palmaire du pouce	AbdAddPalmPouce01
	A-A radiale du pouce	AbdAddRadPouce01

Tableau 18. Liste des mouvements fonctionnels effectués par les sujets lors des sessions de capture du mouvement de la main.

Des sessions de cinq cycles sont effectuées pour chaque mouvement. De plus, il est rappelé aux sujets que tous les mouvements commencent et se terminent avec la main étudiée en position de référence. Enfin, il est demandé au sujet de garder les doigts au repos lorsque les articulations ne sont pas sollicitées pour un exercice, afin de faire en sorte qu'ils restent visibles vis-à-vis des caméras pendant le mouvement.

Les principaux mouvements fonctionnels présentés dans le Tableau 18 ont déjà été décrits dans la partie 2.3 du chapitre I et ne seront donc pas décrits dans ce paragraphe. Uniquement les articulations nommées dans le mouvement sont mobilisées, les autres restent au repos.

II.2.2.4.2 Les mouvements de prise d'objets

Afin d'enrichir la base de données des mouvements capturés, des **mouvements de prise d'objets** de la vie quotidienne, et régulièrement étudiés dans la littérature scientifique (Fu & Santello, 2010; Rezzoug & Gorce, 2008; Ryu *et al.*, 2006; Vignais & Marin, 2011), sont également effectués par les sujets. Parmi les mouvements de manipulation d'objets régulièrement étudiés dans la littérature, on retrouve principalement : **les objets cylindriques** et **les objets sphériques** (Tableau 19). Des mouvements de manipulation d'un marteau, d'une pince ou d'un tournevis, représentant les prises de force et les prises de précision (Cutkosky, 1989; Napier, 1956), sont également étudiés.

La capture des mouvements de prise d'objets débute et se termine avec la main en position de référence au dessus de la table. Chaque mouvement est répété trois fois successivement au cours d'une même capture. Au top départ, le sujet prend l'objet à l'aide de la main recouverte de marqueurs, le soulève, puis le repose, et replace enfin la main en position de référence avant de recommencer le même enchaînement. Une fois les trois répétitions effectuées, le sujet se replace en position de référence et attend le top final marquant la fin de la capture.

Catégorie de mouvement	Nom du mouvement	Nom du fichier sur Vicon
Manipulation d'objets	Manipulation d'une petite bouteille d'eau de 50 cl pleine	PetiteBoutPleine01
	Manipulation d'une grande bouteille d'eau de 1,5 l pleine	GrandeBoutPleine01
	Manipulation d'une bille	Bille01
	Manipulation d'une balle de tennis	Tennis01
	Manipulation d'une balle de handball	Handball01

Tableau 19. Liste des mouvements de prise d'objets effectués par les sujets lors des sessions de capture du mouvement de la main

- **Prise d'objets cylindriques**

Parmi les prises d'objets cylindriques effectuées par les sujets, quatre prises de bouteilles d'eau ont été étudiées : deux petites bouteilles de 50 cl et de 65 mm, deux grandes bouteilles de 1.5 l et de 850 mm. Une des deux petites bouteilles est vide, alors que l'autre est pleine et pèse approximativement 0,5 kg. De même, une des grandes bouteilles est vide, alors que l'autre est pleine et pèse approximativement 1,5 kg.

De manière générale, la bouteille est posée sur la table en face du sujet et à proximité de la main étudiée (Figure 50.a). Au top départ, le sujet tend le bras pour prendre la bouteille (Figure 50.b), la soulève, puis la repose (Figure 50.c), et la main revient en position de référence. Le mouvement est répété trois fois au cours de la même capture, puis le sujet repose la bouteille sur la table, revient en position de référence jusqu'au top final de la capture.

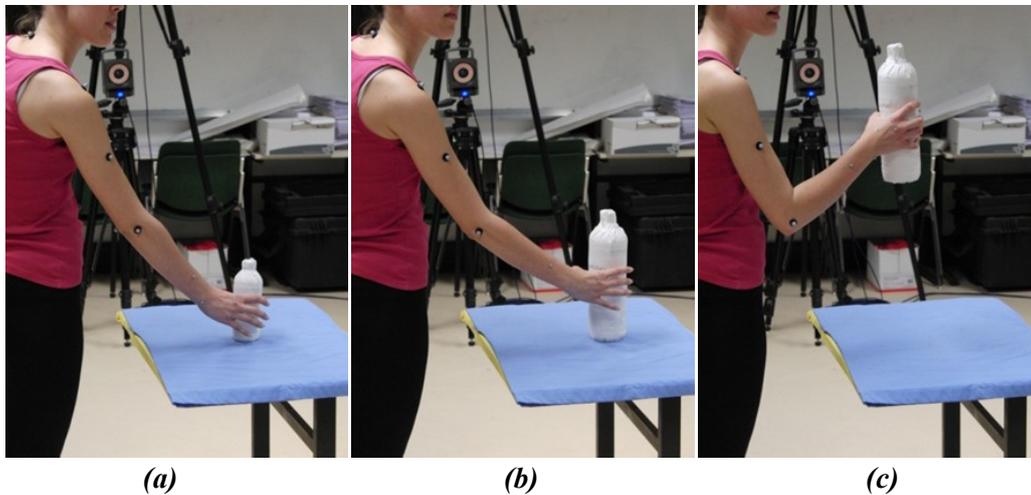


Figure 50. Capture du mouvement de prise d'objets cylindriques de diamètres et de poids différents dans le cas où la main droite est étudiée : (a) l'objet manipulé est une petite bouteille d'eau de 50 cl, pleine ou vide, posée sur la table, (b) l'objet manipulé est une grande bouteille d'eau de 1,5 l, pleine ou vide, posée sur la table, (c) bouteille d'eau de 1,5 l soulevée de la table.

- **Prise d'objets sphériques**

Comme pour les objets cylindriques, quatre prises d'objets sphériques de diamètres différents ont été capturées : une bille de 16 mm de diamètre (Figure 51.b), une balle de tennis de 65 mm de diamètre, et une balle de handball de 185 mm de diamètre (Figure 51.b).

L'enchaînement des mouvements et le nombre de cycles de préhension effectués par le sujet au cours d'une même capture sont les mêmes que dans le cas de la prise d'objets cylindriques dans le paragraphe ci-dessus.

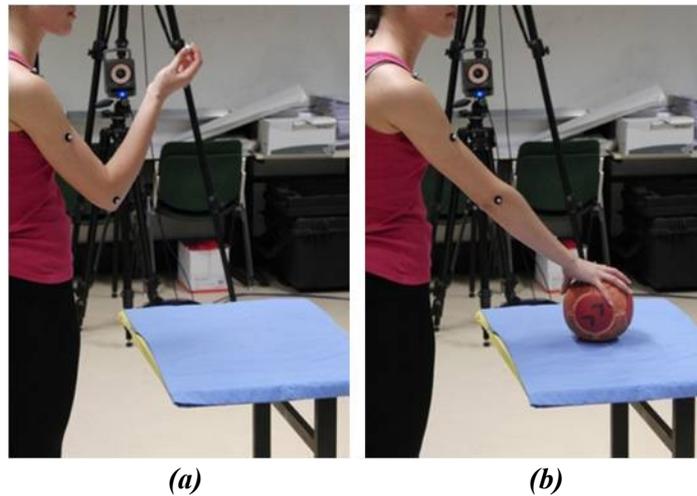


Figure 51. Capture du mouvement de prise d'objets sphériques de diamètres différents dans le cas où la main droite est étudiée : (a) préhension d'une bille de 16 mm de diamètre, (b) préhension d'une balle de handball de 185 mm de diamètre.

II.2.2.5 Labellisation des trajectoires des marqueurs

La labellisation des marqueurs à partir des vidéos des captures du mouvement permet d'identifier les différents marqueurs, ainsi que les différents segments de la main, et d'exporter leurs trajectoires. Cette labellisation est effectuée à l'aide du logiciel Vicon Nexus (VICON, Oxford Metrics Ltd, Oxford, UK) (Figure 52.a).

Les différents segments identifiés sur la main sont les phalanges de l'ensemble des doigts. Chaque phalange est matérialisée par trois marqueurs. Chacun des métacarpiens des doigts II à V est matérialisé par les deux marqueurs collés à proximité de sa base et de sa tête. En revanche, le premier métacarpien est, quant à lui, matérialisé par les trois marqueurs qui lui sont associés. Enfin, l'avant-bras est matérialisé par les trois marqueurs collés sur les processus styloïdes radial et ulnaire, et au niveau du creux formé entre le muscle extenseur des doigts et le muscle extenseur ulnaire du carpe.

Les différents segments de la main formés par les marqueurs sont nommés en fonction de leur position (Figure 52.b). Par exemple, le segment correspondant à la phalange distale du pouce est nommé D1P1 et celui de la phalange proximale est nommé D1P2. Dans le cas du segment correspondant à la phalange intermédiaire du doigt IV, celui-ci est nommé D4P2 lors de la labellisation, alors que les segments des phalanges proximale et distale du même doigt sont nommés D4P1 et D4P3 respectivement. Les segments correspondant aux métacarpiens des doigts I à V sont nommés dans le même ordre : M1, M2, M3, M4 et M5. Enfin, le segment correspondant à l'avant-bras est nommé AB1.

De même, les marqueurs sont nommés en fonction du segment auquel ils appartiennent, et en fonction de leur position au sein de ce segment (Figure 52.c). Par exemple, dans le cas du segment correspondant à la phalange proximale du doigt II (Figure 52), les marqueurs sont nommés D2P3M1 pour le marqueur situé à l'extrémité distale de la phalange (marqueur rouge), D2P3M2 pour le marqueur situé à l'extrémité proximale ulnaire de la phalange (marqueur vert) et D2P3M3 pour le marqueur situé à l'extrémité proximale radiale de la phalange (marqueur jaune). Dans le cas du segment correspondant au premier métacarpien, les marqueurs sont nommés M1M1 pour le marqueur situé à l'extrémité distale du premier métacarpien (marqueur rouge), M1M2 pour le marqueur situé à l'extrémité proximale du premier métacarpien (marqueur vert) et M1M3 pour le dernier marqueur (marqueur jaune). En revanche, pour les segments correspondant aux métacarpiens des doigts II à V qui ne possèdent chacun que deux marqueurs, ces derniers sont nommés M5M1 pour le marqueur situé à l'extrémité distale du métacarpien (marqueur rouge) et M5M2 pour le marqueur situé à l'extrémité proximale du métacarpien (marqueur vert) dans le cas du métacarpien du doigt V. Enfin, les marqueurs du segment de l'avant-bras sont nommés AB1M1 pour le marqueur collé sur le processus styloïde radial (marqueur rouge), AB1M2 pour le marqueur collé sur le processus styloïde ulnaire (marqueur vert), et AB1M3 pour le marqueur collé au niveau du creux formé entre le muscle extenseur des doigts et le muscle extenseur ulnaire du carpe (marqueur jaune).

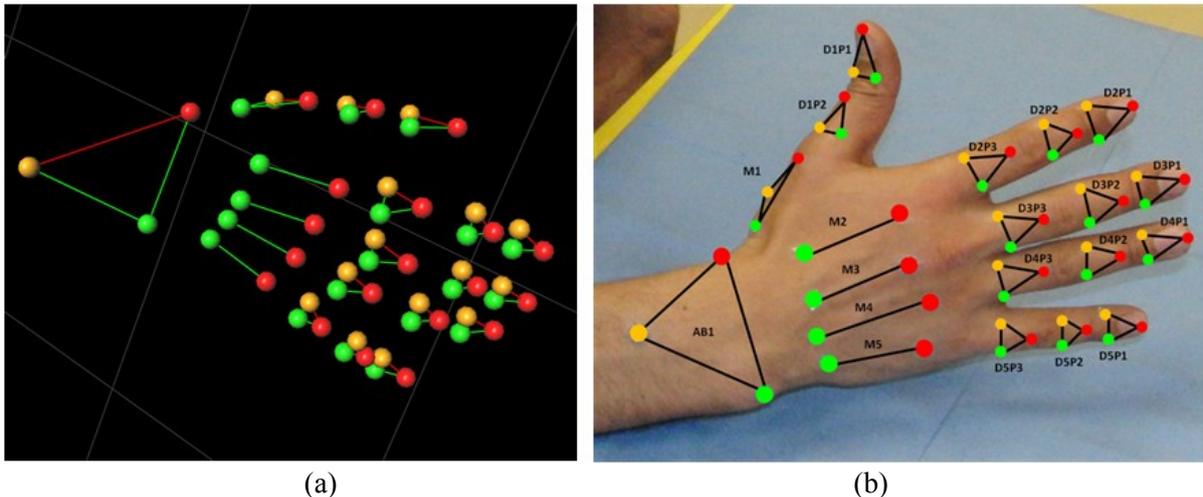


Figure 52. (a) Labellisation des marqueurs de la main droite sur Vicon Nexus, (b) schématisation et nomination des différents segments de la main à l'aide des marqueurs.

Les mouvements sont : les *positions de référence* des mains droites et gauches, les *mouvements fonctionnels* et les *mouvements de prise d'objets*. Comme nous le verrons par la suite, les *positions de référence* sont les positions des mains des sujets à partir desquelles sont quantifiées les amplitudes de mouvement. Les *mouvements fonctionnels* sont utilisés, d'une part, pour l'estimation des paramètres cinématiques des articulations de la main, et, d'autre part, pour l'analyse cinématique des mouvements fonctionnels de la main. Enfin, les *mouvements de prise d'objets* feront également l'objet d'une analyse cinématique dont nous parlerons plus en détail par la suite.

II.2.3 Synthèse

Pour la capture du mouvement de la main, une plateforme composée de 17 caméras Vicon T160 est utilisée pour les différentes captures in vivo du mouvement de la main une fois le système calibré. Un total de 56 marqueurs de 1,5 et 3 mm de diamètre sont collés sur les mains droites et gauches de 11 sujets de différentes tranches d'âges. Deux types de méthodes ont été utilisées pour la pose des marqueurs : la méthode « *Three markers per segment* » et la méthode « *Two markers per metacarpal* ». L'avantage de cette méthode de pose est qu'elle permet de définir la position et l'orientation dans l'espace tridimensionnel de chacun des segments.

Au cours de la capture du mouvement, plusieurs types de mouvements sont effectués par les sujets : *Les mouvements fonctionnels* et *les mouvements de prise d'objets*. Ces mouvements sont effectués depuis la *position de référence* et sont répétés un certain nombre de fois au cours d'une même capture.

Un post-traitement des captures du mouvement de la main est effectué en labellisant les marqueurs, permettant, ainsi, de les identifier et de pouvoir en extraire les trajectoires pour l'analyse cinématique par la suite.

Maintenant que les marqueurs ont été labellisés et que leurs trajectoires sont exploitables, nous allons présenter dans la prochaine partie les hypothèses faites sur la modélisation cinématique de la main, ainsi que les outils de calcul développés dans le but d'analyser le comportement cinématique à partir des captures du mouvement effectuées.

II.3 Modèle cinématique et mise en place des outils d'analyse

La description du modèle cinématique de la main et du poignet consiste dans un premier temps à définir les différents segments et les différentes liaisons mécaniques reliant les segments, ainsi que les différentes hypothèses simplificatrices utilisées pour la description de ce modèle. Ensuite, des LCS associés à chaque segment du modèle cinématique sont créés à chaque instant à partir des positions des marqueurs. Ceci permet d'estimer, par la suite, la position et l'orientation des CoR et des AoR des articulations de la main, puis de définir les FCS de chacun des segments du modèle cinématique. Enfin la description cinématique qualitative et quantitative des mouvements articulaires est effectuée à l'aide des FCS définis précédemment.

La définition des différents repères du modèle cinématique et la description cinématique des mouvements articulaires sont effectuées à l'aide des trajectoires des marqueurs issues de la capture du mouvement et du logiciel de calculs numériques Matlab 7.6 (Mathworks, Inc., Natick, MA). Toutefois, les trajectoires des marqueurs sont contaminées par des bruits de hautes fréquences dus aux systèmes de mesure. C'est pourquoi, avant tout calcul sur Matlab, les trajectoires des marqueurs sont filtrés à l'aide d'un filtre passe-bas de type Butterworth d'ordre 2 et de fréquence de coupure 5 Hz, afin d'éliminer les bruits hautes fréquences (Chèze *et al.*, 2001; Chèze *et al.*, 1998). Le filtrage est effectué à l'aide de la fonction Matlab « *filtfilt* ».

II.3.1 Définition des segments et des liaisons mécaniques

Les différents segments de la main sont considérés comme des solides rigides. Ainsi, les différentes phalanges des doigts I à V sont modélisées par des segments rigides, de même que le premier métacarpien du doigt I. Du fait de la petite taille des os du carpe et des faibles amplitudes de mouvement des articulations inter-carpiens et des articulations CMC des doigts II à V, l'ensemble de la paume est considéré comme un unique segment rigide.

Les articulations de la main et du poignet sont modélisées par une ou plusieurs liaisons pivot supposées parfaites. Les articulations IPP et IPD des doigts II à V, ainsi que l'articulation IP du pouce sont modélisées par une seule liaison pivot en F-E. Les articulations MCP des doigts II à V sont modélisées par deux liaisons pivot en F-E et en A-A dont les axes sont supposés orthogonaux. L'articulation MCP du pouce est modélisée par une liaison pivot en F-E et l'articulation TMC est modélisée par deux liaisons pivot en F-E et en A-A palmaire dont les axes ne sont pas orthogonaux. Enfin, l'articulation RC du poignet est modélisée par deux liaisons pivot en F-E et en A-A.

Maintenant que les segments et les liaisons mécaniques du modèle ont été définis, il est nécessaire de définir les positions et les orientations des AoR des liaisons pivot afin que les mouvements articulaires du modèle reproduisent fidèlement ceux de la main. Pour cela, il est nécessaire dans un premier temps de définir les LCS des segments de la main, puis, dans un deuxième temps, d'estimer les positions et les orientations des AoR. C'est ce que nous allons voir par la suite.

II.3.2 Définition des systèmes de coordonnées locaux

Les LCS sont définis à chaque instant à partir des positions des marqueurs collés sur les segments de la main. Leur définition s'appuie également sur les recommandations de l'ISB (Wu *et al.*, 2005).

Nous allons par la suite décrire la méthode de construction des LCS de chacun des segments de la main droite et de la main gauche. Afin de faciliter la compréhension de la méthode de construction des LCS, nous nous appuyerons sur le schéma des segments de la main et des marqueurs associés à ces segments (Figure 53).

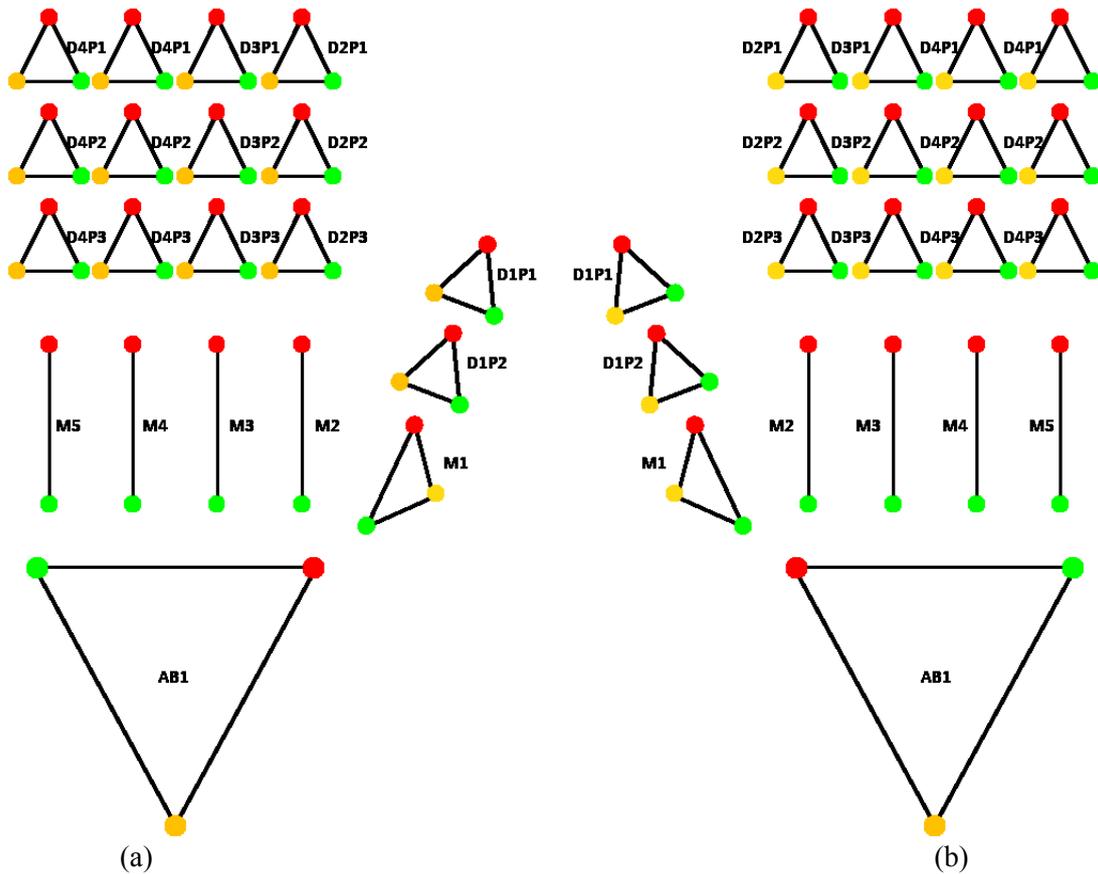


Figure 53. Schématisation des marqueurs et des différents segments de la main droite (a) et de la main gauche (b).

II.3.2.1 Définition des repères locaux de la main droite

De manière générale, les LCS des segments de la main droite sont définis à chaque instant i par une origine O_i et trois axes unitaires orthonormés directs $(\vec{X}_i, \vec{Y}_i, \vec{Z}_i)$. L'axe \vec{X}_i est orienté dans le sens dorso-palmaire, l'axe \vec{Y}_i dans le sens proximal et l'axe \vec{Z}_i dans le sens médio-latéral. En s'appuyant sur le schéma de la main droite (Figure 53.b), les LCS des différents segments sont définis de la manière suivante :

- **LCS des segments associés aux phalanges des doigts I à V**

<p>The diagram shows a triangle with vertices labeled $M1_i$ (top, red), $M2_i$ (bottom right, green), and $M3_i$ (bottom left, yellow). The origin O_i is located inside the triangle. Three axes are defined: \vec{Z}_i points to the left, \vec{Y}_i points downwards, and \vec{X}_i points out of the page (indicated by a circle with a cross).</p>	$O_i = \frac{\vec{M1}_i + \vec{M2}_i + \vec{M3}_i}{3}$ $\vec{Y}_i = \frac{\left(\frac{\vec{M2}_i + \vec{M3}_i}{2}\right) - \vec{M1}_i}{\left\ \left(\frac{\vec{M2}_i + \vec{M3}_i}{2}\right) - \vec{M1}_i \right\ }$ $\vec{X}_i = \vec{Y}_i \wedge \frac{\vec{M3}_i - \vec{M2}_i}{\ \vec{M3}_i - \vec{M2}_i\ }$ $\vec{Z}_i = \vec{X}_i \wedge \vec{Y}_i$
---	---

- *LCS du segment correspondant au premier métacarpien du pouce*

	$O_i = \frac{\overrightarrow{M1_i} + \overrightarrow{M2_i} + \overrightarrow{M3_i}}{3}$ $\overrightarrow{Y}_i = \frac{\overrightarrow{M2_i} - \overrightarrow{M1_i}}{\ \overrightarrow{M2_i} - \overrightarrow{M1_i}\ }$ $\overrightarrow{X}_i = \overrightarrow{Y}_i \wedge \frac{\overrightarrow{M3_i} - (\frac{\overrightarrow{M1_i} + \overrightarrow{M2_i}}{2})}{\ \overrightarrow{M3_i} - (\frac{\overrightarrow{M1_i} + \overrightarrow{M2_i}}{2})\ }$ $\overrightarrow{Z}_i = \overrightarrow{X}_i \wedge \overrightarrow{Y}_i$
--	---

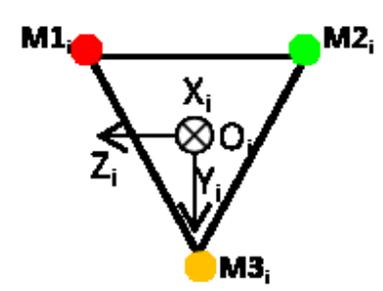
- *LCS du segment associé au métacarpien de l'index*

	$O_i = \frac{\overrightarrow{M1_i} + \overrightarrow{M2_i} + \overrightarrow{M3_i}}{3}$ $\overrightarrow{Y}_i = \frac{\overrightarrow{M2_i} - \overrightarrow{M1_i}}{\ \overrightarrow{M2_i} - \overrightarrow{M1_i}\ }$ $\overrightarrow{X}_i = \overrightarrow{Y}_i \wedge \frac{\overrightarrow{M2_i} - \overrightarrow{M3_i}}{\ \overrightarrow{M2_i} - \overrightarrow{M3_i}\ }$ $\overrightarrow{Z}_i = \overrightarrow{X}_i \wedge \overrightarrow{Y}_i$
--	---

- *LCS des segments associés aux métacarpiens des doigts III à V*

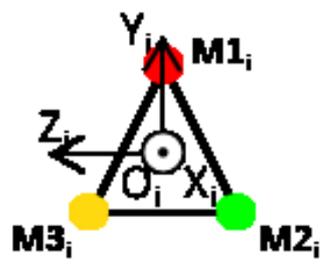
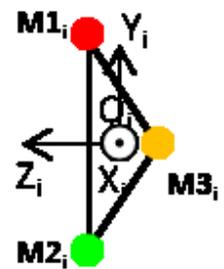
<p>Dans le cas de ce schéma, le LCS représenté correspond à celui du métacarpien du doigt V</p>	$O_i = \frac{\overrightarrow{M1_i} + \overrightarrow{M2_i} + \overrightarrow{M3_i}}{3}$ $\overrightarrow{Y}_i = \frac{\overrightarrow{M2_i} - \overrightarrow{M1_i}}{\ \overrightarrow{M2_i} - \overrightarrow{M1_i}\ }$ $\overrightarrow{X}_i = \overrightarrow{Y}_i \wedge \frac{\overrightarrow{M3_i} - \overrightarrow{M2_i}}{\ \overrightarrow{M3_i} - \overrightarrow{M2_i}\ }$ $\overrightarrow{Z}_i = \overrightarrow{X}_i \wedge \overrightarrow{Y}_i$
---	---

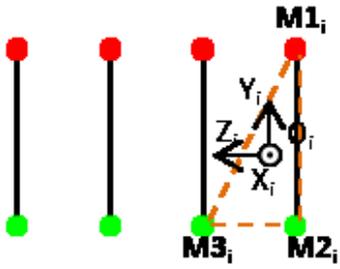
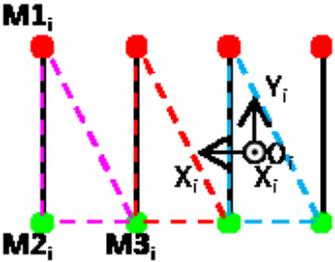
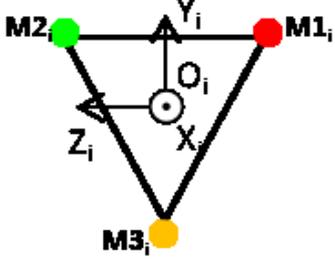
• *LCS du segment associé à l'avant-bras*

	$O_i = \frac{\overrightarrow{M1_i} + \overrightarrow{M2_i} + \overrightarrow{M3_i}}{3}$ $\overrightarrow{Y}_i = \frac{\overrightarrow{M3_i} - \left(\frac{\overrightarrow{M1_i} + \overrightarrow{M2_i}}{2}\right)}{\left\ \overrightarrow{M3_i} - \left(\frac{\overrightarrow{M1_i} + \overrightarrow{M2_i}}{2}\right) \right\ }$ $\overrightarrow{X}_i = \overrightarrow{Y}_i \wedge \frac{\overrightarrow{M1_i} - \overrightarrow{M2_i}}{\ \overrightarrow{M1_i} - \overrightarrow{M2_i} \ }$ $\overrightarrow{Z}_i = \overrightarrow{X}_i \wedge \overrightarrow{Y}_i$
---	--

II.3.2.2 Définition des repères locaux de la main gauche

De la même manière que pour la main droite, les LCS des segments de la main gauche sont définis à chaque instant i par une origine O_i et trois axes unitaires orthonormés directs $(\overrightarrow{X}_i, \overrightarrow{Y}_i, \overrightarrow{Z}_i)$. Toutefois, l'orientation des axes changent (Wu *et al.*, 2005). En effet, l'axe \overrightarrow{X}_i est orienté de la face palmaire vers la face dorsale de la main, l'axe \overrightarrow{Y}_i est orienté dans le sens proximo-distal et l'axe \overrightarrow{Z}_i dans le sens latéro-médial. En s'appuyant le schéma de la main droite (Figure 53.a), et en utilisant une méthode des constructions vectorielles des axes des repères similaires à ceux de la main droite, les LCS des différents segments de la main gauche sont les suivants :

<p><i>LCS des segments associés aux phalanges des doigts I à V</i></p>	
<p><i>LCS du segment correspondant au premier métacarpien du pouce</i></p>	

<p><i>LCS du segment associé au métacarpien de l'index</i></p>	
<p><i>LCS des segments associés aux métacarpiens des doigts III à V</i></p>	<p>Dans le cas de ce schéma, le LCS représenté correspond à celui du métacarpien du doigt III</p> 
<p><i>LCS du segment associé à l'avant-bras</i></p>	

Maintenant que les LCS des différents segments de la main sont définis, il est possible d'estimer les positions et les orientations des AoR à l'aide de méthodes fonctionnelles que nous allons présenter dans le paragraphe suivant.

II.3.3 Méthodes fonctionnelles d'estimation des paramètres cinématiques

Après avoir filtré les trajectoires des marqueurs, l'estimation des paramètres cinématiques des articulations de la main est effectuée en utilisant une approche fonctionnelle. En effet, l'estimation des positions et des orientations des CoR et des AoR des articulations est effectuée à l'aide de méthodes fonctionnelles. Trois méthodes fonctionnelles ont été utilisées : la méthode « Circle-Fitting », la méthode « Sphere-Fitting » et la méthode « SCoRE » proposée par Ehrig *et al.* (2006). Nous allons par la suite présenter plus en détail ces trois méthodes. Ces méthodes seront ensuite évaluées afin de vérifier quelles permettent d'estimer les CoR et les AoR avec précision. Enfin, nous présenterons les différents mouvements fonctionnels utilisés pour l'estimation des différents CoR et AoR de chacune des articulations de la main.

II.3.3.1 Méthode « Circle-Fitting »

La méthode « Circle-Fitting » est une méthode d'estimation de la position et de l'orientation des AoR des articulations. Elle consiste, tout d'abord, à supposer l'un des deux segments adjacents d'une articulation comme étant fixe et l'autre segment comme étant mobile, et à estimer l'AoR de l'articulation à l'aide des trajectoires des marqueurs du segment mobile. Dans cette thèse, le segment distal est supposé fixe et le segment proximal est supposé mobile. Un changement de repère est donc nécessaire à effectuer dans un premier temps. Ensuite, l'AoR de l'articulation est exprimé à l'aide des trajectoires des marqueurs du segment mobile.

Dans le cas des articulations IPP, les segments proximaux de chacune des articulations sont obtenus à partir des trièdres de marqueurs sus-jacents aux phalanges intermédiaires et les segments distaux sont obtenus à partir des trièdres de marqueurs sus-jacents aux phalanges distales. Dans le cas des articulations IPD, les segments proximaux de chacune des articulations sont obtenus à partir des trièdres de marqueurs sus-jacents aux phalanges proximales et les segments distaux sont obtenus à partir de ceux sus-jacents aux phalanges intermédiaires. Les segments proximal et distal de l'articulation MCP2 du doigt II sont le trièdre de marqueurs sus-jacents au deuxième métacarpien et le trièdre de marqueur sus-jacents à la phalange proximale du doigt II. Les segments proximaux et distaux des articulations MCP3, MCP4 et MCP5 des doigts III, IV et V, respectivement, sont obtenus de manière similaire à ceux de l'articulation MCP2, mais avec les trièdres de marqueurs sus-jacents au métacarpien et à la phalange proximale du doigt correspondant à l'articulation étudiée.

Dans le cas du pouce, les segments proximal et distal de l'articulation IP sont obtenus à partir des trièdres de marqueurs sus-jacents aux phalanges proximale et distale respectivement. Dans le cas de l'articulation MCP1, le segment proximal est obtenu à partir du trièdre de marqueurs sus-jacent au premier métacarpien, et le segment distal est obtenu à partir du trièdre de marqueurs sus-jacent à la phalange proximale. Enfin, les segments proximal et distal de l'articulation TMC sont obtenus à partir des trièdres de marqueurs sus-jacents au deuxième métacarpien et au premier métacarpien respectivement.

Enfin, les segments proximal et distal de l'articulation RC du poignet sont obtenus à partir des trièdres de marqueurs sus-jacents à l'avant-bras et au troisième métacarpien respectivement.

II.3.3.1.1 Description du changement de repère

Supposons que le segment distal d'une articulation quelconque soit fixe, et que le segment proximal soit mobile dans le repère global R_g d'origine O_g . Soit R_{di} le LCS d'origine O_{di} du segment distal à l'instant i et R_{pi} le LCS de centre O_{pi} du segment proximal à l'instant i également (Figure 54). On note $[R_{di}]$ la matrice de transformation du repère global R_g vers le LCS R_{di} et $[R_{pi}]$ la matrice de transformation du repère global R_g vers le LCS R_{pi} . Soit MD_i un marqueur quelconque du segment distal exprimé dans le repère global R_g à l'instant i , et MP_i un marqueur quelconque du segment proximal également exprimé dans R_g à l'instant i . On note \overrightarrow{MD}_i et \overrightarrow{MP}_i les vecteurs positions des marqueurs MD_i et MP_i , respectivement, exprimé dans le repère R_g .

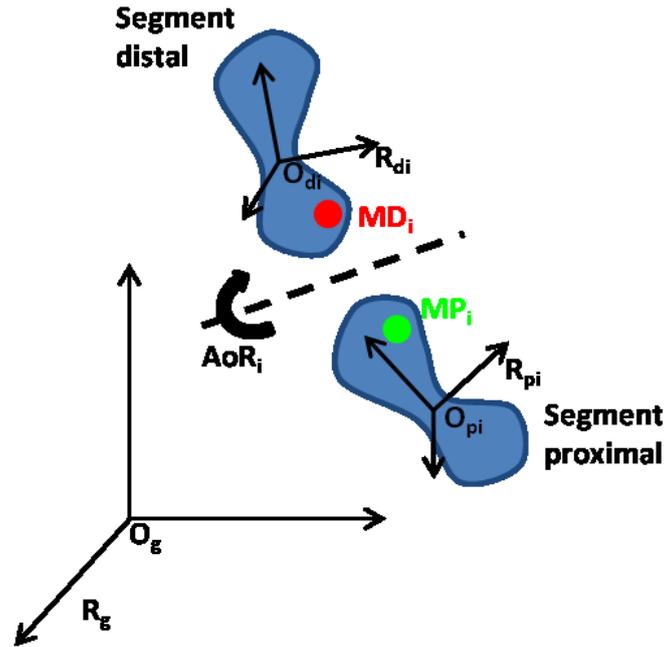


Figure 54. Description dans le repère global R_g d'un segment proximal dont la position et l'orientation sont définies à chaque instant i par le LCS R_{pi} d'origine O_{pi} et sur lequel est fixé un marqueur MP_i , et d'un segment distal dont la position et l'orientation sont définies par le LCS R_{di} d'origine O_{di} et sur lequel est également fixé un marqueur MD_i .

Le changement de repère des coordonnées du marqueur MD_i du repère global R_g vers le LCS du segment distal R_{di} est obtenu par l'équation suivante :

$$\overrightarrow{MD_{di}} = [R_{di}] \cdot (\overrightarrow{MD_i} - \overrightarrow{O_g O_{di}})$$

$\overrightarrow{MD_{di}}$ est l'expression du vecteur position du marqueur MD_i exprimé dans le LCS R_{di} . $\overrightarrow{O_g O_{di}}$ est l'expression, dans le repère R_g , du vecteur reliant l'origine O_g à l'origine O_{di} .

De la même manière, le changement de repère des coordonnées du marqueur MP_i du repère global R_g vers le LCS du segment distal R_{di} est obtenu par l'équation suivante :

$$\overrightarrow{MP_{di}} = [R_{di}] \cdot (\overrightarrow{MP_i} - \overrightarrow{O_g O_{pi}})$$

$\overrightarrow{MP_{di}}$ étant l'expression du vecteur position du marqueur MP_i exprimé dans le LCS R_{di} , et $\overrightarrow{O_g O_{pi}}$ étant l'expression, dans le repère R_g , du vecteur reliant l'origine O_g à l'origine O_{pi} .

II.3.3.1.2 Description de la méthode « Circle-Fitting »

Une fois le changement de repère effectué, il est possible d'estimer l'AoR de l'articulation à l'aide des trajectoires des marqueurs du segment mobile. Les articulations de la main étant principalement modélisées par des liaisons pivot, les trajectoires des marqueurs sont donc supposées planes d'une part, et circulaires d'autre part.

La méthode « **Circle-Fitting** » consiste, dans un premier, à calculer un plan des moindres carrés (Gander & Hřebíček, 1995) à l'aide de la trajectoire du marqueur barycentrique. La normale au plan des moindres carrés permet de définir l'orientation de l'axe de rotation autour duquel se produit la rotation du marqueur. La trajectoire du marqueur est ensuite projetée sur le plan des moindres carrés, puis un cercle des moindres carrés est calculé à partir de cette projection à l'aide du programme

Matlab développé par Stafford (2007). Le centre de rotation du cercle des moindres carrés permet de définir le centre autour duquel a lieu la rotation du marqueur.

Afin de pouvoir estimer la position et l'orientation de l'AoR de l'articulation, un marqueur barycentrique est créé à l'aide de trajectoires des trois marqueurs du segment mobile. Le plan des moindres carrés et le cercle des moindres carrés sont calculés à partir de la trajectoire du marqueur barycentrique. L'orientation de l'AoR de l'articulation est définie à partir de la normale au plan des moindres carrés, et sa position est obtenue à partir du centre du cercle des moindres carrés.

II.3.3.2 Méthode « Sphere-Fitting »

La méthode « **Sphere-Fitting** » est une méthode d'estimation de la position du CoR de l'articulation. Comme pour la méthode « Circle-Fitting », un des deux segments adjacents à l'articulation est supposé fixe, tandis que l'autre segment est supposé mobile. Un changement de repère est effectuée afin d'exprimer les trajectoires des marqueurs des deux segments dans le LCS du segment supposé fixe.

On suppose, pour cette méthode, que les trajectoires des marqueurs appartiennent à une calotte sphérique. En effet, la méthode « Sphere-Fitting » consiste à calculer une sphère des moindres carrés à partir des trajectoires des marqueurs du segment mobile. Pour cela, nous avons utilisé la méthode développée sur Matlab par Jennings (2014). Le centre de la sphère des moindres carrés permet de définir le centre de rotation de l'articulation.

Dans le cas de l'estimation du CoR d'une articulation, un marqueur barycentrique est également créé à partir des trajectoires des trois marqueurs du segment mobile. Une sphère des moindres carrés est calculée à partir de la trajectoire du marqueur barycentrique, et le centre de rotation de la sphère des moindres carrés permet de définir la position du CoR de l'articulation.

II.3.3.3 Méthode « SCoRE »

Comme nous l'avons vu dans le premier chapitre, la méthode « **SCoRE** » proposée par Ehrig *et al.* (2006) est une méthode fonctionnelle d'estimation du CoR d'une articulation à partir des mouvements des deux segments adjacents. Contrairement aux méthodes « Circle-Fitting » et « Sphere-Fitting », la méthode « SCoRE » ne considère aucun des segments comme fixe. Le CoR est défini comme étant le point qui reste invariant dans le temps par rapport aux LCS R_p et R_d des segments proximal et distal, respectivement, de l'articulation.

Cette méthode consiste dans un premier temps à définir dans le repère global, et à chaque instant i , la matrice de rotation $[R_{pi}]$ et le vecteur de translation t_{pi} du segment proximal, ainsi que la matrice rotation $[R_{di}]$ et le vecteur de translation t_{di} du segment distal (Figure 55). Dans un deuxième temps, la méthode SCoRE consiste à déterminer le point C_p exprimé dans le LCS du segment proximal, et le point C_d exprimé dans le LCS du segment distal, pour lesquels la fonction suivante est minimale :

$$f_{SCoRE}(C_p, C_d) = \sum_{i=1}^n \|[R_{pi}] \cdot C_p + t_{pi} - ([R_{di}] \cdot C_d + t_{di})\|^2$$

Le paramètre n correspond au nombre total d'images que comporte le mouvement étudié.

L'expression :

$$[R_{pi}] \cdot C_p + t_{pi}$$

correspond à la transformation des coordonnées du point C_p du LCS R_{pi} du segment proximal vers le repère global à l'instant i . De même, l'expression :

$$[R_{di}] \cdot C_d + t_{di}$$

correspond à la transformation des coordonnées du point C_d du LCS R_{di} du segment proximal vers le repère global à l'instant i .

Une fois les valeurs de C_p et de C_d trouvées, le CoR de l'articulation est obtenu en faisant la moyenne entre ces deux points.

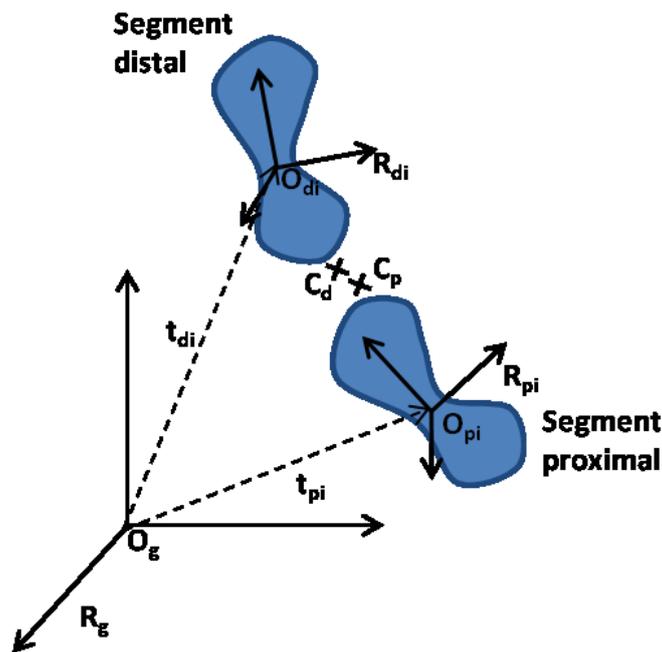


Figure 55. Description dans le repère global R_g d'un segment proximal dont la position et l'orientation sont définies à chaque instant par le LCS R_{pi} et le vecteur \vec{t}_{di} , et d'un segment distal dont la position et l'orientation sont définies par le LCS R_{di} et le vecteur \vec{t}_{pi} . Le CoR C_p estimé est le point variant le moins par rapport au LCS du segment proximal. De même, le CoR C_d est le point variant le moins par rapport au LCS du segment distal.

II.3.3.4 Mouvements fonctionnels utilisés pour l'estimation des CoR et des AoR

La création des FCS du modèle cinématique de la main nécessite d'estimer les paramètres cinématiques des différentes articulations. Les positions et les orientations CoR et ces AoR des différentes articulations sont estimées à l'aide des méthodes fonctionnelles et les LCS des différents segments présentés précédemment, et à partir des mouvements fonctionnels présentés dans le Tableau 18. Ces mouvements fonctionnels sont des mouvements en F-E ou en A-A, c'est-à-dire des mouvements qui ne sollicitent qu'un seul DDL afin d'en extraire les caractéristiques cinématiques. D'autre part, dans le cadre de cette thèse, les paramètres cinématiques sont estimés à partir de trois cycles de mouvement pour chacune des articulations. Les différents mouvements fonctionnels utilisés pour l'estimation des paramètres cinématiques sont présentés dans le Tableau 20.

CoR et AoR recherché	Mouvement étudié	Nom du fichier sur Vicon
AoR en F-E des articulations IPP et IPD des doigts II à V	F-E des articulations IPP et IPD des doigts II à V	FlexExtIP01
AoR en F-E des articulations MCP des doigts II à V	F-E des articulations MCP des doigts II à V	FlexExtMCPdoigts01
CoR des articulations MCP des doigts II à V	F-E et A-A des articulations MCP des doigts II à V	FlexExtMCPdoigts01 AbdAddDoigts01
AoR en F-E de l'articulation IP du pouce	F-E de l'articulation IP du pouce	FlexExtIPPouce01
AoR en F-E de l'articulation MCP du pouce	F-E de la colonne du pouce	FlexExtPouce01
AoR en F-E de l'articulation TMC du pouce	F-E de la colonne du pouce	FlexExtPouce01
AoR en A-A palmaire de l'articulation TMC du pouce	A-A palmaire de la colonne du pouce	AbdAddPalmPouce01
CoR de l'articulation TMC du pouce	F-E et A-A palmaire de la colonne du pouce	FlexExtPouce01 AbdAddPalmPouce01
AoR en F-E de l'articulation RC du poignet	F-E du poignet	FlexExtPoignet01
CoR de l'articulation RC du poignet	F-E du poignet	AbdAddPoignet01

Tableau 20. *Mouvements fonctionnels étudiés pour l'estimation des paramètres cinématiques des articulations de la main.*

En plus d'être utilisés pour estimer les positions et les orientations des CoR et des AoR des articulations de la main, les mouvements fonctionnels seront également utilisés pour l'analyse cinématique de la main comme nous le verrons plus tard dans ce chapitre. Avant cela, les mouvements fonctionnels vont être utilisés pour quantifier la qualité d'estimation des méthodes fonctionnelles d'estimation des paramètres cinématiques comme nous allons le voir ci-dessous.

II.3.3.5 Evaluation des méthodes fonctionnelles « Circle-Fitting » et « Sphere-Fitting »

Les méthodes fonctionnelles « Circle-Fitting » et « Sphere-Fitting » ont été présentées dans les paragraphes précédents. Nous allons, par la suite, comparer la qualité d'estimation de ces deux méthodes. En effet, cette qualité d'estimation des CoR et des AoR est d'une grande importance pour la quantification des amplitudes de mouvement des articulations de la main. En effet, c'est à partir des CoR et des AoR estimés que vont être construits les FCS par la suite. Or une mauvaise estimation des CoR et des AoR peut conduire à des erreurs de positionnement des segments du modèle cinématique et à des erreurs de quantification des amplitudes articulaires. Nous allons, à présent, décrire les méthodes de construction des repères fonctionnels des différents segments de la main.

Afin de quantifier la qualité d'estimation des trois méthodes fonctionnelles, le RMSE (**Root Mean Square Error**) des distances entre les positions successives du marqueur barycentrique et leurs projections orthogonales sur le plan des moindres carrés estimé est calculé dans le cas de la méthode « Circle-Fitting ». Le marqueur barycentrique est obtenu en calculant le marqueur moyen à partir des trois marqueurs du segment mobile. Le RMSE est ensuite calculé à l'aide de l'expression suivante :

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (d_i - \bar{d})^2}{n}}$$

où d_i est la distance à l'instant i entre la position du marqueur et sa projection orthogonale sur le plan des moindres carrés, et \bar{d} est la moyenne des distances d_i sur les n images que comporte le mouvement.

De même, le RMSE des distances entre les projections du marqueur sur le plan des moindres carrés estimé et le cercle des moindres carrés estimé est également calculé dans le cas de la méthode « Circle-Fitting ».

La précision de la méthode « Sphere-Fitting » est évaluée de la même manière. Le RMSE de la méthode « Sphere-Fitting » est calculée à partir des distances entre les positions successives du marqueur barycentrique et leurs projections sur la sphère des moindres carrés estimés.

II.3.4 Définition des systèmes de coordonnées fonctionnels

Les FCS des segments de la main sont définis par constructions vectorielles à partir des estimations des CoR et les AoR des articulations. La direction des axes des FCS sont choisis en fonction de la convention de signe choisie pour les mouvements. De manière générale, la flexion est définie comme étant un mouvement de rotation d'angle positif et l'extension comme un mouvement de rotation d'angle négatif.

Pour le mouvement d'A-A, le choix du nom permettant d'écrire le mouvement ne convient pas à la description du sens dans lequel a lieu la rotation articulaire. Par exemple, l'adduction des articulations MCP des doigts II à V correspond globalement au rapprochement des doigts II, IV et V par rapport au doigt III. Or, alors que le doigt II effectue une rotation dans un certain sens pour se rapprocher du doigt III, les doigts IV et V effectuent une rotation de sens contraire pour se rapprocher du doigt III. Afin de mieux décrire le sens de rotation, le mouvement d'A-A sera décrit, dans le cas de la main, soit par une *inclinaison radiale*, soit par une *inclinaison ulnaire*. Avec cette dernière description du mouvement d'A-A, il est possible de définir une convention de signe. Le signe du mouvement d'inclinaison ulnaire est choisi comme étant positif, et le signe du mouvement d'inclinaison radiale est choisi comme négatif.

Enfin, les FCS étant orthonormés directs, le mouvement de pronation est donc un mouvement de rotation d'angle négatif et le mouvement de supination est un mouvement de rotation d'angle positif.

Nous allons par la suite décrire la méthode de construction des FCS de chacun des segments de la main droite et de la main gauche. Afin de faciliter la compréhension de cette méthode de construction, nous nous appuyerons sur le schéma de la main droite et de la main gauche (Figure 56) sur lequel sont représentés les différents segments et les marqueurs associés, ainsi que les CoR et les AoR de certaines articulations.

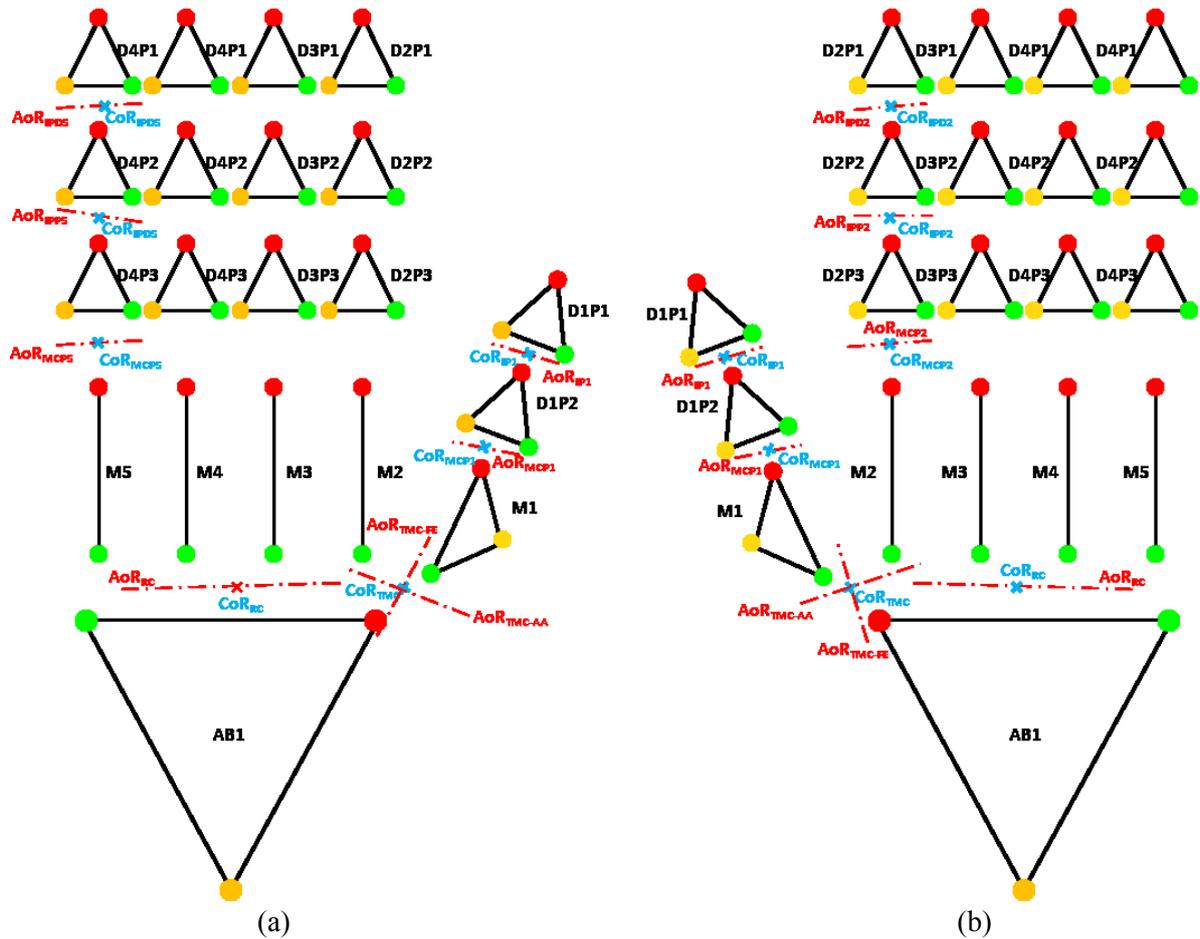


Figure 56. (a) Schématisation des marqueurs et segments de la main gauche, ainsi que des CoR et des AoR du pouce, du doigt II et de l'articulation RC du poignet ; (b) schématisation des marqueurs et des segments de la main droite, ainsi que des CoR et des AoR du pouce, du doigt V et de l'articulation RC du poignet.

II.3.4.1 Définition des repères fonctionnels de la main droite

De manière générale, les axes des FCS associés aux segments de la main droite sont définis à chaque instant i par une origine O_i et par trois axes unitaires orthonormés directs $(\vec{X}_i, \vec{Y}_i, \vec{Z}_i)$. D'après la convention de signe choisie, et dans le cas où il s'agit des FCS associés aux segments de la main droite, l'axe \vec{X}_i d'A-A est dirigé dans le sens allant de la face palmaire vers la face dorsale de la main, l'axe \vec{Y}_i de P-S est dirigé dans le sens proximo-distal, et l'axe \vec{Z}_i est dirigé dans le sens médio-latéral.

En s'appuyant sur le schéma de la Figure 56.b, nous allons voir, par la suite, la construction des FCS de chacun des segments de la main droite.

- *FCS associés aux phalanges distales des doigts I à V*

	$O_i = CoR_{IPDi}$ $\vec{Z}_i = \frac{\overrightarrow{AoR_{IPDi}}}{\ \overrightarrow{AoR_{IPDi}}\ }$ $\vec{X}_i = \frac{\overrightarrow{M1_i} - \left(\frac{\overrightarrow{M2_i} + \overrightarrow{M3_i}}{2}\right)}{\left\ \overrightarrow{M1_i} - \left(\frac{\overrightarrow{M2_i} + \overrightarrow{M3_i}}{2}\right)\right\ } \wedge \vec{Z}_i$ $\vec{Y}_i = \vec{Z}_i \wedge \vec{X}_i$
--	---

- *FCS associés aux phalanges intermédiaires et proximales des doigts II à V et à la phalange proximale du pouce*

	$O_i = CoR_{IPPi}$ $\vec{Z}_i = \frac{\overrightarrow{AoR_{IPPi}}}{\ \overrightarrow{AoR_{IPPi}}\ }$ $\vec{X}_i = \frac{\overrightarrow{CoR_{IPDi}} - \overrightarrow{CoR_{IPPi}}}{\ \overrightarrow{CoR_{IPDi}} - \overrightarrow{CoR_{IPPi}}\ } \wedge \vec{Z}_i$ $\vec{Y}_i = \vec{Z}_i \wedge \vec{X}_i$
--	--

- *FCS associé au premier métacarpien dans le cas de l'étude de l'articulation MCP1*

	$O_i = CoR_{TMCI}$ $\vec{X}_i = \frac{\overrightarrow{AoR_{TMC_AAi}}}{\ \overrightarrow{AoR_{TMC_AAi}}\ }$ $\vec{Z}_i = \vec{X}_i \wedge \frac{\overrightarrow{CoR_{MCP1i}} - \overrightarrow{CoR_{TMCI}}}{\ \overrightarrow{CoR_{MCP1i}} - \overrightarrow{CoR_{TMCI}}\ }$ $\vec{Y}_i = \vec{Z}_i \wedge \vec{X}_i$
--	--

- *FCS associé au premier métacarpien dans le cas de l'étude de l'articulation TMC*

	$O_i = CoR_{TMCi}$ $\vec{X}_i = \frac{\overrightarrow{AoR_{TMC_AAi}}}{\ \overrightarrow{AoR_{TMC_AAi}}\ }$ $\vec{Y}_i = \frac{\overrightarrow{CoR_{TMCi}} - \overrightarrow{CoR_{MCP1i}}}{\ \overrightarrow{CoR_{TMCi}} - \overrightarrow{CoR_{MCP1i}}\ } \wedge \vec{X}_i$ $\vec{Z}_i = \vec{X}_i \wedge \vec{Y}_i$
--	--

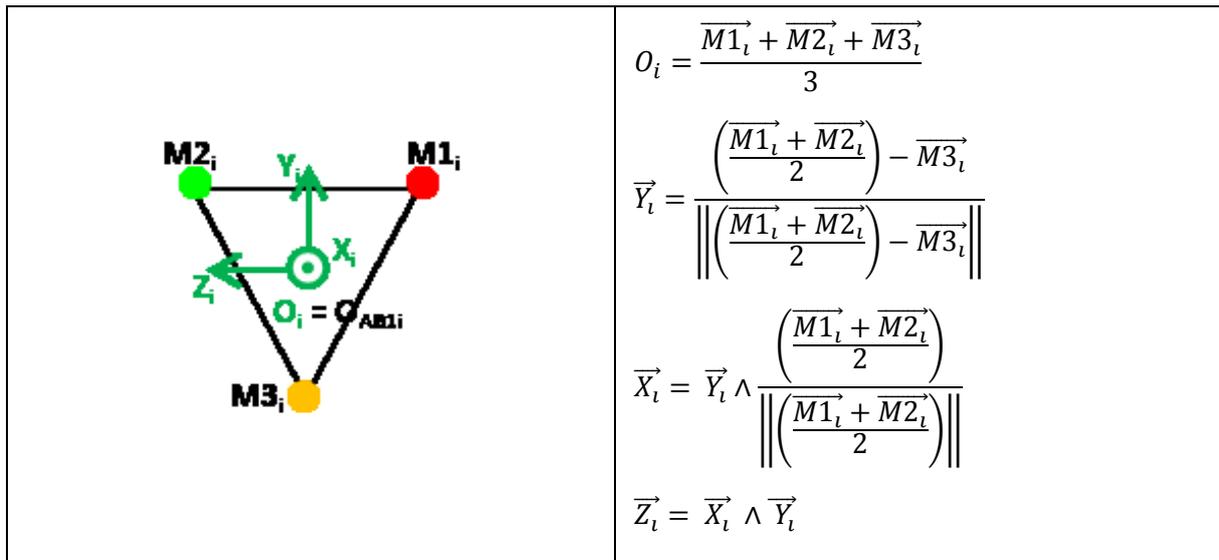
- *FCS associé au trapèze dans le cas de l'étude de l'articulation TMC*

	$O_i = CoR_{RCi}$ $\vec{Z}_i = \frac{\overrightarrow{AoR_{TMC_FEi}}}{\ \overrightarrow{AoR_{TMC_FEi}}\ }$ $\vec{Y}_i = \vec{Z}_i \wedge \frac{\overrightarrow{CoR_{TMCi}} - \overrightarrow{CoR_{MCP2i}}}{\ \overrightarrow{CoR_{TMCi}} - \overrightarrow{CoR_{MCP2i}}\ }$ $\vec{X}_i = \vec{Y}_i \wedge \vec{Z}_i$
--	---

- *FCS associé au segment de la paume*

	$O_i = CoR_{RCi}$ $\vec{Z}_i = \frac{\overrightarrow{AoR_{RCi}}}{\ \overrightarrow{AoR_{RCi}}\ }$ $\vec{V}_i = (\overrightarrow{CoR_{MCP2i}} - \overrightarrow{CoR_{RCi}}) + (\overrightarrow{CoR_{MCP3i}} - \overrightarrow{CoR_{RCi}}) + (\overrightarrow{CoR_{MCP4i}} - \overrightarrow{CoR_{RCi}}) + (\overrightarrow{CoR_{MCP5i}} - \overrightarrow{CoR_{RCi}})$ $\vec{X}_i = \frac{\vec{V}_i}{\ \vec{V}_i\ } \wedge \vec{Z}_i$ $\vec{Y}_i = \vec{Z}_i \wedge \vec{X}_i$
--	---

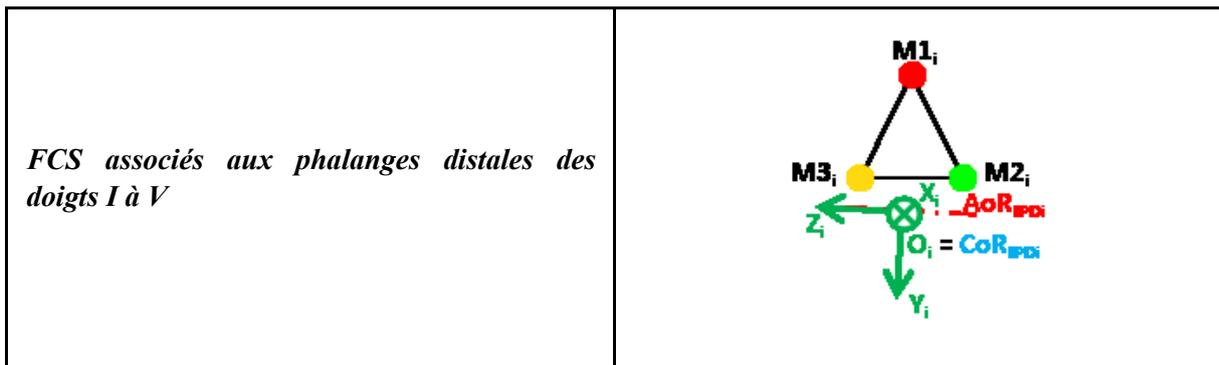
- *FCS associé au segment de l'avant-bras*



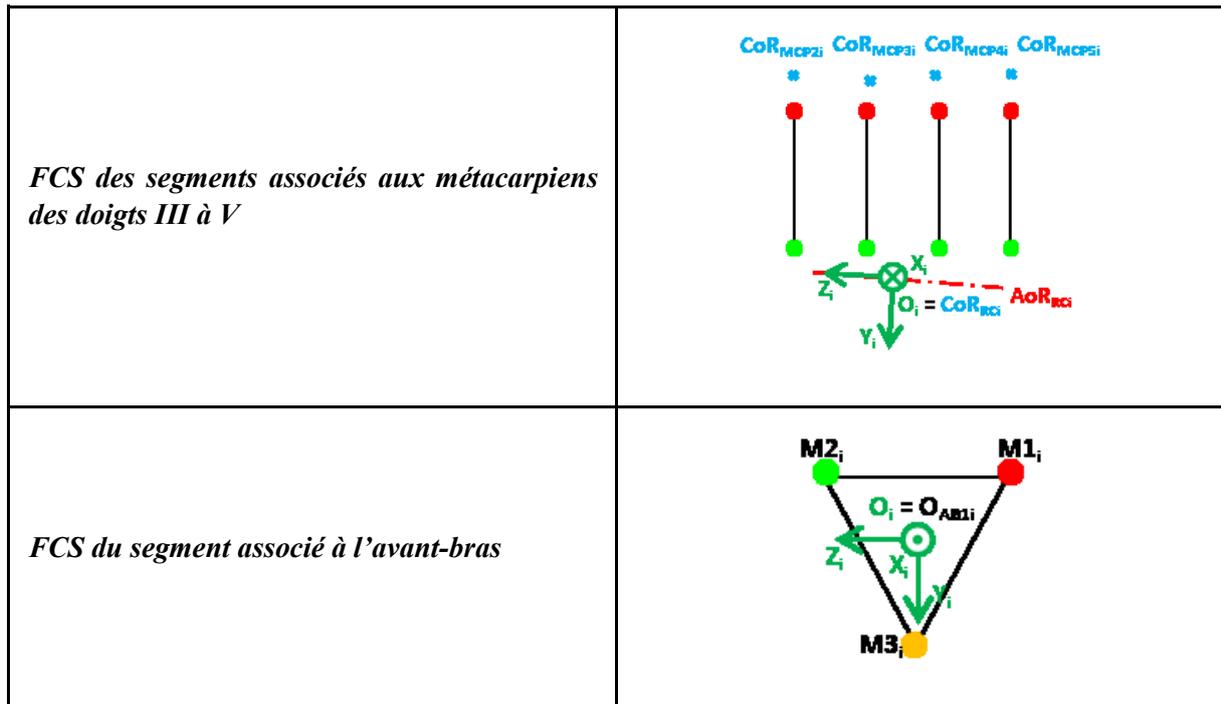
II.3.4.2 Définition des repères fonctionnels de la main gauche

Comme pour les FCS de la main droite, les FCS associés aux segments de la main gauche sont définis à chaque instant i par une origine O_i et par trois axes unitaires orthonormés directs $(\overrightarrow{X}_i, \overrightarrow{Y}_i, \overrightarrow{Z}_i)$. D'après la convention de signe choisie, et dans le cas où il s'agit des FCS associés aux segments de la main gauche, l'axe \overrightarrow{X}_i d'A-A est dirigé dans le sens dorso-palmaire, l'axe \overrightarrow{Y}_i de P-S est dirigé dans le sens disto-proximal, et l'axe \overrightarrow{Z}_i est dirigé dans le sens latéro-médial.

En s'appuyant sur le schéma de la Figure 56.a, et en utilisant une méthode de construction vectorielle des axes des repères similaires à ceux de la main droite, les FCS des différents segments de la main gauche sont les suivants :



<p><i>FCS associés aux phalanges intermédiaires et proximales des doigts II à V et à la phalange proximale du pouce</i></p>	
<p><i>FCS associé au premier métacarpien dans le cas de l'étude de l'articulation MCP1</i></p>	
<p><i>FCS associé au premier métacarpien dans le cas de l'étude de l'articulation TMC</i></p>	
<p><i>FCS associé au trapèze dans le cas de l'étude de l'articulation TMC</i></p>	



Les FCS des différents segments de la main droite et de la main gauche ont été définis dans cette partie. Toutefois, il est également nécessaire de définir les angles de Cardan, ainsi que la séquence choisie pour la description cinématique des mouvements de rotation des différentes articulations. C'est ce que nous allons présenter dans la prochaine partie.

II.3.5 Méthode de quantification des amplitudes articulaires

Une fois que les FCS de chacun des segments du modèle cinématique de la main ont été construits, il est possible de décrire qualitativement et quantitativement la cinématique de chacune des articulations de la main.

Dans le cas des articulations IPP, les segments proximaux de chacune des articulations sont ceux définis par les FCS des phalanges intermédiaires et les segments distaux sont ceux définis par les FCS des phalanges distales. Dans le cas des articulations IPD, les segments proximaux de chacune des articulations sont ceux définis par les FCS des phalanges proximales et les segments distaux sont ceux définis par les FCS des phalanges intermédiaires.

Les articulations MCP des doigts II à V possèdent le même segment proximal défini par le FCS de l'ensemble de la paume de la main. Le segment distal de chacune des articulations MCP des doigts II à V est défini par le FCS de la phalange proximale du doigt auquel appartient l'articulation étudiée.

Dans le cas du pouce, les segments proximal et distal de l'articulation IP sont ceux définis par les FCS des phalanges proximale et distale respectivement. Dans le cas de l'articulation MCP1, le segment proximal est défini par le FCS du premier métacarpien, et le segment distal est défini par le FCS de la phalange proximale du pouce. Enfin, les segments proximal et distal de l'articulation TMC sont ceux définis par les FCS du premier métacarpien et de l'ensemble de la paume respectivement.

Les segments proximal et distal de l'articulation RC du poignet sont ceux définis par les FCS de l'avant-bras et du troisième métacarpien respectivement.

Afin d'effectuer l'analyse cinématique de chacune des articulations de la main, il est nécessaire de déterminer et de décomposer à chaque instant la matrice de rotation de chacune des articulations à

l'aide des angles de Cardan. Pour pouvoir interpréter ces angles, il est également nécessaire de définir une position de référence de la main, ainsi qu'une convention de signe afin de pouvoir faire la distinction entre un mouvement de flexion et un mouvement d'extension par exemple. C'est ce que nous allons voir dans la suite de cette partie.

Enfin, nous terminerons par l'évaluation et la validation de la méthode de description qualitative et quantitative des mouvements articulaires proposée dans cette partie à l'aide d'un modèle numérique de la main.

II.3.5.1 Détermination et décomposition de la matrice de rotation

Les mouvements de rotation des articulations sont décrits à l'aide des angles de Cardan. Dans un premier temps, il est donc nécessaire de déterminer, à chaque instant et pour chaque articulation, la matrice de rotation. Ensuite, les angles de Cardan sont déduits de la matrice de rotation par décomposition de cette dernière.

II.3.5.1.1 Détermination de la matrice de rotation

Comme nous l'avons vu dans le paragraphe précédent, chaque articulation possède un segment proximal et un segment distal. Chaque segment possède un FCS orthonormé direct obtenu par construction vectorielle à l'aide du CoR et de l'AoR estimés à partir des mouvements fonctionnels de l'articulation. Soit R_{fpi} le FCS du segment proximal exprimé dans le repère global R_g à l'instant i et R_{fdi} le FCS du segment distal exprimé dans R_g à l'instant i . On note $[R_{fp}]_i$ la matrice associée au repère R_{fpi} à l'instant i :

$$[R_{fp}]_i = \begin{bmatrix} \overrightarrow{X_{fpi}} \cdot \overrightarrow{X_g} & \overrightarrow{X_{fpi}} \cdot \overrightarrow{Y_g} & \overrightarrow{X_{fpi}} \cdot \overrightarrow{Z_g} \\ \overrightarrow{Y_{fpi}} \cdot \overrightarrow{X_g} & \overrightarrow{Y_{fpi}} \cdot \overrightarrow{Y_g} & \overrightarrow{Y_{fpi}} \cdot \overrightarrow{Z_g} \\ \overrightarrow{Z_{fpi}} \cdot \overrightarrow{X_g} & \overrightarrow{Z_{fpi}} \cdot \overrightarrow{Y_g} & \overrightarrow{Z_{fpi}} \cdot \overrightarrow{Z_g} \end{bmatrix}$$

On note $[R_{fd}]_i$ la matrice associée au repère R_{fdi} à l'instant i :

$$[R_{fd}]_i = \begin{bmatrix} \overrightarrow{X_{fdi}} \cdot \overrightarrow{X_g} & \overrightarrow{X_{fdi}} \cdot \overrightarrow{Y_g} & \overrightarrow{X_{fdi}} \cdot \overrightarrow{Z_g} \\ \overrightarrow{Y_{fdi}} \cdot \overrightarrow{X_g} & \overrightarrow{Y_{fdi}} \cdot \overrightarrow{Y_g} & \overrightarrow{Y_{fdi}} \cdot \overrightarrow{Z_g} \\ \overrightarrow{Z_{fdi}} \cdot \overrightarrow{X_g} & \overrightarrow{Z_{fdi}} \cdot \overrightarrow{Y_g} & \overrightarrow{Z_{fdi}} \cdot \overrightarrow{Z_g} \end{bmatrix}$$

Les matrices $[R_{fp}]_i$ et $[R_{fd}]_i$ étant orthonormées, elles possèdent la propriété suivante :

$$\begin{aligned} [R_{fp}]_i^{-1} &= [R_{fp}]_i^T \\ [R_{fd}]_i^{-1} &= [R_{fd}]_i^T \end{aligned}$$

où I est la matrice identité. Cette propriété permet de faciliter les calculs sur Matlab.

La matrice de rotation permettant de passer du FCS R_{fpi} du segment proximal vers le FCS R_{fdi} du segment distal à l'instant i est obtenue de la manière suivante :

$$[R_{fp}^{fd}]_i = [R_{fd}]_i \cdot [R_{fp}]_i^{-1} = [R_{fd}]_i \cdot [R_{fp}]_i^T$$

Cette matrice correspond à la matrice de rotation articulaire à l'instant i . Comme il a été présenté dans le chapitre I, cette matrice de rotation peut être décrite à l'aide de trois rotations élémentaires autour

d'axes mobiles. Toutefois, cette description n'est pas unique, et le choix de la séquence de rotation est d'une importance capitale (Dumas *et al.*, 2008).

II.3.5.1.2 Décomposition de la matrice de rotation

Bien que des recommandations aient été faites par l'ISB concernant le choix de la séquence de rotations élémentaires (Wu *et al.*, 2005), celles-ci ne sont pas adaptées dans le cas de l'analyse du mouvement de la main (Chèze *et al.*, 2009). En effet, d'après ces recommandations, la séquence de rotations élémentaires correspond à une première rotation autour de l'axe de F-E, puis à une deuxième rotation autour de l'axe de P-S, et, enfin, à une troisième rotation autour de l'axe d'A-A. Cette méthode de décomposition s'inspire des recommandations faites par Grood & Suntay (1983), dans le cas de l'analyse du mouvement de l'articulation du genou où les mouvements de rotation se font principalement en F-E, puis en P-S. Or, comme l'expliquent Chèze *et al.* (2009), l'ordre de description des rotations proposé par l'ISB n'est pas adapté aux mouvements naturels de la main, qui sont majoritairement de la F-E, puis de l'A-A, et, enfin, de la P-S. C'est pourquoi Chèze *et al.* (2009) recommandent pour l'ordre de description des rotations élémentaires que la première rotation ait lieu autour de l'axe de F-E, suivi d'une rotation autour de l'axe d'A-A, pour enfin terminer par une rotation autour de l'axe de P-S.

Pour la description des matrices de rotation à l'aide des angles de Cardan, nous nous appuyerons donc sur les recommandations faites par Chèze *et al.* (2009). La séquence de rotations élémentaires autour d'axes mobiles choisie pour la description des rotations articulaires est donc la suivante :

1. Rotation autour de l'axe \overline{Z}_{fpi} du repère R_{fpi} associé au segment distal à l'instant i . L'angle de rotation de l'axe \overline{Z}_{fpi} correspond à l'angle de F-E et il est noté ψ_i . La matrice associée à cette rotation est notée $[R_{fpz}]_i$:

$$[R_{fpz}]_i = \begin{bmatrix} \cos(\psi_i) & \sin(\psi_i) & 0 \\ -\sin(\psi_i) & \cos(\psi_i) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

2. Rotation autour de l'axe \overline{Y}'_{fpi} du repère R'_{fpi} à l'instant i . Le repère R'_{fpi} est le résultat de la rotation du repère R_{fpi} associé au segment proximal autour de l'axe \overline{Z}_{fpi} et d'angle ψ_i . L'angle de rotation autour de l'axe \overline{Y}'_{fpi} correspond à l'angle d'inclinaison radio-ulnaire, et il est noté θ_i . La matrice associée à cette rotation est notée $[R'_{fpy'}]_i$.

$$[R'_{fpy'}]_i = \begin{bmatrix} \cos(\theta_i) & 0 & -\sin(\theta_i) \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin(\theta_i) & 0 & \cos(\theta_i) \end{bmatrix}$$

3. Rotation autour de l'axe \overline{X}''_{fpi} du repère R''_{fpi} à l'instant i . Le repère R''_{fpi} est le résultat de la rotation du repère R'_{fpi} autour de l'axe \overline{Y}'_{fpi} et d'angle θ_i . L'angle de rotation autour de l'axe \overline{X}''_{fpi} correspond à l'angle de P-S et il est noté φ_i . La matrice associée à cette rotation est notée $[R''_{fpx''}]_i$.

$$[R''_{fpx''}]_i = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\varphi_i) & \sin(\varphi_i) \\ 0 & -\sin(\varphi_i) & \cos(\varphi_i) \end{bmatrix}$$

Ainsi, la matrice de rotation permettant de passer du FCS R_{fpi} du segment proximal vers le FCS R_{fdi} du segment distal à l'instant i peut être décrite de la manière suivante :

$$\left[R_{fp}^{fd} \right]_i = \left[R_{fpX''}'' \right]_i \cdot \left[R_{fpY'}' \right]_i \cdot \left[R_{fpZ} \right]_i$$

En multipliant les différentes matrices de rotation élémentaires, on obtient la matrice de rotation suivante :

$$\left[R_{fp}^{fd} \right]_i = \begin{bmatrix} c(\theta_i) \cdot c(\psi_i) - s(\varphi_i) \cdot s(\theta_i) \cdot s(\psi_i) & c(\theta_i) \cdot s(\psi_i) + s(\varphi_i) \cdot s(\theta_i) \cdot c(\psi_i) & -c(\varphi_i) \cdot s(\theta_i) \\ -c(\varphi_i) \cdot s(\psi_i) & c(\varphi_i) \cdot s(\psi_i) & s(\varphi_i) \\ s(\theta_i) \cdot c(\psi_i) + s(\varphi_i) \cdot c(\theta_i) \cdot s(\psi_i) & s(\theta_i) \cdot s(\psi_i) - s(\varphi_i) \cdot c(\theta_i) \cdot c(\psi_i) & c(\varphi_i) \cdot c(\theta_i) \end{bmatrix}$$

où c correspond à la fonction cosinus et s à la fonction sinus.

Les angles de rotation élémentaire en F-E, inclinaison radio-ulnaire et P-S sont finalement obtenus par identification à l'aide des termes de la matrice de rotation $\left[R_{fp}^{fd} \right]_i$ que l'on peut noter de la manière suivante :

$$\left[R_{fp}^{fd} \right]_i = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix}$$

On obtient ainsi par identification :

$$\tan(\theta_i) = -\frac{a_{13}}{a_{33}} = \frac{\sin(\theta_i)}{\cos(\theta_i)}$$

$$\tan(\psi_i) = -\frac{a_{21}}{a_{22}} = \frac{\sin(\psi_i)}{\cos(\psi_i)}$$

$$\tan(\varphi_i) = \frac{a_{23}}{a_{22}} \cdot \cos(\psi_i) = \frac{\sin(\varphi_i)}{\cos(\varphi_i)} \text{ ou } \tan(\varphi_i) = \frac{a_{23}}{a_{22}} \cdot \cos(\theta_i) = \frac{\sin(\theta_i)}{\cos(\theta_i)}$$

Le calcul des angles de Cardan ($\varphi_i, \theta_i, \psi_i$) est effectué à l'aide de la fonction Matlab « **atan2** ».

Après avoir déterminé et décomposé la matrice de rotation articulaire pour en obtenir les angles de Cardan, il est possible de définir une convention de signe afin de pouvoir les interpréter. Toutefois, cette méthode de calcul est juste et les angles de Cardan sont interprétables uniquement dans le cas où les axes des FCS associés aux segments proximal et distal sont alignés lorsque la main est en position de référence.

Comme nous l'avons vu précédemment, les FCS associés aux différents segments sont construits à partir des CoR et des AoR des articulations. Or, comme nous le verrons dans le prochain chapitre, les CoR des différentes articulations au sein d'un même doigt ne sont pas alignés, et les AoR ne possèdent pas la même orientation (Figure 57). De ce fait, les axes des FCS des segments d'un même doigt ne sont pas alignés lorsque la main est en position de référence. Par conséquent, les angles de Cardan obtenus par décomposition de la matrice de rotation reflètent non seulement le mouvement de rotation de l'articulation à chaque instant, mais également cette différence d'orientation entre les FCS associés aux segments proximal et distal.

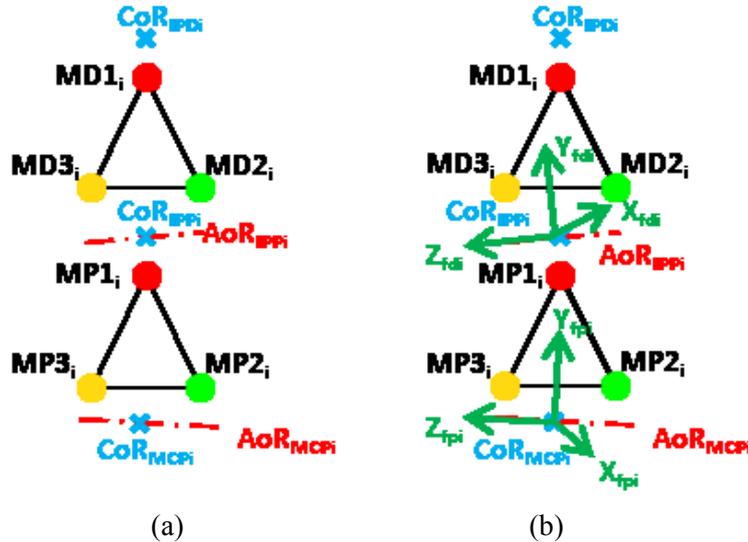


Figure 57. Schématisation de la différence d'orientation des AoR (a) et des FCS construits à partir des AoR (b) des segments proximal et distal dans le cas d'une articulation IPP de la main droite.

Cette différence d'orientation entre les FCS des segments proximal et distal d'une articulation se traduit au niveau des courbes des angles de Cardan par l'apparition *d'angles d'offset*. En effet, lorsqu'on trace les courbes des angles de Cardan pour une articulation en position de référence, celles-ci ne sont constantes mais pas égales à zéro. Ces courbes sont décalées d'un certain angle d'offset qui correspond à la différence d'orientation entre les FCS des segments proximal et distal.

Il est donc nécessaire de compenser ces angles d'offset afin que les angles de Cardan puissent être égaux à zéro lorsque la main est en *position de référence*. D'autre part, il est également nécessaire de définir la position de référence de la main afin que les amplitudes des angles de Cardan correspondent à la description physiologique des mouvements articulaires de la main. C'est ce que nous allons voir dans les deux prochains paragraphes.

II.3.5.2 Compensation des angles d'offset

Pour pouvoir compenser les angles d'offset lors du calcul des angles de Cardan, il est nécessaire d'aligner les axes des FCS des segments proximal et distal de l'articulation en *position de référence*. Pour ce faire, nous utilisons la capture du mouvement de la main en position de référence à un instant pour lequel tous les marqueurs sont visibles, afin de pouvoir déterminer les matrices de compensation des angles d'offset pour l'ensemble des articulations de la main.

Afin de pouvoir aligner les axes des FCS des segments proximal et distal, la matrice de rotation du FCS R_{fp} associé au segment proximal vers le FCS R_{fd} associé au segment distal de l'articulation en position de référence est déterminée dans un premier temps.

Cette matrice de rotation est notée $[R_{fp}^{fd}]_{réf}$ et elle obtenue de la manière suivante :

$$[R_{fp}^{fd}]_{réf} = [R_{fd}]_{réf} \cdot [R_{fp}]_{réf}^{-1}$$

où $[R_{fp}]_{réf}$ et $[R_{fd}]_{réf}$ sont les matrices orthonormées des FCS des segments proximal et distal, respectivement, de l'articulation en position de référence.

Une fois cette matrice de rotation de l'articulation en position de référence déterminée, un recalage du repère du segment proximal est effectué à chaque instant i à l'aide de la matrice de rotation de référence, afin que les axes du nouveau repère proximal soient alignés avec ceux du FCS du segment distal lorsque la main est en position de référence (Figure 58). Ce recalage du repère proximal à chaque instant est obtenu de la manière suivante :

$$[R_{fpnew}]_i = [R_{fp}^{fd}]_{réf} \cdot [R_{fp}]_i$$

où $[R_{fpnew}]_i$ est la matrice correspondant au nouveau repère R_{fpnewi} du segment proximal à l'instant i après recalage à l'aide de la matrice de rotation de référence $[R_{fp}^{fd}]_{réf}$.

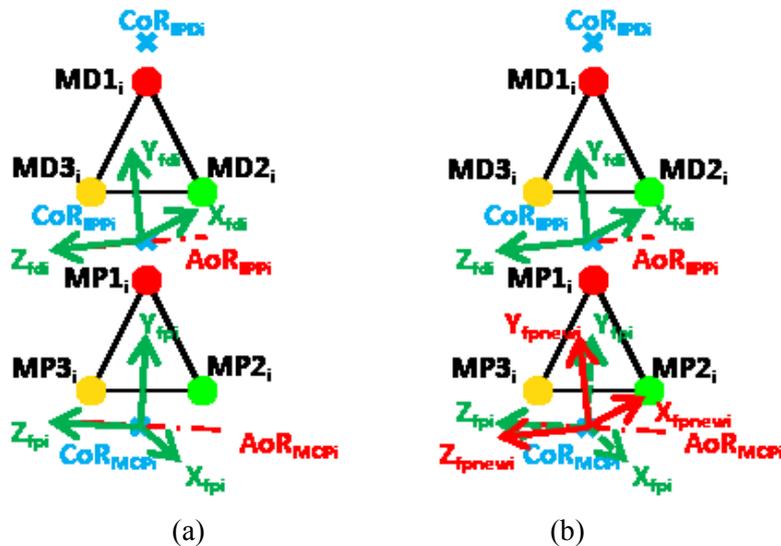


Figure 58. Schématisation des FCS des segments proximal et distal d'une articulation IPP de la main droite avant recalage (a) et après recalage du FCS associé au segment proximal (b).

Une fois le nouveau repère du segment proximal R_{fpnewi} calculé, il est possible de calculer à chaque instant i la matrice de rotation du nouveau repère du segment proximal R_{fpnewi} vers le FCS R_{fdi} du segment distal :

$$[R_{fpnew}^{fd}]_i = [R_{fd}]_i \cdot [R_{fpnew}]_i^{-1}$$

où $[R_{fpnew}^{fd}]_i$ est la matrice de rotation du nouveau repère du segment proximal R_{fpnewi} vers le FCS R_{fdi} associé au segment distal. Cette matrice est la représentation mathématique du mouvement de rotation de l'articulation à l'instant i après recalage du FCS associé au segment proximal.

Une fois la matrice de rotation $[R_{fpnew}^{fd}]_i$ déterminée, il est possible de la décomposer à l'aide de la méthode de décomposition décrite dans le paragraphe précédent et d'en déduire les angles de Cardan de l'articulation à l'instant i .

$$[R_{fpnew}^{fd}]_i = [R_{fpnewX''}]_i \cdot [R_{fpnewY'}]_i \cdot [R_{fpnewZ}]_i$$

Nous avons dans ce paragraphe présenté la méthode de compensation des angles d'offset par recalage à chaque instant du FCS associé au segment proximal, de telle sorte que les axes du nouveau FCS associé au segment proximal soient alignés à ceux du FCS associé au segment distal lorsque la main est en position de référence. Cette méthode de compensation a pour conséquence d'obtenir des angles de Cardan constants et égaux à zéro lorsque l'articulation est en position de référence.

Toutefois, des angles de Cardan constants et égaux à zéro peuvent être obtenus pour n'importe quelle position de référence de la main d'après la méthode de compensation des angles d'offset proposée dans ce paragraphe. C'est pourquoi il est nécessaire de définir une position de référence de la main qui permette d'obtenir des courbes des angles de Cardan dont les allures et les amplitudes correspondent à la description physiologique des mouvements articulaires de la main. C'est ce que nous allons voir dans le prochain paragraphe.

II.3.5.3 Définition de la position de référence

Nous avons vu dans le chapitre I que la position de référence de la main correspond au cas où tous les doigts de la main sont dans le plan palmaire, les axes longitudinaux des doigts sont alignés par rapport à celui du troisième doigt, et l'axe du troisième doigt est colinéaire à celui du troisième métacarpien. De plus, le poignet est en position intermédiaire en F-E et en A-A, c'est-à-dire en alignant l'axe longitudinal du troisième métacarpien avec celui de l'avant-bras.

Bien que la mise en position de référence de l'articulation du poignet soit aisée à effectuer, l'alignement des axes des doigts par rapport au troisième doigt est beaucoup moins facile à mettre en place, notamment dans le cas particulier du pouce. A moins de se servir d'un guide permettant d'avoir une position de référence commune pour tous les sujets comme c'est le cas dans l'étude de Goislard de Monsabert *et al.* (2014), où tous les doigts sont joints dans le plan palmaire et le pouce incliné d'un angle fixe à l'aide d'un guide, nous avons préféré dans notre cas joindre tous les doigts, y compris le pouce, dans le plan palmaire (Figure 59).



Figure 59. Position de référence de la main utilisée pour la compensation des angles d'offset.

Maintenant que la position de référence à partir de laquelle le recalage des FCS des segments proximaux des articulations sont recalés a été présentée, ainsi que la méthode de détermination et de décomposition des matrices de rotation, il est possible de calculer les angles de Cardan de chacune des articulations pour n'importe quel mouvement de la main. Toutefois, il nous reste encore à interpréter correctement ces angles de Cardan. C'est ce que nous allons voir dans le prochain paragraphe.

II.3.5.4 *Interprétation des angles de Cardan*

Une fois les matrices de rotation des articulations déterminées et les angles de Cardan déduits par décomposition de ces dernières, l'interprétation des angles de Cardan à chaque instant et pour chacune des articulations est faite de la manière suivante :

- Si l'angle de Cardan ψ_i associé à la rotation autour de l'axe F-E est tel que $\psi_i > \psi_{i-1}$, alors il y a augmentation de l'angle de F-E, ce qui correspond à un mouvement de flexion de l'articulation. A l'inverse, si $\psi_i < \psi_{i-1}$, alors il y a diminution de l'angle de F-E, ce qui correspond à un mouvement d'extension de l'articulation.
- Si l'angle de Cardan θ_i associé à la rotation autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire est tel que, $\theta_i > \theta_{i-1}$, alors il y a augmentation de l'angle d'inclinaison radio-ulnaire, ce qui correspond à un mouvement d'inclinaison ulnaire de l'articulation. En revanche, si $\theta_i < \theta_{i-1}$, alors il y a diminution de l'angle d'inclinaison radio-ulnaire, ce qui correspond à un mouvement d'inclinaison radiale de l'articulation.
- Si l'angle de Cardan φ_i associé à la rotation autour de l'axe de P-S est tel que $\varphi_i > \varphi_{i-1}$, alors il y a augmentation de l'angle de P-S, ce qui correspond à un mouvement de supination de l'articulation. A l'inverse, si $\varphi_i < \varphi_{i-1}$, alors il y a diminution de l'angle de P-S, ce qui correspond à un mouvement de pronation de l'articulation.

II.3.5.5 *Evaluation de la méthode de quantification des amplitudes articulaires*

Maintenant que les différentes étapes concernant la détermination et la décomposition des matrices de rotation ont été présentées dans les paragraphes précédents, il est nécessaire d'évaluer et de valider ces méthodes. Pour cela, un modèle numérique de la main a été créé in silico à l'aide du logiciel d'analyse cinématique Adams.MSC (MSC Software Inc., Santa Ana, CA, USA) que nous allons présenter dans le prochain paragraphe. Nous présenterons également les mouvements étudiés, ainsi que la méthode d'évaluation de la méthode de description qualitative et quantitative des mouvements articulaires de la main.

II.3.5.5.1 Description du modèle numérique de la main

Dans le modèle numérique de la main (Figure 60), l'ensemble de la paume qui est supposé être un unique segment rigide est modélisé par un prisme de forme parallélépipédique rectangulaire, tandis que les phalanges des doigts II à V sont modélisées par des cylindres dont les axes de révolution sont supposés orientés suivant les axes longitudinaux des phalanges. De même, les phalanges et le premier métacarpien du pouce sont modélisés par des cylindres dont les axes de révolution sont également supposés orientés suivant les axes longitudinaux des différents segments du pouce.



Figure 60. Modèle numérique de la main effectué sur ADAMS.MSC pour la validation de la méthode de description qualitative et quantitative des mouvements articulaires.

Les articulations IPP et IPD des doigts sont modélisées par des liaisons pivot afin de modéliser le mouvement de F-E. De même, l'articulation IP et l'articulation MCP1 du pouce sont modélisées par des liaisons pivot modélisant le mouvement de F-E. Les articulations MCP des doigts II à V sont modélisées par deux liaisons sphériques. L'articulation du poignet est également modélisée par une liaison sphérique, ainsi que les articulations TMC et MCP1 du pouce. Les positions des centres de rotation des liaisons et les orientations des axes de rotation des liaisons pivot sont connus et seront exploités par la suite pour l'évaluation de la précision des méthodes fonctionnelles d'estimation des CoR et des AoR

Les marqueurs collés sur la peau de la main des sujets lors des captures du mouvement ont également été modélisés. Trois marqueurs ont été modélisés sur les faces dorsales des phalanges de l'ensemble des doigts, ainsi que le premier métacarpien du pouce. Huit marqueurs sont également créés sur la face dorsale du segment de la paume, et disposés de manière à matérialiser les quatre os métacarpiens sous-jacents de la paume. Les trajectoires des marqueurs lors du mouvement de la main numérique seront utilisées par la suite pour l'évaluation de la précision des méthodes fonctionnelles d'estimation des CoR et des AoR, ainsi que la validation de la méthode d'analyse cinématique des mouvements de la main.

II.3.5.5.2 Validation de la méthode de quantification des amplitudes articulaires à l'aide du modèle numérique de la main

Cinq mouvements ont été étudiés à l'aide du modèle in silico de la main afin d'évaluer la précision des méthodes fonctionnelles d'estimation des CoR et des AoR et de valider la méthode d'analyse cinématique des mouvements de la main. Ces mouvements sont :

- la F-E des articulations IPP, IPD et MCP des doigts II à V, ainsi que les articulations IP et MCP du pouce ;
- l'A-A des articulations MCP des doigts II à V, ainsi que de l'articulation TMC du pouce, dans le plan palmaire ;
- l'A-A palmaire de l'articulation TMC du pouce ;
- la F-E de l'articulation du poignet ;
- et l'A-A de l'articulation du poignet.

Ces mouvements sont implémentés dans le modèle *in Silico* de la main depuis sa *position de référence*. Cette position de référence correspond au cas où l'ensemble des doigts et le pouce sont étendus et situés dans le plan palmaire. D'autre part, un seul cycle uniquement est effectué pour chaque mouvement. Les amplitudes de rotation des articulations pour chacun des mouvements sont présentées dans le Tableau 21. Aucun artefact tel que les artefacts dus aux mouvements de peau ou les bruits de hautes fréquences dus aux systèmes de capture du mouvement n'ont pas été ajouté aux trajectoires des marqueurs.

Mouvement	Articulation	Inclinaison radio-ulnaire (deg)	Rotation interne-externe (deg)	Flexion-extension (deg)
F-E des articulations IP et MCP des doigts II à V, et de l'articulation IP1	MCP1	60	0	60
	IP1	0	0	80
	MCP2	0	0	80
	IPP2	0	0	80
	IPD2	0	0	80
	MCP3	0	0	80
	IPP3	0	0	80
	IPD3	0	0	80
	MCP4	0	0	70
	IPP4	0	0	80
	IPD4	0	0	80
	MCP5	0	0	60
	IPP5	0	0	80
	IPD5	0	0	80
A-A des articulations MCP des doigts II à V, et des articulations TMC et MCP1 du pouce	TMC	15	0	0
	MCP1	25	0	0
	MCP2	30	0	0
	MCP3	10	0	0
	MCP4	-20	0	0
	MCP5	-25	0	0
F-E de la colonne du pouce	TMC	10	80	30
	MCP1	60	0	60
F-E du poignet	RC	0	0	85
A-A du poignet	RC	±35	0	0

Tableau 21. Amplitudes de rotation des articulations implémentées dans le modèle numérique de la main pour chacun des mouvements analysés.

L'objectif de la main numérique sera, dans un premier temps, d'évaluer la précision des méthodes fonctionnelles d'estimation des CoR et des AoR en comparant les positions et les orientations des CoR et des AoR estimés aux positions et orientations imposées des CoR et AoR implémentés dans le modèle numérique de la main. Pour cela, les paramètres cinématiques des articulations sont estimés à partir des trajectoires des marqueurs pour chacun des mouvements :

- Les positions et les orientations des AoR de l'ensemble des articulations IP des doigts I à V ont été estimés à l'aide du mouvement de F-E des articulations IP et MCP des doigts II à V, et de l'articulation IP1.
- Les positions des CoR des articulations MCP des doigts II à V ont été estimés à l'aide du mouvement de F-E des articulations IP et MCP des doigts II à V et de l'articulation IP1, et du mouvement d'A-A des articulations MCP des doigts II à V et des articulations TMC et MCP1 du pouce.

- Les positions des CoR des articulations TMC et MCP1 ont été estimées à l'aide du mouvement de F-E de la colonne du pouce et d'A-A des articulations MCP des doigts II à V et des articulations TMC et MCP1 du pouce.
- La position des CoR de l'articulation RC a été estimée à l'aide du mouvement de F-E du poignet et du mouvement d'A-A du poignet.

Pour l'estimation des AoR, seule la précision de la méthode « Circle-Fitting » a été évaluée. Pour l'estimation des CoR, la précision a été évaluée pour la méthode « Sphere-Fitting » et pour la méthode « SCoRE ».

L'utilisation de la main numérique a pour autre objectif de valider la méthode d'analyse cinématique des mouvements de la main. Pour cela, les CoR et les AoR sont estimés à partir des trajectoires des marqueurs de la main numérique et les FCS sont construits pour chacun des segments de la main en utilisant la méthode de construction présentée précédemment dans ce chapitre. Une fois les FCS construits, les angles de Cardan de l'ensemble des articulations sont calculés pour chaque mouvement. Les courbes des angles de Cardan sont tracées pour chaque mouvement et comparées aux mouvements imposés au modèle numérique. Les valeurs minimales et maximales sont également déduites à partir des angles de Cardan et comparées aux amplitudes imposées de mouvements des articulations.

Une fois que la méthode de description cinématique des mouvements articulaires a été validée à l'aide du modèle numérique de la main, la méthode a été utilisée pour l'analyse cinématique des mouvements fonctionnels des différentes articulations de la main, ainsi que les mouvements de prise d'objets que nous allons présenter dans la prochaine partie.

II.3.6 Synthèse

L'objectif de cette partie était de présenter les différentes hypothèses effectuées pour la modélisation cinématique de la main et de mettre en place des outils de calcul dans le but d'analyser son comportement cinématique à partir des captures du mouvement effectuées en première partie.

Pour cela, nous avons tout d'abord présenté les différentes hypothèses effectuées concernant la modélisation des différents segments et des différentes articulations de la main. De manière générale, les segments de la main sont supposés rigides et l'ensemble de la paume composé des os carpiens et des os métacarpiens des doigts II à V est supposé comme étant un unique segment rigide. Les articulations sont, quant à elles, modélisées par une ou deux liaisons pivot supposées parfaites.

Afin de pouvoir estimer la position et l'orientation des CoR et des AoR des liaisons pivot, des LCS ont été créés pour chacun des segments du modèle cinématique de la main, et ce, à partir des positions des marqueurs issus des captures du mouvement. Ces LCS permettent par la suite d'estimer les paramètres cinématiques des articulations de la main, c'est-à-dire la position et l'orientation des CoR et des AoR des articulations.

Trois méthodes fonctionnelles d'estimation des CoR et des AoR ont été présentées dans cette partie : la méthode « Circle-Fitting », la méthode « Sphere-Fitting » et la méthode « SCoRE ». Ces CoR et ces AoR sont estimés à partir des mouvements fonctionnels, c'est-à-dire des mouvements de base, tels que la F-E et l'A-A, pouvant être effectués par les articulations de la main et que l'on suppose comme étant « purs ». La qualité et la précision d'estimation de ces méthodes d'estimation ont été évaluées.

L'estimation des CoR et des AoR permet par la suite de construire des FCS pour chacun des segments du modèle cinématique. C'est à partir de ces FCS que sont quantifiées les amplitudes de mouvement articulaire. Après avoir exprimé les trajectoires des marqueurs des segments proximal et distal de l'articulation étudiée dans le FCS du segment distal, les matrices de rotation des mouvements articulaires sont calculées. Les angles de Cardan articulaires sont obtenus par décomposition de ces

matrices de rotation après avoir défini une séquence de rotation autour d'axes mobiles et compensé les angles d'offset entre les FCS des segments proximal et distal. Cette méthode de détermination et de décomposition des matrices de rotation a été évaluée à l'aide d'un modèle numérique de la main développée sur ADAMS.MSC.

Maintenant que la modélisation cinématique de la main et que les outils de calcul et d'analyse cinématique des mouvements de la main ont été présentés et évalués, nous pouvons appliquer ces outils dans le cas des mouvements expérimentaux que nous allons présenter dans la partie suivante.

II.4 Analyse cinématique des mouvements de la main

L'analyse cinématique des mouvements de la main est effectuée à l'aide de deux types de mouvements : les *mouvements fonctionnels* et les *mouvements de prise d'objets*. Nous présenterons dans la suite de cette partie les différents mouvements et les différents sujets étudiés, ainsi que les objectifs liés à ces analyses cinématiques de ces mouvements et les calculs menés au cours de ces analyses.

II.4.1 Analyse cinématique des mouvements fonctionnels

Après avoir estimé les positions des CoR et des AoR et construit les FCS à l'aide des mouvements fonctionnels, ces derniers sont à nouveau utilisés pour l'analyse cinématique des mouvements de la main (Tableau 22). Cette analyse cinématique sera effectuée à partir d'un cycle complet normalisé de F-E ou d'A-A du mouvement fonctionnel étudié.

Mouvement étudié	Nom du fichier sur Vicon
F-E des articulations IPP et IPD des doigts II à V	FlexExtIP01
F-E des articulations MCP des doigts II à V	FlexExtMCPdoigts01
A-A des articulations MCP des doigts II à V	AbdAddDoigts01
F-E de l'articulation IP du pouce	FlexExtIPPouce01
F-E de la colonne du pouce	FlexExtPouce01
F-E du poignet	FlexExtPoignet01
A-A du poignet	AbdAddPoignet01

Tableau 22. Liste des mouvements fonctionnels étudiés lors de l'analyse cinématique des mouvements de la main.

L'objectif est de déterminer à partir de ces mouvements fonctionnels les courbes normalisées des angles de Cardan pour chacune des articulations pour une évaluation qualitative. En effet, l'allure des courbes normalisées des angles de Cardan obtenues à partir des mouvements fonctionnels seront comparées avec celles obtenues lors de la validation de la méthode d'analyse cinématique des mouvements articulaires avec la main numérique sur Adams.MSC.

La normalisation des courbes des angles de Cardan est effectuée sur un cycle de mouvement pour chaque articulation. Toutefois, les intervalles de temps de ces cycles pour une même articulation sont différents d'un sujet à un autre, en fonction du temps mis par les sujets pour effectuer le mouvement de F-E ou d'A-A. Cette différence d'intervalle de temps rend la comparaison des courbes des angles de Cardan difficile entre les sujets. Pour rendre les courbes comparables, chaque cycle sera non plus exprimé en fonction du temps, mais entre 0 et 100%. En revanche, il n'y a pas de normalisation des différentes phases du mouvement de F-E ou d'A-A, comme c'est le cas dans l'analyse de la marche par exemple (Armand, 2005).

L'objectif de cette analyse consiste également à quantifier les amplitudes de mouvement des différentes articulations et à les comparer avec celles présentées dans la littérature. Des tests statistiques sont effectués sur les amplitudes des articulations des mains droites et gauches afin de voir si une différence significative existe.

Les différences angulaires entre les orientations des AoR en F-E des articulations IPP et IPD d'un même doigt seront également calculées au cours de cette analyse. De même, les différences d'orientations angulaires entre les AoR en F-E des articulations IP et MCP1 du pouce, ainsi qu'entre l'AoR en F-E et l'AoR en A-A de l'articulation TMC seront également calculées.

II.4.2 Analyse cinématique des mouvements de prise d'objets

En plus de l'analyse cinématique des mouvements fonctionnels, les mouvements de prise d'objets ont également été étudiés. Ces mouvements concernent principalement les objets de forme cylindrique ou sphérique de diamètres et de poids différents à l'aide de la main droite, puis de la main gauche. Les mouvements analysés sont présentés dans le Tableau 23.

Type d'objet	Mouvement étudié	Diamètre (mm)	Nom du fichier sur Vicon
Objet cylindrique	Manipulation d'une petite bouteille d'eau pleine	65	PetiteBoutPleine01
	Manipulation d'une grande bouteille d'eau pleine	95	GrandeBoutPleine01
	Manipulation d'une bille	16	Bille01
Objet sphérique	Manipulation d'une balle de tennis	65	Tennis01
	Manipulation d'une balle de handball	185	Handball01

Tableau 23. Liste des mouvements de prise d'objets sphériques ou cylindriques étudiés lors de l'analyse cinématique des mouvements de la main.

L'objectif de l'analyse des mouvements de prise d'objets est de faire une description qualitative des postures de la main une fois l'objet pleinement saisi et de faire des comparaisons intra-sujets et inter-sujets entre les différentes postures adoptées en fonction du type d'objet saisi, de sa taille et de son poids.

L'objectif de ces analyses est également de quantifier les amplitudes articulaires une fois l'objet pleinement saisi et d'effectuer des comparaisons intra-sujet et inter-sujet entre les amplitudes articulaires en fonction de la taille et de la géométrie de l'objet saisi.

Pour ce faire, les mouvements de prise d'objets sont analysés à un instant où l'objet est pleinement saisi et complètement soulevé de la table par le sujet. D'autre part, afin d'éliminer l'influence de la longueur de la main sur les angles articulaires et de les rendre comparables entre les sujets, nous avons utilisé la méthode de normalisation employée dans la thèse d'Adriana Savescu (2006). Cette méthode consiste d'abord à calculer un coefficient de normalisation k_i pour chaque sujet, puis à calculer le diamètre normalisé D_{ni} de l'objet manipulé par le sujet à l'aide des relations suivantes :

$$k_i = \frac{L_i}{L_{moy}}$$

$$D_{ni} = k_i \cdot D$$

où D est le diamètre réel de l'objet manipulé, L_i est la longueur de la main du sujet et L_{moy} est la moyenne des longueurs de mains de l'ensemble des sujets étudiés.

II.4.3 Analyses statistiques

Plusieurs tests statistiques sont effectués sur les données calculées afin de les comparer et de déterminer s'il existe des différences significatives intra-sujet et inter-sujet, notamment au niveau des amplitudes articulaires entre la main droite et la main gauche pour les mouvements fonctionnels et les mouvements de prise d'objets.

Pour cela, les différents groupes de données ont été analysés à l'aide de la fonction Matlab « *var* », afin de vérifier que les variances entre les groupes de données comparés sont identiques. L'analyse de la normalité des courbes de distribution des groupes de données a également été vérifiée en effectuant le **test de Kolmogorov-Smirnov**. C'est la fonction Matlab « *kstest* » qui a été utilisée pour vérifier la normalité des courbes de distribution des groupes de données.

Dans le cas où les deux groupes de données comparés ont une distribution normale et sont de variances identiques, c'est le **test de Student** qui a été utilisé pour comparer les deux groupes. La fonction utilisée pour faire ce test est « *ttest2* », ce qui permet de comparer deux groupes parfois de tailles différentes. Les variances étant identiques, l'option « *vartype* » de la fonction « *ttest2* » est choisie par défaut sur la position « *equal* ». En revanche, si les deux groupes de données comparés ont une distribution normale, mais sont de variances différentes, alors c'est une variante du test de Student qui a été utilisée pour comparer les deux groupes : le **test t de Welch**. Pour cela, la même fonction Matlab « *ttest2* » est utilisée, mais en modifiant l'option « *vartype* » et en le positionnant sur « *unequal* ».

Dans le cas où l'un des deux groupes ne possède pas une distribution normale des données, c'est le **test de Wilcoxon** qui est effectué entre deux groupes de données. Pour cela, c'est la fonction « *ranksum* » qui est utilisée pour effectuer le test sur Matlab. Il est possible de tester avec cette fonction des groupes de tailles différentes et dont la distribution d'au moins un des groupes ne suit pas une distribution normale.

II.4.4 Synthèse

Après avoir présenté les outils de calcul et d'analyse cinématique en deuxième partie, ceux-ci sont utilisés pour l'analyse de mouvements expérimentaux issus des captures que nous avons effectuées en première partie. Ces mouvements expérimentaux sont les mouvements fonctionnels de la main, et les mouvements de prise d'objets. Dans le cas des mouvements de prise d'objets, deux géométries sont étudiées, les objets cylindriques et les objets sphériques.

L'objectif de ces analyses est de déterminer les formes des courbes des angles de Cardan et de quantifier les amplitudes de mouvement articulaire et de comparer les résultats avec ceux déjà obtenus lors des évaluations des méthodes d'analyse présentées en deuxième partie de ce chapitre et de comparer ces résultats également avec ceux présentés dans la littérature. Nous avons également présenté dans cette partie les outils de tests statiques utilisés pour les comparaisons intra-sujet et inter-sujet. L'analyse des mouvements aura également pour objectif d'étudier le comportement cinématique de la main lors de la prise d'objets cylindriques ou sphériques de diamètres et de poids différents.

II.5 Synthèse du chapitre II

L'analyse cinématique des mouvements de la main se déroule en plusieurs temps. Elle nécessite tout d'abord d'effectuer la capture des mouvements à l'aide d'un système optoélectronique. Pour cela, une plateforme composée de 17 caméras Vicon a été utilisée et 56 marqueurs de 1.5 et 3 mm de diamètre ont été collés sur la peau des sujets suivant deux méthodes de pose : la méthode « Three markers per segment » et la méthode « Two markers per metacarpal ». Différents mouvements ont été capturés sur les mains droites et gauches de 11 sujets, dont les mouvements fonctionnels et des mouvements de prise d'objets.

Suite à la capture du mouvement, un post-traitement des captures du mouvement est effectué afin d'obtenir les trajectoires des marqueurs et de pouvoir les analyser par la suite.

Avant d'analyser les mouvements articulaires à partir des trajectoires des marqueurs, il est nécessaire de définir un modèle cinématique de la main et de développer des outils de calcul et d'analyse cinématique. Pour cela, nous avons fait l'hypothèse que les segments de la main étaient rigides, en particulier le segment de la paume, et que les articulations étaient modélisables par des liaisons pivot parfaites. Des LCS ont été créés à partir des positions des marqueurs pour chacun des segments du modèle cinématique. La définition des LCS permet d'estimer, par la suite les positions et les orientations des CoR et des AoR des liaisons pivot.

L'estimation des CoR et des AoR est effectuée à l'aide de méthodes fonctionnelles d'estimation, et à partir des mouvements fonctionnels. Trois méthodes fonctionnelles d'estimation ont été étudiées et utilisées durant cette thèse : la méthode « Circle-Fitting », la méthode « Sphere-Fitting » et la méthode « SCoRE ». L'estimation des CoR et des AoR permet, par la suite, de construire les FCS des segments du modèle cinématique. Les matrices de rotation des mouvements articulaires sont déterminées à partir des FCS et sont décomposées en trois rotations élémentaires autour d'axes mobiles. Cette décomposition des matrices de rotation permet d'en déduire les angles de Cardan décrivant ces mouvements articulaires.

Enfin, plusieurs évaluations et plusieurs analyses ont été effectuées au cours de cette thèse. Tout d'abord, une évaluation des méthodes d'estimation a été effectuée afin de vérifier qu'elles permettent d'estimer les CoR et les AoR des articulations de la main avec précision. Ensuite, la méthode de détermination et de décomposition des matrices de rotation a également été évaluée à l'aide d'un modèle numérique de la main, afin de vérifier qualitativement et quantitativement que les courbes des angles de Cardan estimées correspondent aux mouvements implémentés dans le modèle. Enfin, une analyse cinématique des mouvements fonctionnels et des mouvements de prise d'objets de forme cylindriques et sphériques a été effectuée à partir des différents outils d'analyse présentés au cours de ce chapitre. Les résultats de ces différentes analyses vont être présentés dans le prochain chapitre que nous vous proposons de découvrir.

Chapitre III - Résultats

III.1 Introduction

Après avoir présenté dans le chapitre II, le matériel utilisé pour la capture du mouvement de l'enveloppe externe et de la géométrie interne, les méthodes d'estimation des paramètres cinématiques de la main, et les méthodes d'analyse cinématique, nous allons présenter dans ce chapitre III les résultats issus du post-traitement des données expérimentales et des analyses cinématiques des mouvements de la main.

Dans une première partie nous présenterons les résultats du post-traitement des données issues de la labellisation des marqueurs à partir des captures du mouvement. Nous présenterons également dans cette partie les difficultés rencontrées lors de ces deux étapes préliminaires de post-traitement des données expérimentales.

Comme nous l'avons vu dans le chapitre précédent, une étude de validation de la méthode d'analyse cinématique du mouvement à l'aide du modèle a été effectuée à l'aide du modèle *in silico* de la main, ainsi qu'une étude de quantification des RMSE des méthodes fonctionnelles d'estimation des CoR et des AoR à l'aide des captures de mouvement. La deuxième partie de ce chapitre aura pour objectif de présenter les résultats obtenus à la suite de ces études.

Nous présenterons, ensuite, en troisième partie les résultats issus des analyses cinématiques des mouvements fonctionnels et des mouvements de prise d'objets issus de la capture du mouvement. Cette troisième partie se déroulera en deux temps. Tout d'abord, nous présenterons les résultats obtenus à partir de l'analyse cinématique des mouvements fonctionnels de la main. Puis, nous présenterons les résultats issus de l'analyse cinématique des mouvements de prise d'objets.

Enfin, nous clôturerons ce chapitre III par une synthèse globale sur les différents résultats présentés au cours de différentes parties de ce chapitre.

III.2 Post-traitement des données expérimentales

Avant de pouvoir exploiter les données issues des captures de mouvement, un post-traitement est d'abord nécessaire afin de les rendre exploitables pour les différentes études. Ce post-traitement consiste en la labellisation des marqueurs sur les captures du mouvement. Nous allons présenter dans cette partie les résultats de la labellisation, ainsi que les difficultés rencontrées au cours de cette opération.

Comme nous l'avons mentionné dans le chapitre II, tous les mouvements capturés ne sont pas été étudiés dans cette thèse. Seules les *positions de référence* de la main, ainsi que certains *mouvements fonctionnels* et certains *mouvements de prise d'objets*, présentés dans les Tableau 22 et Tableau 23 du chapitre II, ont été labellisés. La labellisation des 56 marqueurs de la main et de l'avant-bras a été faite manuellement afin d'empêcher les confusions de trajectoires entre les marqueurs, rendant ainsi l'opération de labellisation des marqueurs de chaque sujet plus longue.

De plus, outre le risque de confusion des trajectoires des marqueurs, et malgré les précautions prises pendant les sessions de capture du mouvement, de nombreuses occlusions de marqueurs surviennent pendant les captures, parfois sur de nombreuses images d'affilées. Ces occlusions rendent la labellisation des marqueurs plus difficile, car elles nécessitent de ré-identifier les marqueurs à chaque fois qu'ils réapparaissent et la reconstruction de la partie manquante de la trajectoire. Parfois, la reconstruction de trajectoire proposée par le logiciel de labellisation est aberrante lorsque le marqueur disparaît trop longtemps.

Pour les captures de la main en position de référence, tous les marqueurs ont pu être labellisés pour l'ensemble des sujets. En revanche, pour les mouvements fonctionnels, de nombreuses reconstructions de trajectoires ont été nécessaires à cause des nombreuses occlusions de marqueurs sur les captures. De nombreux marqueurs n'ont également pas pu être labellisés, soit parce qu'ils ont été arrachés au cours du mouvement, soit parce qu'ils n'étaient pas visibles par les caméras, ou bien la durée des occlusions était trop importante. Le Tableau 24 présente l'ensemble des marqueurs n'ayant pas pu être labellisés pour chaque sujet et pour chaque mouvement.

	Sujet 1 – Main D	Sujet 4 – Main G	Sujet 6 – Main D	Sujet 8 – Main D	Sujet 8 – Main G	Sujet 9 – Main D
F-E IPP et IPD des doigts II à V	D5P2M1	M3M2	D5P2M2	-	D3P3M2	D2P1M1 D2P1M2 D2P1M3 D3P1M1 D3P1M2 D3P1M3 D3P3M1 D4P1M1 D4P1M2 D4P1M3 D5P1M1 D5P1M2 D5P1M3
F-E MCP des doigts II à V	-	M3M2	-	-	D3P3M2	-
A-A MCP des doigts II à V	D3P3M3	M3M2	-	-	-	-
F-E IP1 du pouce	D1P2M2	D1P1M1 D1P2M1	-	M1M1	-	M1M1
F-E du pouce	-	D1P1M1	-	M1M1	-	D5P1M2 M1M1
A-A Palm. du pouce	-	D1P1M1	-	-	-	M1M1
F-E du poignet	-	M3M2	-	-	-	-
A-A du poignet	-	M3M2	-	-	-	M1M1

Tableau 24. Ensemble des marqueurs n'ayant pas pu être labellisés pour chaque mouvement fonctionnel et pour chaque sujet.

Comme pour les captures de mouvement fonctionnel, de nombreuses reconstructions de trajectoires de marqueurs ont été nécessaires sur les captures de mouvement de prise d'objets, avec parfois l'impossibilité de labelliser certains marqueurs. Le Tableau 25 présente l'ensemble des marqueurs n'ayant pas pu être labellisés pour chaque sujet et pour chaque mouvement.

	Petite Bout. vide	Grande Bout. vide	Bille	Balle de tennis	Balle de handball
Sujet 1 – Main D	D5P2M1	D5P2M1	D5P2M1	D4P3M2 D5P2M1	D5P2M1
Sujet 4 – Main D	D1P1M1 D1P1M3 D1P2M1 D1P2M2	D1P1M1 D1P1M3 D1P2M1 D1P2M2	D1P1M1 D1P2M1 D1P2M2 D5P1M1 D5P1M2 D5P1M3	D1P1M1 D1P1M3 D1P2M1 D4P1M2	D1P1M1 D1P1M3 D1P2M1 D1P2M2 D4P1M2
Sujet 5 – Main D	D1P2M3	D1P2M3	D1P2M3	D1P2M3	D1P2M1 D1P2M3 M1M1
Sujet 6 – Main D	D5P2M2	D1P2M3 D5P2M2	D5P2M2	D5P2M2	D5P2M2
Sujet 7 – Main D	D1P2M3	D1P2M1 D1P2M3			
Sujet 8 – Main D	D5P2M3	-	-	-	-
Sujet 9 – Main D	M1M1	D1P2M1 M1M1	M1M1	D3P3M3 M1M1	D1P2M1 D1P2M3 D3P3M3 M1M1
Sujet 9 – Main G	D5P2M3	D5P2M3	-	D1P1M2 D1P2M3 M1M2 M1M3 D5P2M3	D1P1M2 D1P2M3 M1M2 M1M3

Tableau 25. Ensemble des marqueurs n’ayant pas pu être labellisés pour chaque mouvement de prise d’objet et pour chaque sujet.

La labellisation des marqueurs à partir des captures de mouvement nous a demandé beaucoup de temps en raison du nombre important d’occlusions de marqueurs. Ces occlusions de marqueurs nécessitent de reconstruire les trajectoires des marqueurs pendant l’intervalle de leur disparition. Toutefois, lorsque l’intervalle durant lequel le marqueur disparaît est trop long, il devient impossible de faire une reconstruction de la trajectoire qui soit convenable, et, de ce fait, le marqueur n’est pas labellisé. Comme nous le verrons par la suite dans ce chapitre, la perte d’un marqueur ou la non labellisation d’un marqueur n’est pas sans conséquence pour l’analyse cinématique des mouvements de la main.

Au cours de la phase de labellisation, les captures de mouvement de la main gauche du sujet 4 ont été écartées pour la suite des études car elles sont de trop mauvaise qualité, avec de fréquentes occlusions de marqueurs et sur des intervalles importants, ce qui rend la labellisation de ces derniers impossible.

Pour les marqueurs ayant été labellisés, il est maintenant possible d’exploiter leurs trajectoires pour évaluer les méthodes d’estimation des paramètres cinématiques et d’analyse cinématique des mouvements de la main. Nous allons dans les prochaines parties présenter les résultats de ces études.

III.3 Evaluation des méthodes d'analyse cinématique

Dans cette partie, nous allons présenter dans un premier temps les résultats de l'étude d'évaluation de la méthode de calcul des angles de Cardan à l'aide du modèle numérique de la main construit sur Adams.MSC. Puis, nous présenterons dans un deuxième temps les résultats de quantification de la qualité d'estimation des méthodes fonctionnelles « Circle-Fitting » et « Sphere-Fitting » pour chacune des articulations de la main à l'aide des captures de mouvement présentées dans la partie précédente.

III.3.1 Analyse cinématique du modèle numérique de la main in silico

Pour pouvoir évaluer et valider la méthode de calcul des angles de Cardan proposée dans le chapitre II, une étude sur la précision des méthodes fonctionnelles d'estimation a été effectuée en comparant les positions et les orientations des CoR et des AoR estimés à partir des trajectoires des marqueurs du modèle numérique de la main créé sur Adams.MSC, aux position et orientation des CoR et des AoR implémentés dans le modèle numérique de la main (Figure 61). Une autre étude qualitative et quantitative a également été effectuée afin de comparer la forme et l'amplitude des courbes des angles de Cardan calculées à partir des trajectoires des marqueurs, aux mouvements implémentés dans le modèle numérique de la main, afin de valider la méthode d'analyse cinématique des mouvements de la main. Nous allons dans les prochains paragraphes présenter les résultats de ces études.

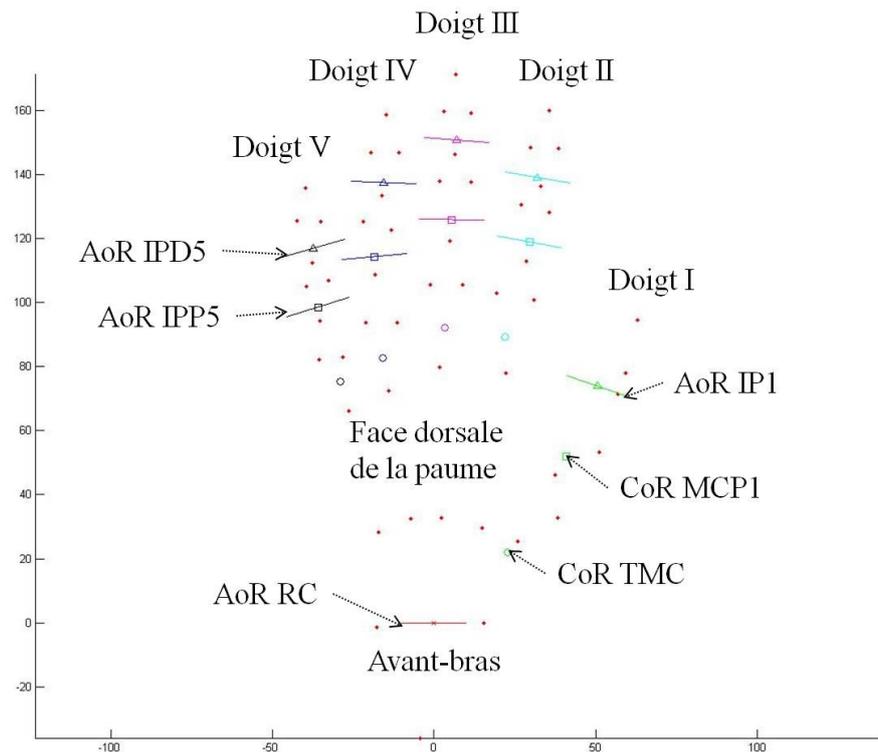


Figure 61. Représentation visuelle des positions des marqueurs de la main numérique en position de référence, ainsi que des positions et des orientations imposées des CoR et des AoR de chacune des articulations.

III.3.1.1 Précision des méthodes d'estimation des paramètres cinématiques

Dans le cas des CoR, la précision de la méthode d'estimation est évaluée en calculant la distance entre la position estimée et la position imposée du CoR dans le modèle numérique. Deux méthodes fonctionnelles d'estimation des CoR ont été évaluées pour les articulations RC, TMC, MCP1, et les articulations MCP des doigts II à V : la méthode « Sphere-Fitting » et la méthode SCoRE.

La Figure 62 montre les distances calculées entre les CoR estimés et les CoR imposés des articulations RC, TMC et MCP1 du pouce, et MCP des doigts II à V. Les distances calculées dans le cas de la méthode « Sphere-Fitting » sont comparées à celles obtenus dans le cas de la méthode « SCoRE ». On constate pour les articulations MCP1 du pouce et MCP des doigts II à V que la méthode « SCoRE » et la méthode « Sphere-Fitting » sont équivalentes (Figure 62).

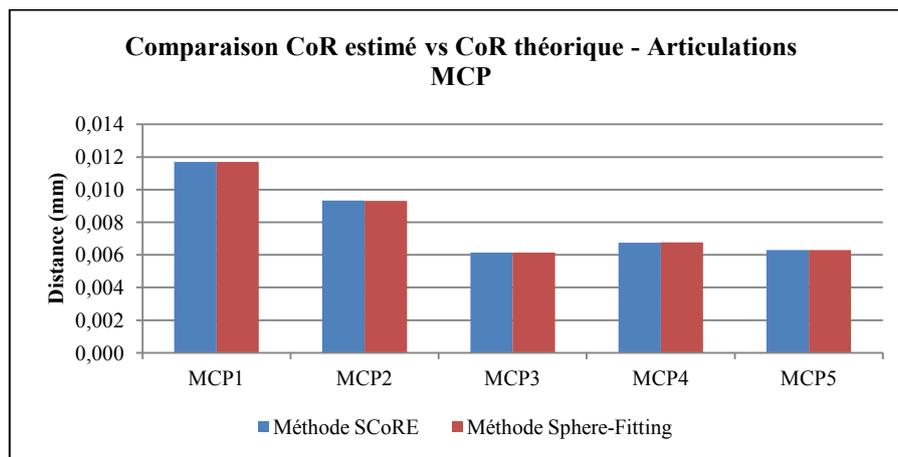


Figure 62. Comparaison des distances calculées entre les CoR estimés à l'aide des méthodes « SCoRE » et « Sphere-Fitting », et les CoR imposés de l'ensemble des articulations MCP de la main.

En revanche, sur la Figure 63, on constate pour l'articulation TMC que la méthode « Sphere-Fitting » est nettement plus précise que la méthode « SCoRE ». En effet, la distance entre le CoR estimé et le CoR imposé est plus petite dans le cas de la méthode « Sphere-Fitting », où la distance calculée est de 0,01 mm, alors que la distance calculée est de 9,57 mm dans le cas de la méthode « SCoRE ».

Pour l'articulation RC, les distances entre les CoR estimés et les CoR imposés sont proches pour les deux méthodes : 1,39 mm pour la méthode « SCoRE » et 1,65 mm pour la méthode « Sphere-Fitting » (Figure 63). Toutefois, c'est la méthode « SCoRE » qui est la plus précise pour l'articulation RC.

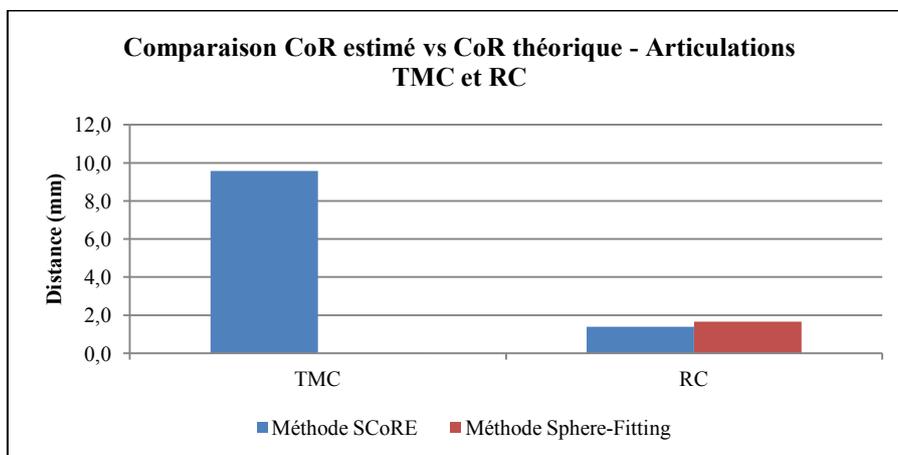


Figure 63. Comparaison des distances calculées entre les CoR estimés et les CoR imposés dans le cas de la méthode « SCoRE » et de la méthode « Sphere-Fitting » pour les articulations TMC et RC.

Dans le cas de l'estimation des AoR, la précision de la méthode « Circle-Fitting » a été évaluée en calculant, d'une part, la position de l'AoR par rapport à l'AoR imposé dans le modèle numérique à l'aide de la perpendiculaire commune, d'autre part, en calculant l'orientation de l'AoR estimé par rapport à l'AoR imposé.

Les distances et les orientations des AoR estimés par rapport aux AoR imposés à l'ensemble des articulations IP de la main sont présentées sous forme de graphes sur les Figure 64 et Figure 65. On constate que ces distances et les angles entre les AoR estimés et imposés sont petits. En effet, la distance maximum obtenue est inférieure à 10^{-2} mm pour l'articulation IPP3, et la différence angulaire maximum est de $0,05^\circ$ pour l'articulation IPP5. La méthode « Circle-Fitting » permet donc d'estimer la position et l'orientation des AoR avec une précision relativement correcte en comparaison avec les dimensions des segments de la main numérique et des amplitudes des mouvements des articulations.

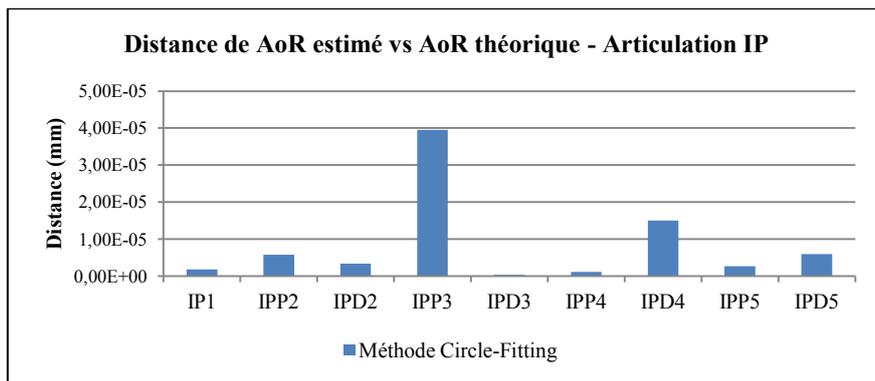


Figure 64. Distance des AoR estimés par la méthode « Circle-Fitting » par rapport aux AoR imposés.

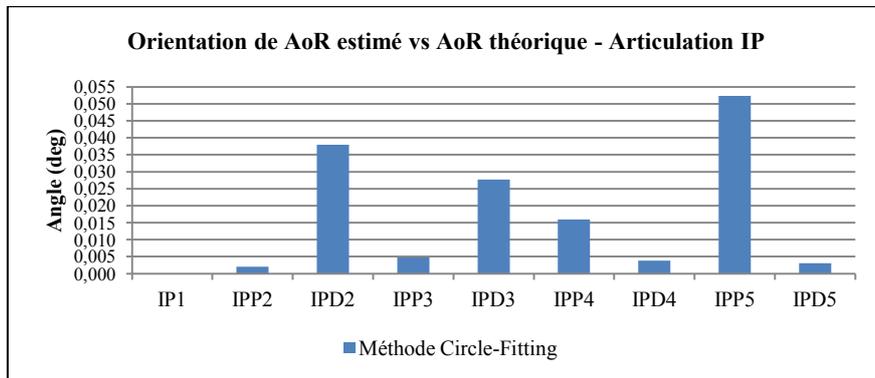


Figure 65. Orientation des AoR estimés par la méthode « Circle-Fitting » par rapport aux AoR imposés.

Après avoir montré les résultats concernant la précision des méthodes fonctionnelles d'estimation des CoR et des AoR à l'aide du modèle numérique de la main, nous allons dans le prochain paragraphe présenter les résultats de l'analyse cinématique des mouvements de la main numérique, afin de valider la méthode de calcul des angles de Cardan proposée dans le paragraphe II.

III.3.1.2 Etude qualitative et quantitative des angles de Cardan estimés

Les résultats concernant l'analyse cinématique de cinq mouvements effectués par la main numérique vont être présentés dans ce paragraphe :

- La F-E des articulations IP et MCP des doigts II à V et de l'articulation IP1.
- L'A-A des articulations MCP des doigts II à V et des articulations TMC et MCP1.
- La F-E de la colonne du pouce.
- La F-E du poignet.
- L'A-A du poignet.

Une présentation qualitative de ces résultats sera d'abord faite en présentant la forme des courbes des angles de Cardan obtenues pour l'ensemble des articulations à chaque mouvement. Ensuite, une présentation quantitative des résultats sera faite en calculant les amplitudes maximum de mouvement des articulations et en comparant ces valeurs aux amplitudes imposées au modèle in silico de la main.

Sur les représentations graphiques des angles de Cardan, les angles sont représentés par trois couleurs différentes : la couleur rouge correspond la rotation autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire, la couleur verte correspond à la rotation autour de l'axe de rotation interne-externe, et la couleur bleu correspond à la rotation autour de l'axe de flexion-extension.

III.3.1.2.1 F-E des articulations MCP et IP des doigts II à V et de l'articulation IP1

Pour le mouvement de F-E de l'ensemble des articulations MCP et IP de la main (Figure 66), on constate que les variations angulaires des angles de Cardan ont effectivement lieu suivant l'axe de F-E pour l'ensemble des articulations MCP et IP, excepté l'articulation MCP1, et que la forme des courbes obtenues est bien celle d'une demi-sinusoïde, ce qui correspond à un cycle de F-E des articulations. Au début du mouvement, la main est en position de référence, ce qui se traduit graphiquement par des angles de Cardan nuls. Les angles de Cardan atteignent ensuite un maximum au moment de la flexion complète des articulations, puis les angles redeviennent nuls au moment où la main revient en position de référence. Dans le cas des articulations TMC et RC, les angles de Cardan restent constamment nuls car ces articulations ne sont pas mises en mouvement.

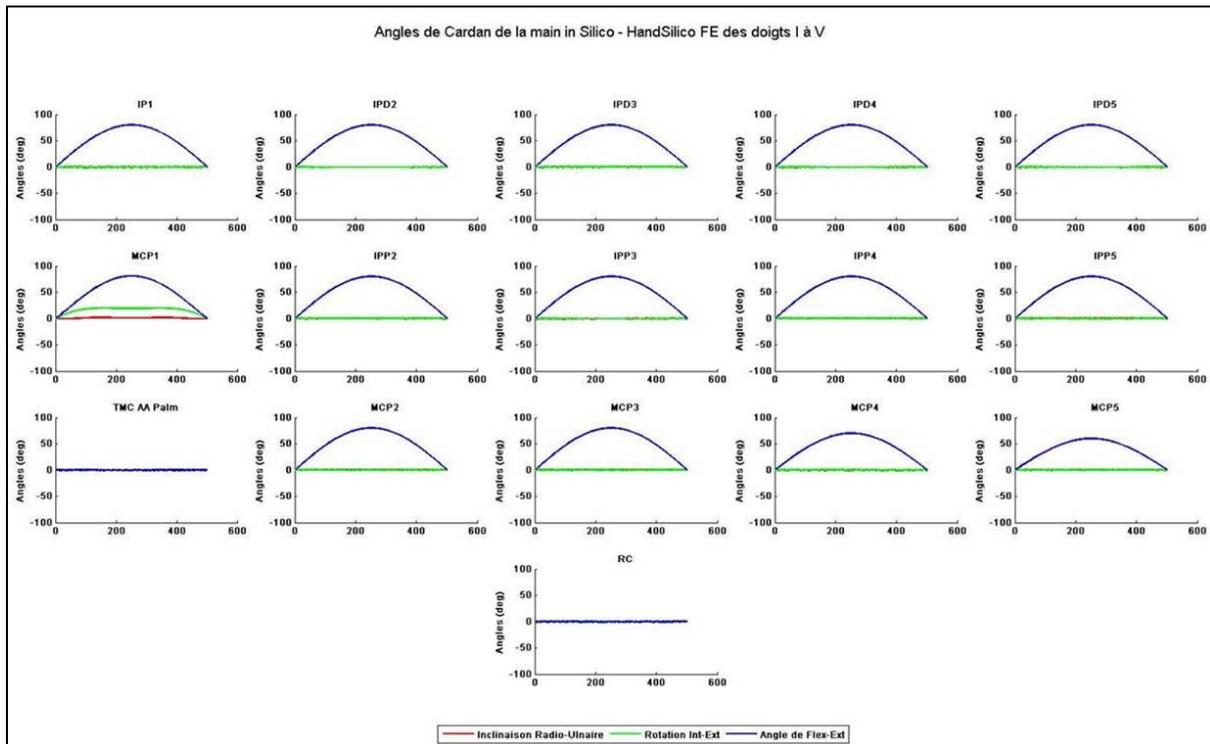


Figure 66. Représentation graphique des angles de Cardan dans le cas de la F-E des articulations IP et MCP des doigts II à V et de l'articulation IP1.

Dans le cas de l'articulation MCP1, on observe bien une rotation autour de l'axe de flexion-extension, ainsi qu'autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire, mais on observe également une rotation autour l'axe de rotation interne-externe (Figure 66). L'amplitude de rotation maximum autour de l'axe de flexion-extension est de $80,83^\circ$ alors que l'amplitude maximum imposée est de 60° . Dans le cas de la rotation autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire, l'amplitude maximum calculée est de $1,76^\circ$ alors qu'elle devrait être de 60° . Enfin, l'amplitude de rotation maximum calculée autour de l'axe de rotation interne-externe est de $19,68^\circ$ alors qu'il ne devrait pas y avoir de rotation autour de cet axe.

Les comparaisons des amplitudes maximum calculées des angles de Cardan par rapport aux amplitudes imposées de l'ensemble des articulations de la main, excepté l'articulation MCP1, sont présentées à la Figure 67. On constate sur cette figure que les écarts entre les amplitudes maximum calculées et les amplitudes imposées des angles de Cardan sont petites, et que l'écart maximum obtenu est inférieur à 10^{-2} mm pour l'angle de rotation interne-externe de l'articulation IPD5.

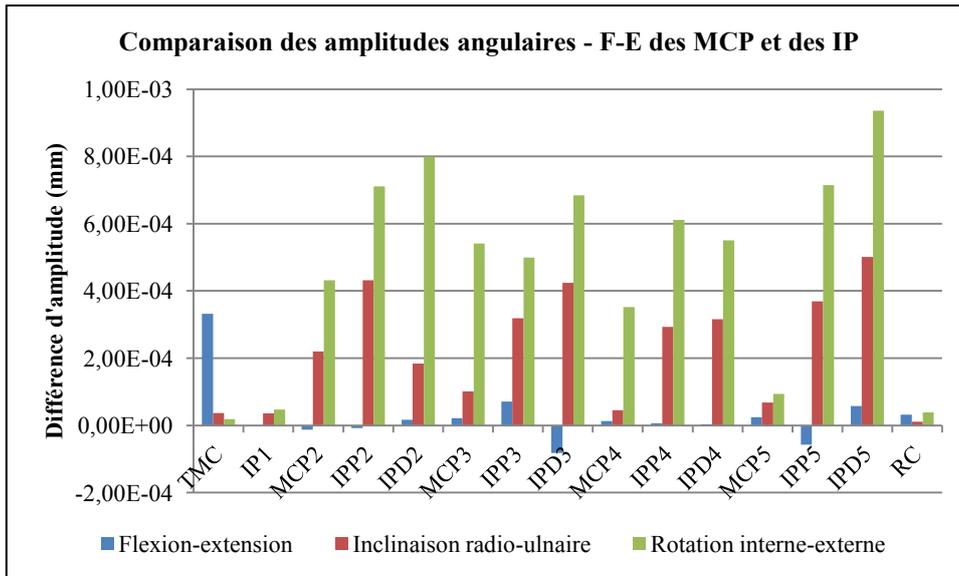


Figure 67. Comparaison des amplitudes maximum calculées aux amplitudes imposées des angles de Cardan pour l'ensemble des articulations de la main, excepté l'articulation MCP1, dans le cas de la F-E des articulations IP et MCP des doigts II à V et de l'articulation IP1.

III.3.1.2.2 A-A des articulations MCP des doigts II à V et des articulations TMC et MCP1

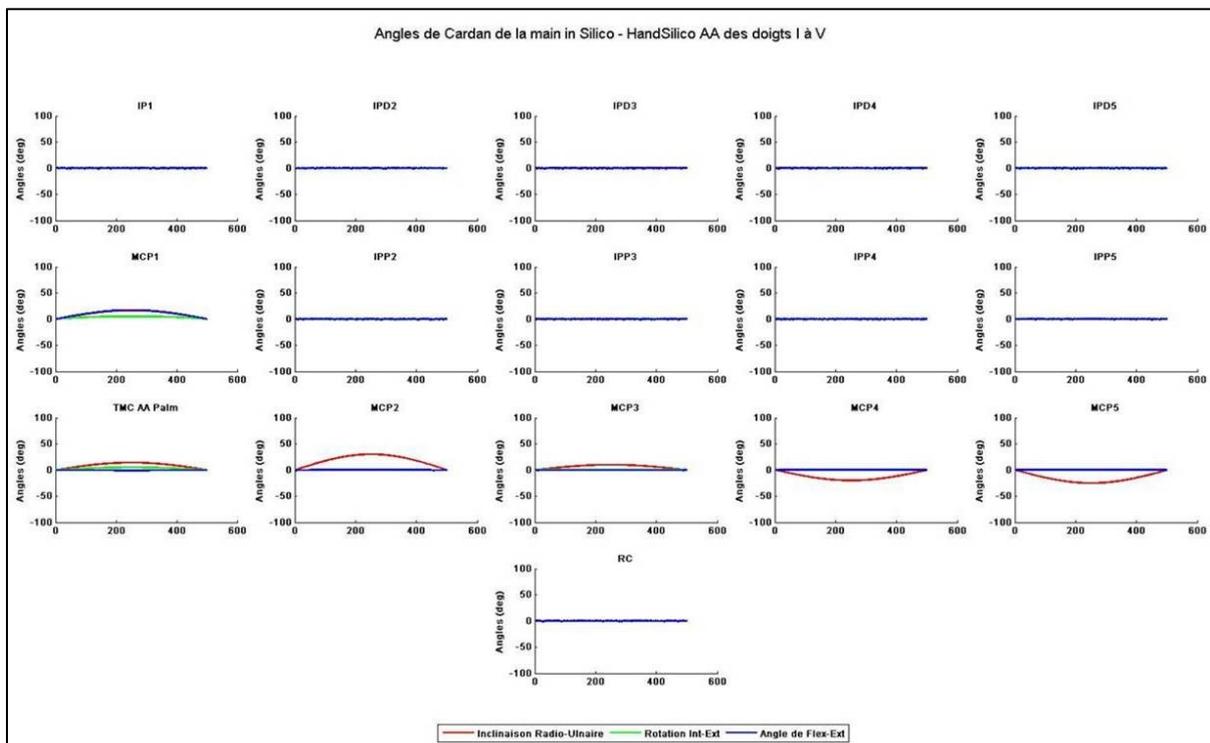


Figure 68. Représentation des courbes des angles de Cardan dans le cas de l'A-A des articulations MCP des doigts II à V et des articulations TMC et MCP1.

Pour le mouvement d'A-A des articulations TMC et MCP des doigts I à V (Figure 68), on observe que les variations angulaires ont bien lieu uniquement suivant l'axe d'inclinaison radio-ulnaire, excepté pour les articulations TMC et MCP1, et les courbes obtenues sont bien celle d'une demi-sinusoïde, ce qui correspond à un cycle d'A-A des articulations. Au début du mouvement, lorsque la main est en position de référence, l'angle d'inclinaison radio-ulnaire est bien nul pour l'ensemble des articulations des doigts II à V. Cet angle atteint un extremum au moment où les doigts sont en abduction complète,

puis il redevient nul lorsque la main revient en position de référence. Le signe des extremums des angles d'inclinaison radio-ulnaire varie d'une articulation à l'autre. Dans le cas des articulations MCP2 et MCP3, il est positif, alors qu'il est négatif pour les articulations MCP4 et MCP5. En effet, lorsqu'on observe le mouvement d'A-A des doigts de la main par rapport au doigt III en position de référence, on constate que les sens de rotation ne sont pas les mêmes, ce qui explique le changement de signe des courbes d'une articulation MCP à l'autre. Dans le cas des articulations IP de l'ensemble des doigts et de l'articulation RC du poignet, les angles de Cardan restent constamment nuls car ces articulations ne sont pas mises en mouvement.

Dans le cas des articulations TMC et MCP1, on observe bien une rotation autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire, mais également de la rotation autour de l'axe de rotation interne-externe dans le cas de l'articulation TMC, et de la rotation autour de l'axe de rotation interne-externe et de l'axe de flexion-extension dans le cas de l'articulation MCP1 (Figure 68). Pour l'articulation TMC, l'amplitude de rotation maximum calculée autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire est de $14,09^\circ$ alors que l'amplitude maximum imposée est de 15° . Dans le cas de la rotation autour de l'axe de rotation interne-externe l'amplitude de rotation maximum calculée $5,2^\circ$, alors qu'il ne devrait pas y avoir de rotation autour de cet axe. Pour l'articulation MCP1, l'amplitude de rotation maximum calculée autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire est de $16,66^\circ$ alors qu'elle devrait être de 25° . Dans le cas des rotations autour de l'axe de rotation interne-externe et de l'axe de flexion-extension, les amplitudes de rotation maximum calculées sont, respectivement, de $4,97^\circ$ et de $17,33^\circ$, alors qu'il ne devrait pas y avoir de rotation autour de ces axes.

Les comparaisons des amplitudes maximum calculées des angles de Cardan par rapport aux amplitudes imposées de l'ensemble des articulations de la main, excepté les articulations TMC et MCP1, sont présentées à la Figure 69. On constate que les écarts entre les amplitudes maximum calculées et les amplitudes imposées des angles de Cardan sont petites, et que l'écart maximum obtenu est de $0,6 \cdot 10^{-6}$ mm pour l'angle d'inclinaison radio-ulnaire de l'articulation IPD2.

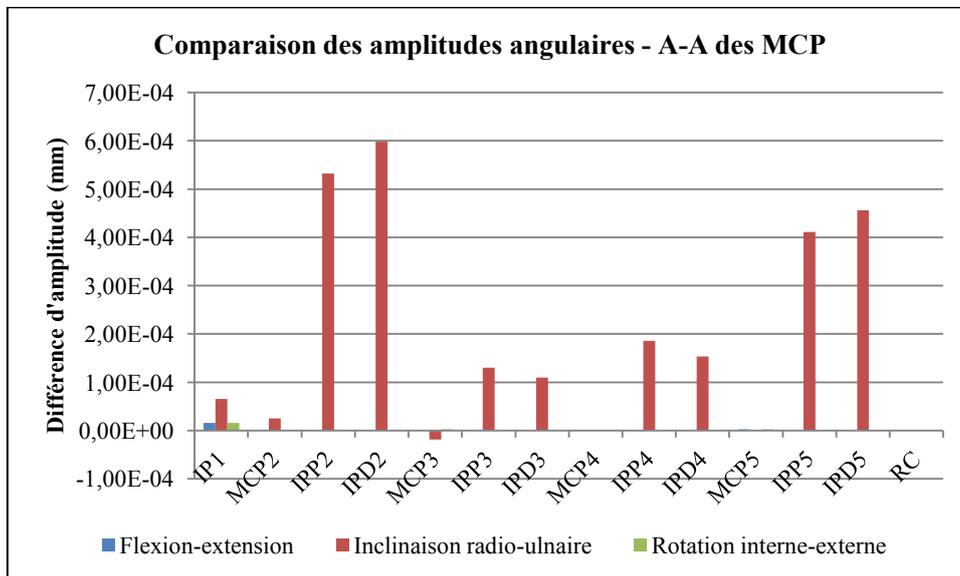


Figure 69. Comparaison des amplitudes maximum calculées aux amplitudes imposées des angles de Cardan pour l'ensemble des articulations de la main, excepté les articulations TMC et MCP1, dans le cas de l'A-A des articulations MCP des doigts II à V et des articulations TMC et MCP1.

III.3.1.2.3 F-E de la colonne du pouce

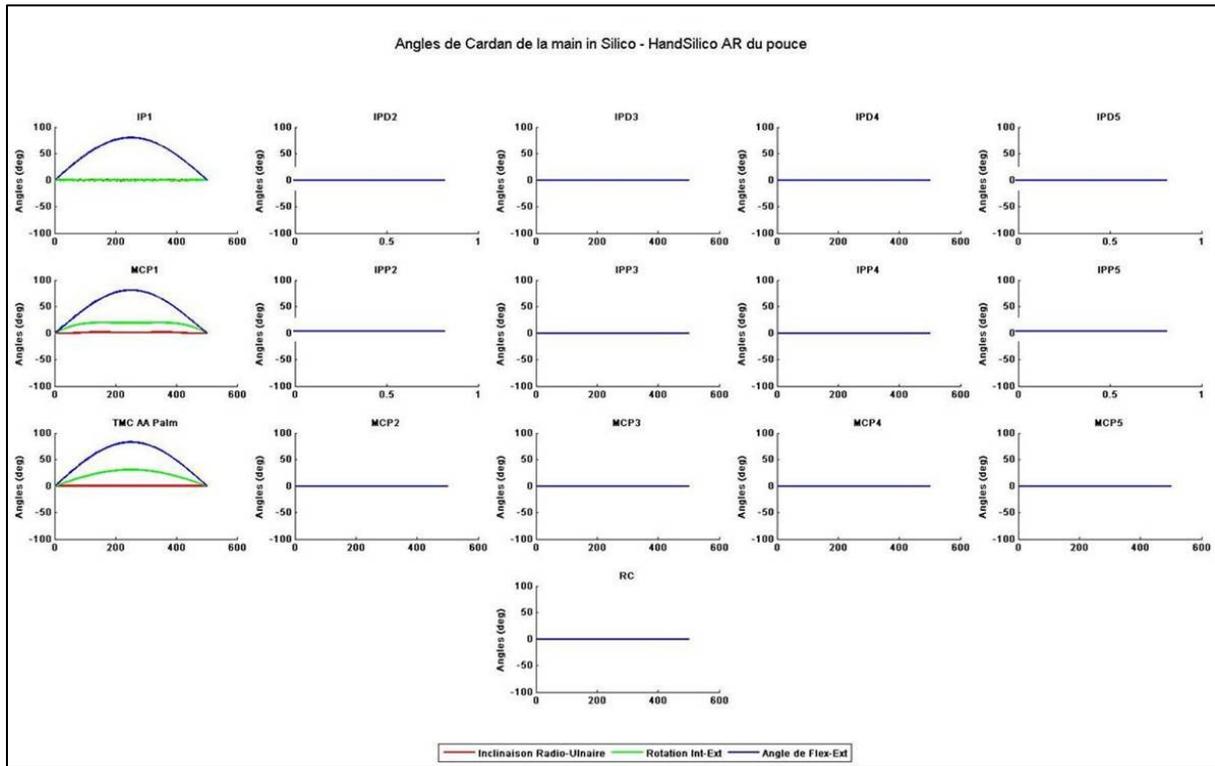


Figure 70. Représentation graphiques des angles de Cardan dans le cas de la F-E de la colonne du pouce.

Pour le mouvement de F-E des articulations du pouce (Figure 70), on observe que les variations angulaires sont correctes uniquement dans le cas de l'articulation IP1 où seule la rotation autour de l'axe de flexion-extension est observée. Comme pour les mouvements précédents, la courbe de flexion-extension est celle d'une demi-sinusoïde, ce qui correspond à un cycle de F-E de l'articulation IP1. L'angle de flexion-extension est nul lorsque la main est en position de référence, puis il atteint une valeur maximale qui correspond à la flexion maximum du pouce, et l'angle de flexion-extension redevient nul lorsque le pouce revient en position de référence. Dans le cas des articulations MCP et IP des doigts II à V et de l'articulation RC du poignet, les angles de Cardan restent constamment nuls car ces articulations ne sont pas mises en mouvement.

Dans le cas de l'articulation TMC, on observe bien de la rotation autour des trois axes comme cela a été imposé initialement dans le modèle in silico (Figure 70). Toutefois, les amplitudes de mouvement obtenues après calcul des angles de Cardan sont différentes de celles que nous avons imposées à la main. Les amplitudes maximum obtenues sont $0,54^\circ$ de rotation autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire, $30,84^\circ$ de rotation autour de l'axe de rotation interne-externe et $82,74^\circ$ de rotation autour de l'axe de flexion-extension, alors que les amplitudes de rotation maximum imposées à la main étaient 10° , 80° et 30° , respectivement.

Concernant l'articulation MCP1, on observe bien une rotation autour des axes d'inclinaison radio-ulnaire et de flexion-extension (Figure 70). Toutefois, on observe également une rotation autour de l'axe de rotation interne-externe, alors qu'aucune rotation n'a été imposée à la main autour de cet axe. De plus, les amplitudes des rotations obtenues après calcul des angles de Cardan sont différentes de celles imposées initialement à la main. En effet, les amplitudes maximum obtenues sont $1,76^\circ$ de rotation autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire, $19,68^\circ$ de rotation autour de l'axe rotation interne-externe et $80,83^\circ$ de rotation autour de l'axe de flexion-extension, alors que les amplitudes de rotation

maximum imposées à la main étaient de 60° autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire, de 60° autour de l'axe de flexion-extension, et aucune rotation autour de l'axe de rotation interne-externe.

Les comparaisons des amplitudes maximum calculées des angles de Cardan par rapport aux amplitudes imposées de l'ensemble des articulations de la main, excepté les articulations TMC et MCP1, sont présentées à la Figure 71. On constate que les écarts entre les amplitudes maximum calculées et les amplitudes imposées des angles de Cardan sont visibles uniquement dans le cas de l'articulation IP1. Les écarts d'amplitudes des autres articulations étant trop petits pour être observables sur le graphe. Dans le cas de l'articulation IP1, l'écart maximum entre l'amplitude maximale calculée et l'amplitude imposée est inférieur 10^{-2} mm.

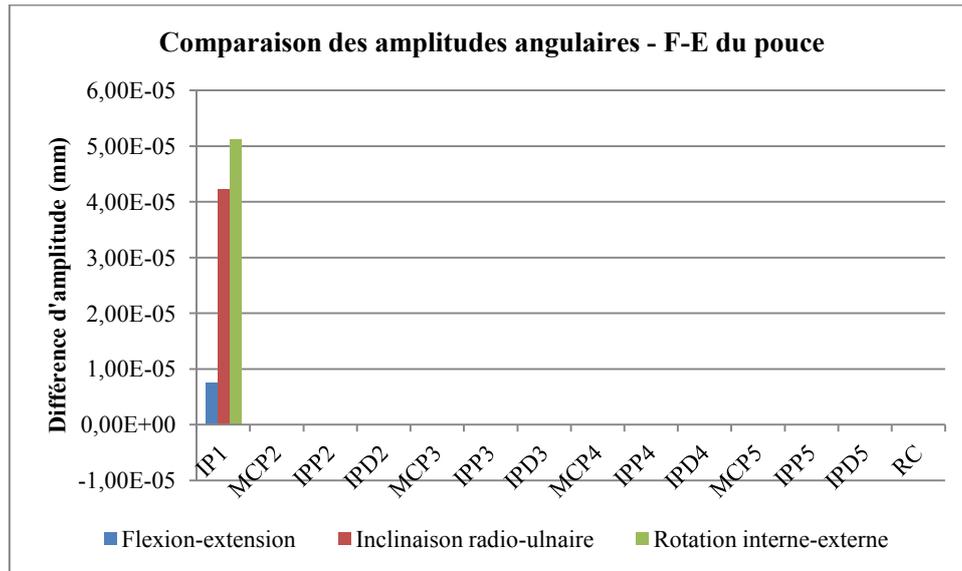


Figure 71. Comparaison des amplitudes maximum calculées aux amplitudes imposées des angles de Cardan pour l'ensemble des articulations de la main, excepté les articulations TMC et MCP1, dans le cas de la F-E de la colonne du pouce.

III.3.1.2.4 F-E du poignet

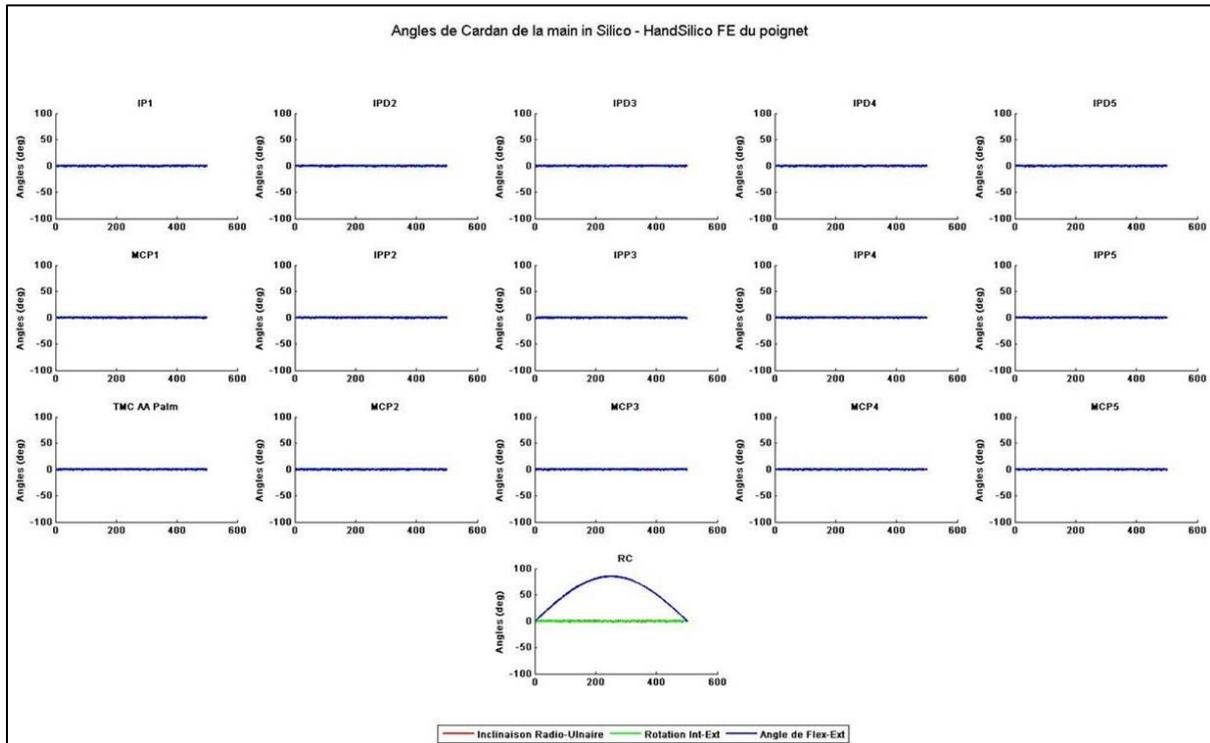


Figure 72. Représentation graphiques des angles de Cardan dans le cas de la F-E du poignet.

Pour le mouvement de F-E du poignet (Figure 72), l'unique variation d'angle observée est celle correspondant à de la rotation autour de l'axe de flexion-extension pour l'articulation RC du poignet. La courbe obtenue est bien celui d'une demi-sinusoïde, ce qui correspond à un cycle de F-E du poignet. L'angle de rotation autour de l'axe de flexion-extension est nul au début du mouvement lorsque la main est en position de référence, puis il atteint une valeur maximale lorsque le poignet est en flexion maximum, et l'angle redevient nul lorsque la main revient en position de référence. Les autres articulations de la main n'étant pas sollicités au cours de la F-E du poignet, les angles de Cardan de ces articulations restent constamment nuls.

Les comparaisons des amplitudes maximum calculées des angles de Cardan par rapport aux amplitudes imposées de l'ensemble des articulations de la main sont présentées à la Figure 73. On observe sur cette figure que les écarts entre les amplitudes maximum calculées et les amplitudes imposées des angles de Cardan sont petites, et que l'écart maximum obtenu est inférieur 10^{-2} mm pour l'angle de rotation interne-externe de l'articulation IPD3.

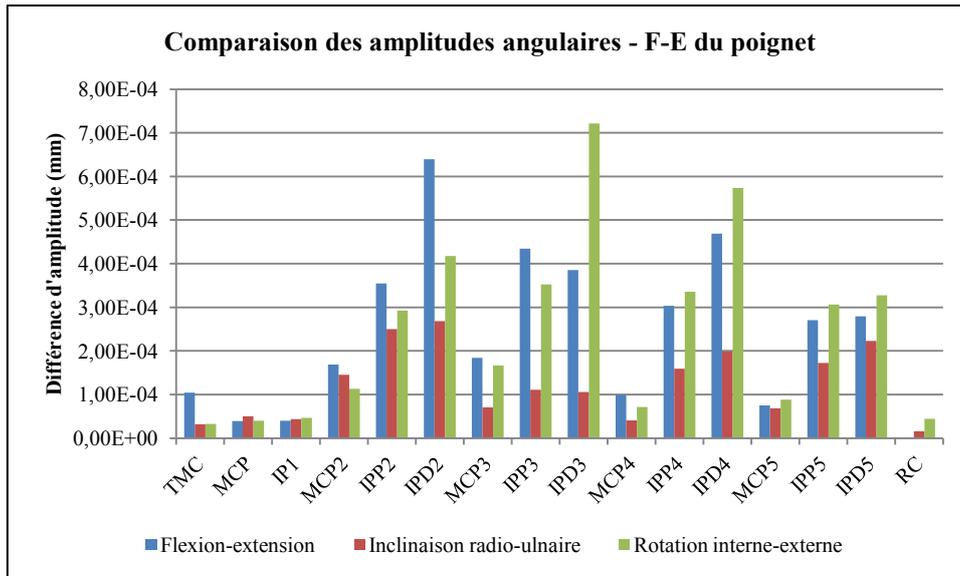


Figure 73. Comparaison des amplitudes maximum calculées aux amplitudes imposées des angles de Cardan pour l'ensemble des articulations de la main dans le cas de la F-E du poignet.

III.3.1.2.5 A-A du poignet

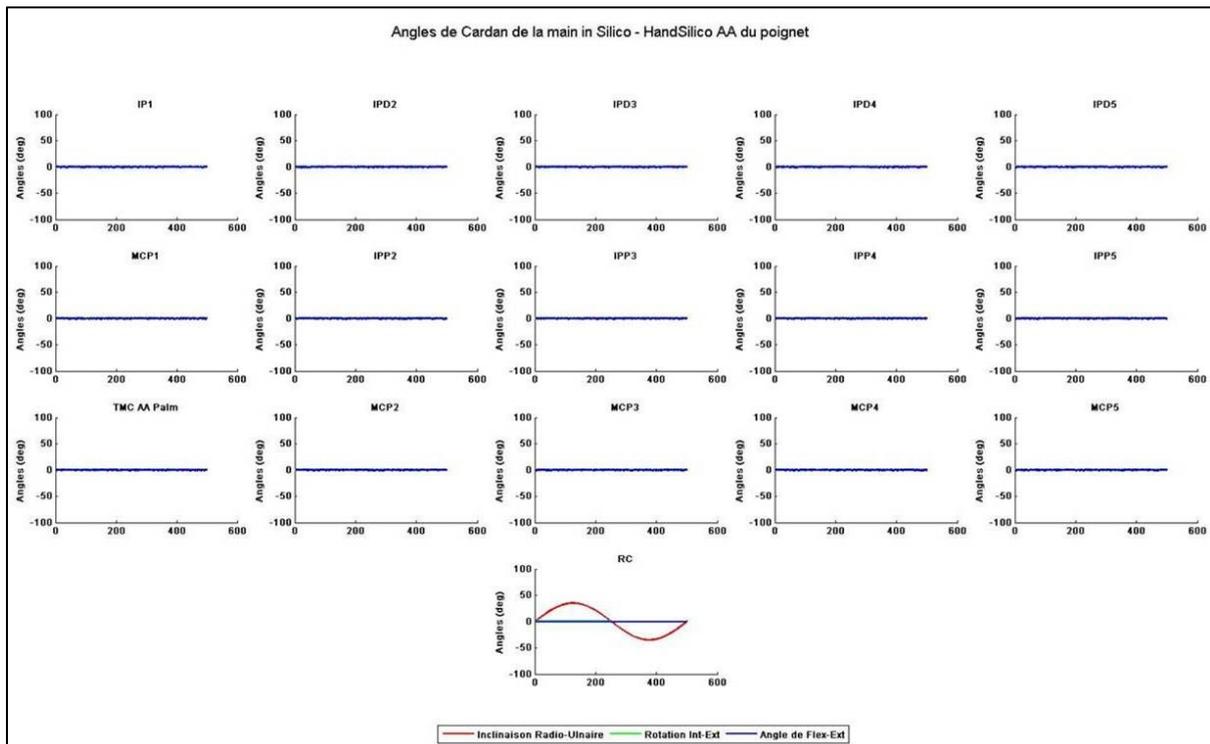


Figure 74. Représentation graphique des angles de Cardan dans le cas de la A-A du poignet.

Pour le mouvement d'A-A du poignet (Figure 74), l'unique variation d'angle de Cardan observée est celle correspondant à de la rotation autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire pour l'articulation RC du poignet. La courbe obtenue est bien celle d'une sinusoïde complète, ce qui correspond à un cycle d'A-A du poignet. L'angle de rotation autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire est nul au début du mouvement lorsque la main est en position de référence, il atteint ensuite une valeur maximale lorsque le poignet est en abduction complète. L'angle redevient, ensuite, nul lorsque la main revient en position de référence, puis il atteint une valeur minimale lorsque le poignet est en adduction complète, et il redevient nul lorsque la main revient en position de référence. Les autres articulations de la main

n'étant pas sollicités au cours de l'A-A du poignet, les angles de Cardan de ces articulations restent constamment nuls.

Les comparaisons des amplitudes maximum calculées des angles de Cardan par rapport aux amplitudes imposées de l'ensemble des articulations de la main sont présentées à la Figure 75. On observe sur cette figure que les écarts entre les amplitudes maximum calculées et les amplitudes imposées des angles de Cardan sont petites, et que l'écart maximum observé entre les amplitudes maximum calculée et imposée est de 6.10^{-2} mm pour la rotation autour de l'axe de rotation interne-externe de l'articulation RC.

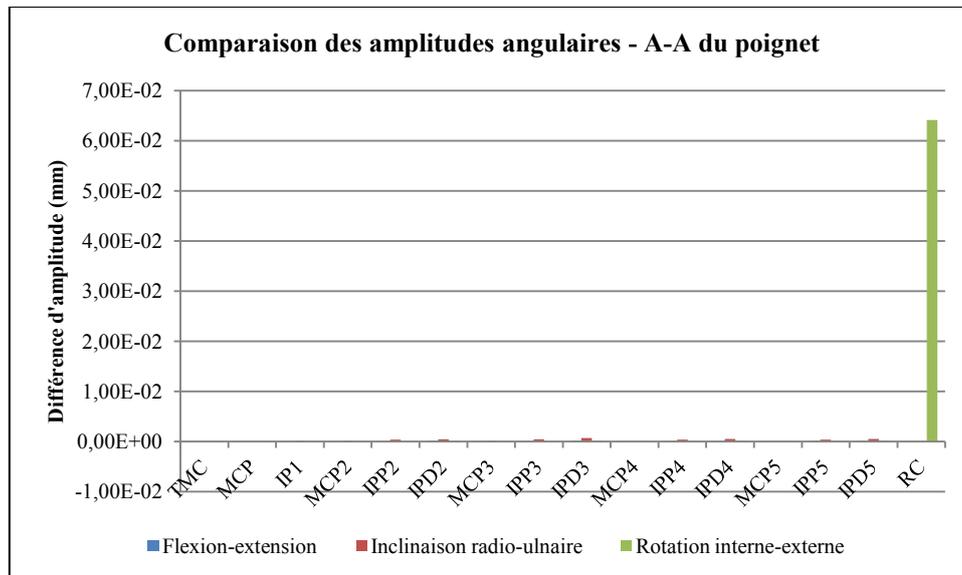


Figure 75. Comparaison des amplitudes maximum calculées aux amplitudes imposées des angles de Cardan pour l'ensemble des articulations de la main dans le cas de la A-A du poignet.

III.3.2 Quantification des RMSE des méthodes fonctionnelles

La quantification de la qualité d'estimation des méthodes fonctionnelles d'estimation des CoR et des AoR « Circle-Fitting » et « Sphere-Fitting » a été effectuée en calculant, pour chaque articulation, les RMSE des plans et des cercles des moindres carrés, pour la méthode « Circle-Fitting », et des sphères des moindres carrés, pour la méthode « Sphere-Fitting », à partir des captures de mouvement fonctionnel. Pour cela, les captures de mouvement des mains droites et gauches de l'ensemble des sujets vont être analysées, à l'exception des mains gauches des sujets 3 et 6 pour lesquels les captures n'ont pas été faites, et de la gauche du sujet 4 dont les captures ont été écartées. Au total, les captures de mouvement de 15 mains ont été utilisées, dont neuf captures de la main droite.

III.3.2.1 Quantification des RMSE pour les articulations IPP et IPD

Les articulations IPP et IPD des doigts II à V, ainsi que l'articulation IP1 du pouce, étant assimilées à des liaisons pivot dont l'axe de rotation correspond à l'axe de F-E, seuls les RMSE des plans et des cercles des moindres carrés de la méthode « Circle-Fitting » ont été calculés. Les résultats des RMSE moyens obtenus pour les mains droites et les mains gauches sur l'ensemble des sujets sont présentés à la Figure 76.

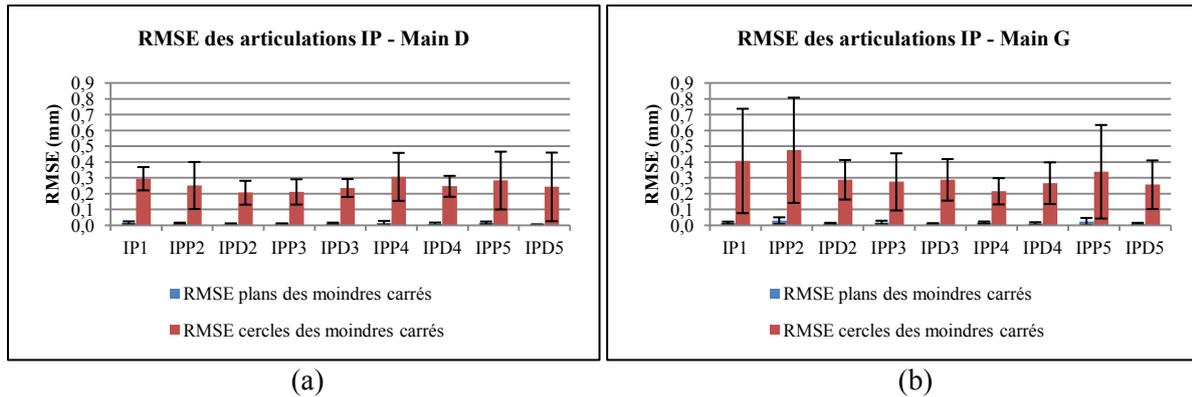


Figure 76. Valeurs moyennes sur l'ensemble des sujets des RMSE des plans et des cercles des moindres carrés de la méthode « Circle-Fitting » dans le cas de la F-E des articulations IPP et IPD des doigts II à V et de l'articulation IP1 du pouce de la main droite (a) et de la main gauche (b).

On constate que les RMSE sont significativement plus faibles dans le cas des plans des moindres carrés que dans le cas des cercles des moindres carrés, quelque soit l'articulation IP étudiée. Dans le cas de la main droite, les valeurs moyennes des RMSE des plans des moindres carrés sont comprises entre 0,01 mm pour l'articulation IPD5 et $0,02 \pm 0,01$ mm pour l'articulation IP1, alors que les valeurs moyennes des RMSE des cercles des moindres carrés sont comprises entre $0,21 \pm 0,08$ mm pour l'articulation IPD2 et $0,31 \pm 0,15$ mm pour l'articulation IPP4. Dans le cas de la main gauche, les valeurs moyennes des RMSE des plans des moindres carrés sont comprises entre $0,01 \pm 0,06$ mm pour l'articulation IPD5 et $0,03 \pm 0,01$ mm pour l'articulation IPP2, alors que les valeurs moyennes des RMSE des cercles des moindres carrés sont comprises entre $0,22 \pm 0,08$ mm pour l'articulation IPP4 et $0,48 \pm 0,33$ mm pour l'articulation IPP2.

Les faibles valeurs des RMSE obtenues dans le cas des plans des moindres carrés semblent montrer que les mouvements de F-E de l'ensemble des articulations IP sont effectivement plans comme nous l'avions supposé. Les valeurs des RMSE des cercles des moindres carrés obtenues pour le mouvement de F-E de l'ensemble des articulations sont plus grandes que celles obtenues pour les plans des moindres carrés. Toutefois, les valeurs des RMSE des cercles des moindres carrés n'en restent pas moins petites en comparaison des distances parcourues par les marqueurs et des amplitudes effectuées par les articulations pendant le mouvement de F-E, et suggèrent l'hypothèse de circularité des trajectoires des marqueurs pendant le mouvement de F-E des articulations IP comme étant adaptée.

III.3.2.2 Quantification des RMSE pour les articulations MCP

Pour les articulations MCP des doigts II à V, les RMSE des plans des moindres carrés et des cercles des moindres carrés de la méthode « Circle-Fitting » ont été calculés pour le mouvement de F-E, puis pour le mouvement d'A-A. Les RMSE des sphères des moindres carrés de la méthode « Sphere-Fitting » ont également été calculés lors de la combinaison du mouvement de F-E au mouvement d'A-A des articulations MCP. L'articulation MCP1 du pouce étant assimilée à une liaison pivot dont l'axe de rotation correspond à l'axe de F-E, seuls les RMSE des plans et des cercles des moindres carrés ont été calculés en F-E.

La Figure 77 montre les valeurs moyennes sur l'ensemble des sujets des RMSE des plans et des cercles des moindres carrés obtenues pour les mains droites et gauches.

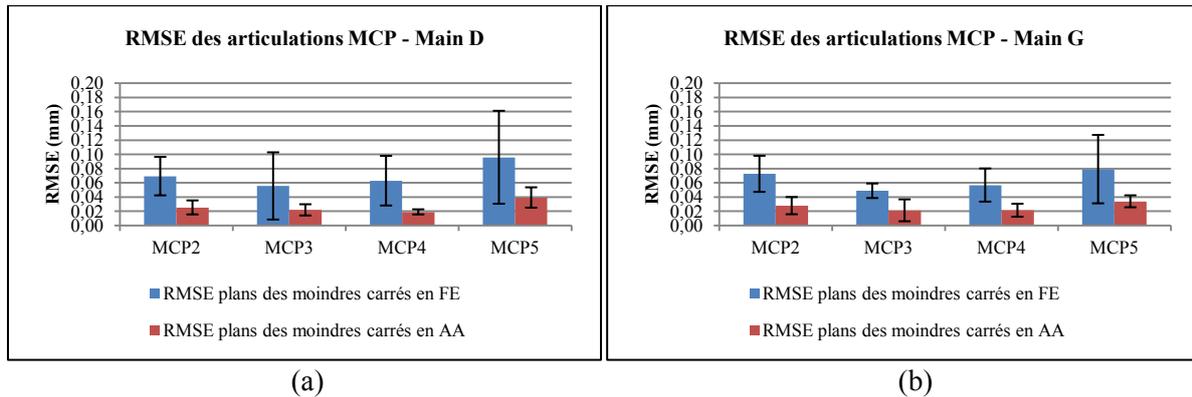


Figure 77. Valeurs moyennes sur l'ensemble des sujets des RMSE des plans des moindres carrés de la méthode « Circle-Fitting » dans le cas de la F-E et de l'A-A des articulations MCP des doigts II à V de la main droite (a) et de la main gauche (b).

On observe d'après les graphes de la Figure 77 que les RMSE des plans des moindres carrés sont en moyenne plus grands en F-E qu'en A-A. Dans le cas de la F-E, les valeurs moyennes des RMSE sont comprises entre $0,06 \pm 0,03$ mm pour l'articulation MCP3 et $0,1 \pm 0,07$ mm pour l'articulation MCP5 dans le cas de la main droite, et entre $0,05 \pm 0,01$ mm pour l'articulation MCP3 et $0,08 \pm 0,05$ mm pour l'articulation MCP5 dans le cas de la main gauche. Dans le cas de l'A-A, les valeurs moyennes des RMSE sont comprises entre 0,02 mm pour l'articulation MCP4 et $0,04 \pm 0,01$ mm pour l'articulation MCP5 pour la main droite, et entre $0,02 \pm 0,02$ mm pour l'articulation MCP3 et $0,04 \pm 0,01$ mm pour l'articulation MCP5 dans le cas de la main gauche.

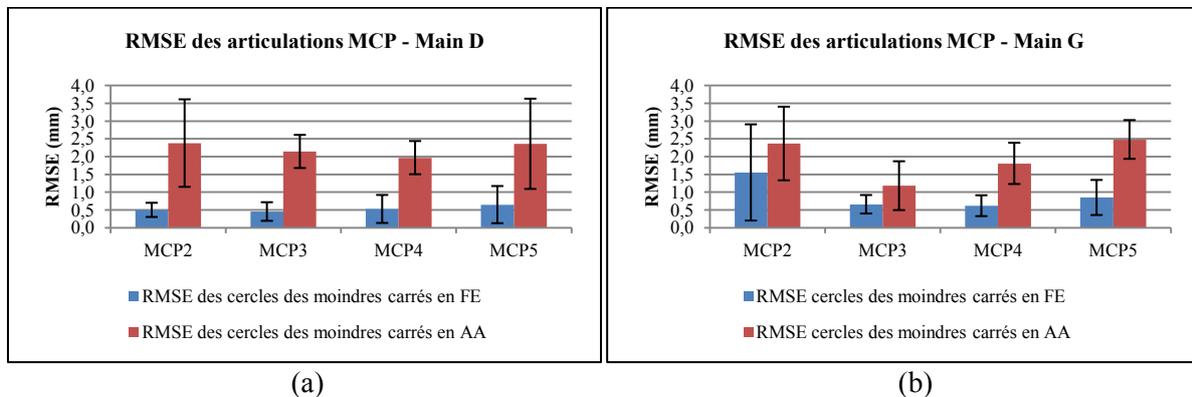


Figure 78. Valeurs moyennes sur l'ensemble des sujets des RMSE des cercles des moindres carrés de la méthode « Circle-Fitting » dans le cas de la F-E et de l'A-A des articulations MCP des doigts II à V de la main droite (a) et de la main gauche (b).

Dans le cas des cercles des moindres carrés, c'est l'inverse. C'est dans le cas de l'A-A que les RMSE sont en moyenne plus importants (Figure 78). Dans le cas de la F-E, les valeurs moyennes des RMSE sont comprises entre $0,45 \pm 0,26$ mm pour l'articulation MCP3 et $0,65 \pm 0,52$ mm pour l'articulation MCP5 dans le cas de la main droite, et entre $0,62 \pm 0,29$ mm pour l'articulation MCP4 et $1,55 \pm 1,35$ mm pour l'articulation MCP2 dans le cas de la main gauche. Dans le cas de l'A-A, les RMSE sont compris entre $1,97 \pm 0,47$ mm pour l'articulation MCP4 et $2,38 \pm 1,23$ mm pour l'articulation MCP1 dans le cas de la main droite, et entre $1,18 \pm 0,69$ mm et $2,48 \pm 0,54$ mm pour l'articulation MCP5 dans le cas de la main gauche sur la Figure 78. En comparant les valeurs moyennes des RMSE des plans des moindres carrés à ceux des cercles des moindres carrés, on observe que les RMSE des cercles des moindres carrés sont en moyenne plus grands que ceux des plans des moindres carrés.

Bien que les valeurs des RMSE des plans des moindres carrés soient plus petites dans le cas des mouvements d'A-A des articulations MCP des doigts II à V (Figure 77), il semble que la méthode « Circle-Fitting » soit plus adaptée pour le mouvement de F-E des articulations MCP après comparaison des RMSE des cercles des moindres carrés obtenus pour les mouvements de F-E et d'A-A. En effet, les RMSE des cercles des moindres carrés sont plus petits dans le cas du mouvement de F-E, mais les différences entre les RMSE obtenus pour les mouvements de F-E et d'A-A sont plus grandes dans le cas des cercles des moindres carrés que dans le cas des plans des moindres carrés (Figure 78).

Sur la Figure 79, les valeurs moyennes des RMSE des plans de moindres carrés sont comparées à ceux des cercles de moindres carrés dans le cas de la F-E des articulations MCP des doigts II à V en F-E. Les valeurs moyennes des RMSE des plans et des cercles des moindres carrés de l'articulation MCP1 en F-E ont également été ajoutées sur cette figure. On observe que les valeurs moyennes des RMSE des cercles des moindres carrés sont significativement plus grandes que celles des plans des moindres carrés pour l'articulation MCP1.

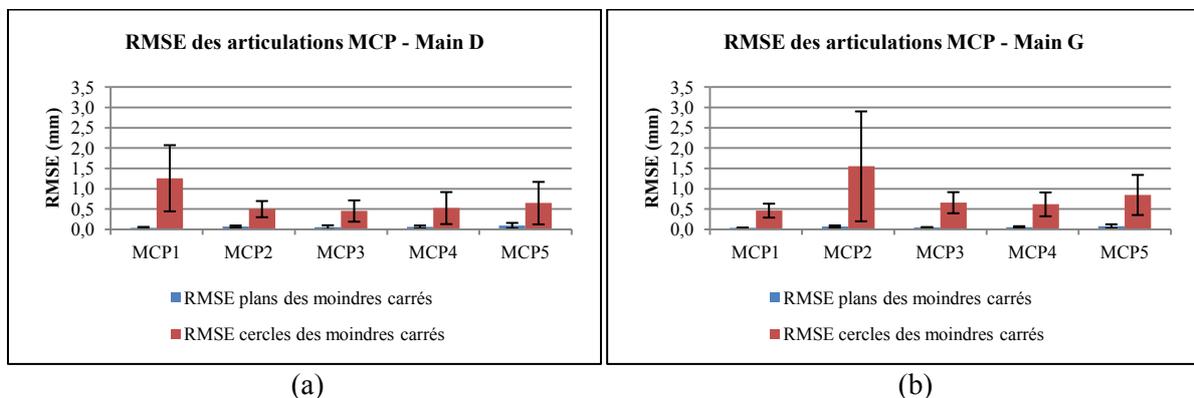


Figure 79. Valeurs moyennes sur l'ensemble des sujets des RMSE des plans et des cercles des moindres carrés de la méthode « Circle-Fitting » dans le cas de la F-E des articulations MCP des doigts II à V et de l'articulation MCP1 du pouce de la main droite (a) et de la main gauche (b).

Sur la Figure 80 sont représentées les valeurs moyennes sur l'ensemble des sujets des RMSE des sphères des moindres carrés, de la méthode « Sphere-Fitting », dans le cas du mouvement combiné de F-E et d'A-A des articulations MCP des doigts II à V des mains droite et gauche. On n'observe pas de différence significative entre la main droite et la main gauche ($p < 0,1$). Pour la main droite, les valeurs moyennes des RMSE sont comprises entre $0,49 \pm 0,22$ mm pour l'articulation MCP3 et $0,67 \pm 0,46$ mm pour l'articulation MCP2. Pour la main gauche, les valeurs moyennes des RMSE sont comprises entre $0,6 \pm 0,1$ mm pour l'articulation MCP3 et $0,68 \pm 0,3$ mm pour l'articulation MCP4. On observe également, d'après les Figure 77 et Figure 78 que les valeurs moyennes des RMSE des sphères des moindres carrés sont comprises entre celles des plans des moindres carrés et celles des cercles des moindres carrés.

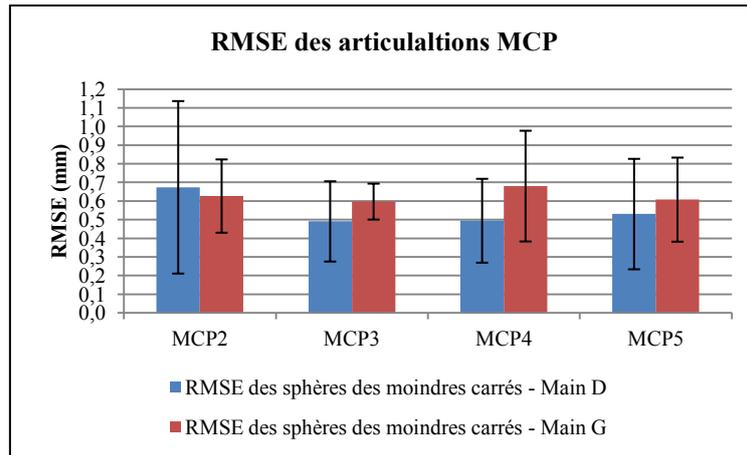


Figure 80. Comparaison des valeurs moyennes sur l'ensemble des sujets des RMSE des sphères des moindres carrés de la méthode « Sphere-Fitting » dans le cas du mouvement combiné de F-E et d'A-A des articulations MCP des doigts II à V de la main droite et de la main gauche.

III.3.2.3 Quantification des RMSE pour l'articulation RC du poignet

De la même manière que les articulations MCP, les RMSE des plans des moindres carrés et des cercles des moindres carrés de la méthode « Circle-Fitting » ont été calculés pour le mouvement de F-E, puis pour le mouvement d'A-A de l'articulation RC du poignet. Les RMSE des sphères des moindres carrés de la méthode « Sphere-Fitting » ont également été calculés à partir de la combinaison du mouvement de F-E et du mouvement d'A-A de l'articulation RC.

Sur la Figure 81, on observe pour la main droite que les valeurs moyennes des RMSE sont comparables dans le cas de la F-E et de l'A-A, avec, toutefois, un écart-type plus important dans le cas de l'A-A, alors que pour la main gauche la valeur moyenne du RMSE dans le cas de la F-E est plus importante que celle obtenue dans le cas de l'A-A. Dans le cas de la main droite, les valeurs moyennes des RMSE obtenues sont de $0,03 \pm 0,01$ mm pour la F-E et de $0,03 \pm 0,02$ mm pour l'A-A de l'articulation RC. Dans le cas de la main gauche, les valeurs moyennes des RMSE obtenues est de $0,05 \pm 0,01$ mm pour la F-E et de $0,03 \pm 0,01$ mm pour l'A-A.

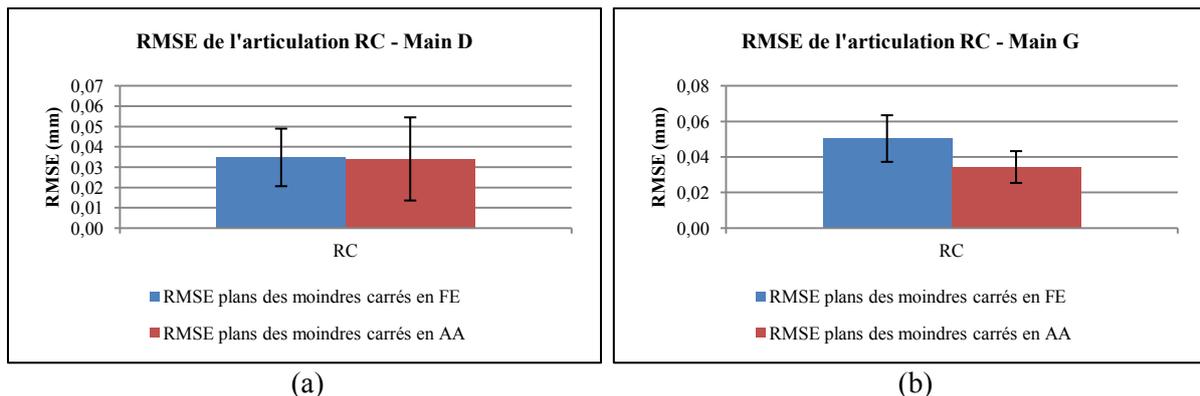


Figure 81. Valeurs moyennes sur l'ensemble des sujets des RMSE des plans des moindres carrés de la méthode « Circle-Fitting » dans le cas de la F-E, puis de l'A-A, de l'articulation RC du poignet de la main droite (a) et de la main gauche (b).

Dans le cas des cercles des moindres carrés, on constate d'après la Figure 82 que les valeurs moyennes des RMSE sont significativement plus petites dans le cas de la F-E. En effet, la valeur moyenne du RMSE de la main droite obtenue dans le cas de la F-E est de $0,57 \pm 0,16$ mm, alors qu'elle est de $1,6 \pm 0,8$ mm dans le cas de l'A-A. De même pour la main gauche, la valeur moyenne du RMSE obtenue dans le cas de la F-E est de $0,55 \pm 0,16$ mm, alors qu'elle est de $2,07 \pm 0,79$ mm dans le cas de l'A-A.

En comparant les valeurs moyennes des RMSE des plans des moindres carrés de la Figure 81 à celles des cercles des moindres carrés de la Figure 82, on constate que les valeurs moyennes des RMSE des cercles des moindres carrés sont nettement plus grands que celles des plans des moindres carrés.

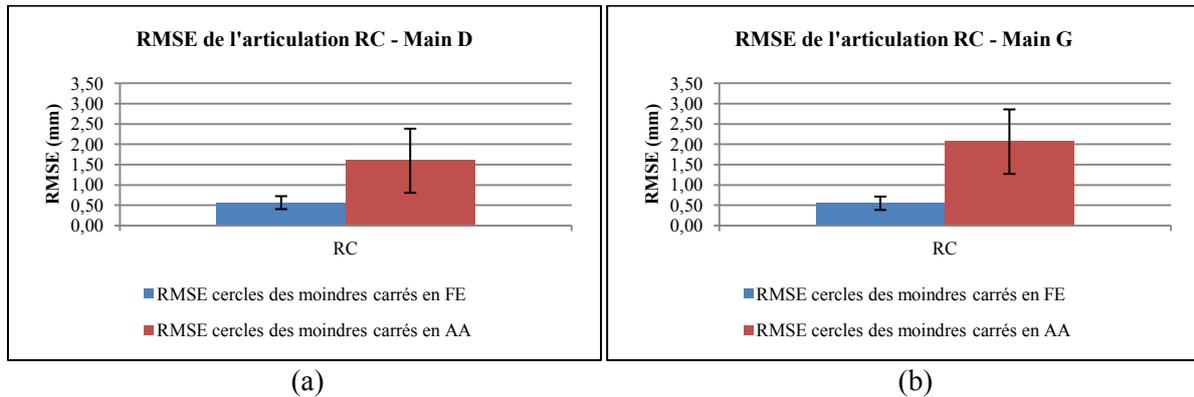


Figure 82. Valeurs moyennes sur l'ensemble des sujets des RMSE des cercles des moindres carrés de la méthode « Circle-Fitting » dans le cas de la F-E, puis de l'A-A, de l'articulation RC du poignet de la main droite (a) et de la main gauche (b).

Comme pour les articulations MCP des doigts II à V, il semble que l'utilisation de la méthode « Circle-Fitting » soit plus adaptée dans le cas du mouvement de F-E de l'articulation RC que dans le cas du mouvement d'A-A. En effet, bien que les RMSE des plans des moindres carrés obtenus soient plus petits dans le cas du mouvement d'A-A de l'articulation RC (Figure 81), les valeurs des RMSE obtenues à partir des plans des moindres carrés sont nettement plus petites que celles obtenues à partir des cercles des moindres carrés (Figure 82), et où nous avons constaté les RMSE des cercles des moindres carrés sont plus petits dans le cas du mouvement de F-E de l'articulation RC que dans le cas du mouvement d'A-A.

La Figure 83 montre la représentation graphique des valeurs moyennes des RMSE des sphères des moindres carrés de la méthode « Sphere-Fitting » pour le mouvement combiné de F-E et d'A-A des articulations RC des poignets droit et gauche. On constate que le RMSE moyen pour la F-E est supérieur à celui obtenu dans le cas de l'A-A. Toutefois, l'écart-type des RMSE de la F-E est supérieur à celui obtenu dans le cas de l'A-A. De plus, aucune différence significative n'est observée entre la main droite et la main gauche ($p < 0,1$). Le RMSE moyen obtenu est de $0,66 \pm 0,35$ mm dans le cas du poignet droit, et de $0,53 \pm 0,11$ mm dans le cas du poignet gauche.

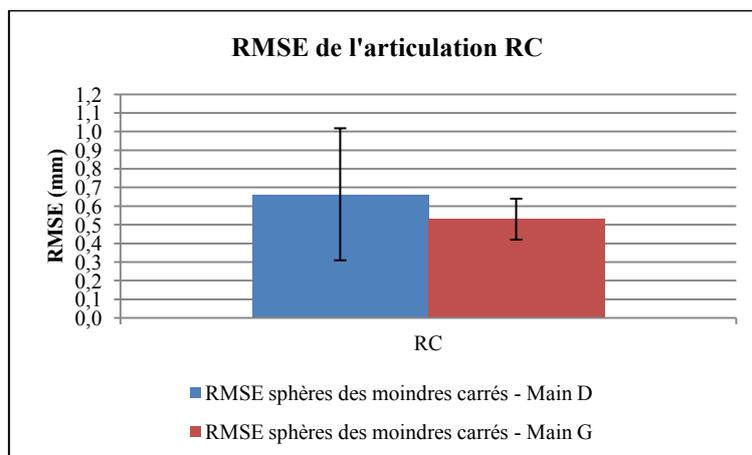


Figure 83. Comparaison des valeurs moyennes sur l'ensemble des sujets des RMSE des sphères des moindres carrés de la méthode « Sphere-Fitting » dans le cas du mouvement combiné de F-E et d'A-A des articulations RC des poignets droit et gauche.

III.3.2.4 Quantification des RMSE pour l'articulation TMC du pouce

Enfin, les RMSE des méthodes « Circle-Fitting » et « Sphere-Fitting » ont également été calculés pour l'articulation TMC du pouce pour les mouvements de F-E et d'A-A, puis pour le mouvement combiné de F-E et d'A-A palmaire, respectivement.

Sur la Figure 84, on peut observer que le RMSE moyen du plan des moindres carrés obtenus dans le cas de la F-E de l'articulation TMC est plus grand que celui obtenu dans le cas de l'A-A pour la main droite et pour la main gauche. Dans le cas de la main droite, la valeur moyenne du RMSE obtenue est de $0,04 \pm 0,01$ mm pour le mouvement de F-E de l'articulation TMC, et de $0,02 \pm 0,01$ mm pour le mouvement d'A-A palmaire. Dans le cas de la main gauche, la valeur moyenne du RMSE obtenue est de $0,03 \pm 0,02$ mm pour le mouvement de F-E de l'articulation TMC, et de $0,01$ mm pour le mouvement d'A-A palmaire.

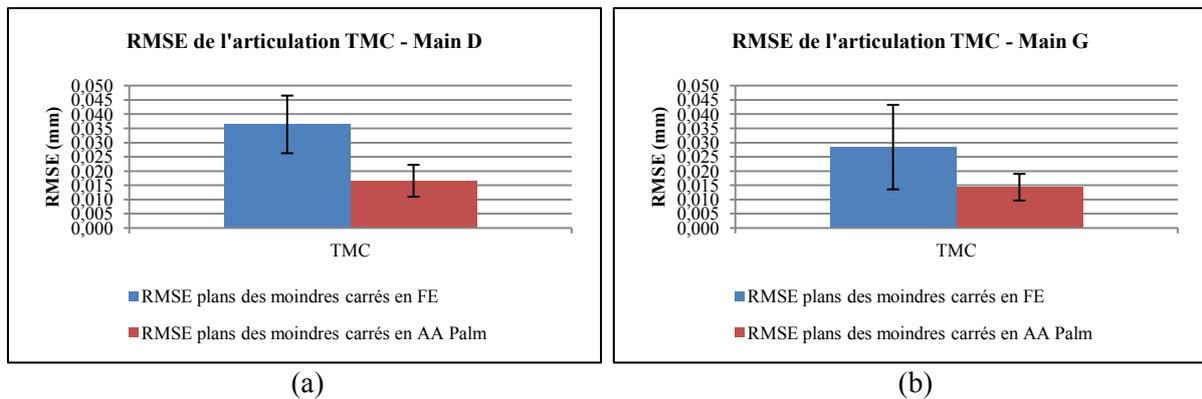


Figure 84. Valeurs moyennes sur l'ensemble des sujets des RMSE des plans des moindres carrés de la méthode « Circle-Fitting » dans le cas de la F-E, puis de l'A-A, de l'articulation TMC du pouce.

Les valeurs moyennes des RMSE obtenues à partir des cercles des moindres carrés pour la F-E, puis l'A-A palmaire de l'articulation TMC, sont présentées à la Figure 85. Contrairement aux plans des moindres carrés, on constate que ce sont les valeurs moyennes des RMSE obtenues dans le cas de l'A-A palmaire qui sont plus grandes que celles obtenues à partir du mouvement de F-E. Dans le cas de la main droite, la valeur moyenne RMSE obtenue pour le mouvement de F-E est de $0,56 \pm 0,35$ mm, et de $1,2 \pm 0,68$ mm dans le cas de l'A-A palmaire. Dans le cas de la main gauche, la valeur moyenne RMSE obtenue est de $0,45 \pm 0,23$ mm dans le cas de la F-E, et de $0,97 \pm 0,28$ mm dans le cas de l'A-A. On constate également en comparant les valeurs moyennes des RMSE des plans des moindres carrés de la Figure 84 à ceux des cercles des moindres carrés de la Figure 85, que ceux des cercles des moindres carrés sont plus grands que ceux des plans des moindres carrés.

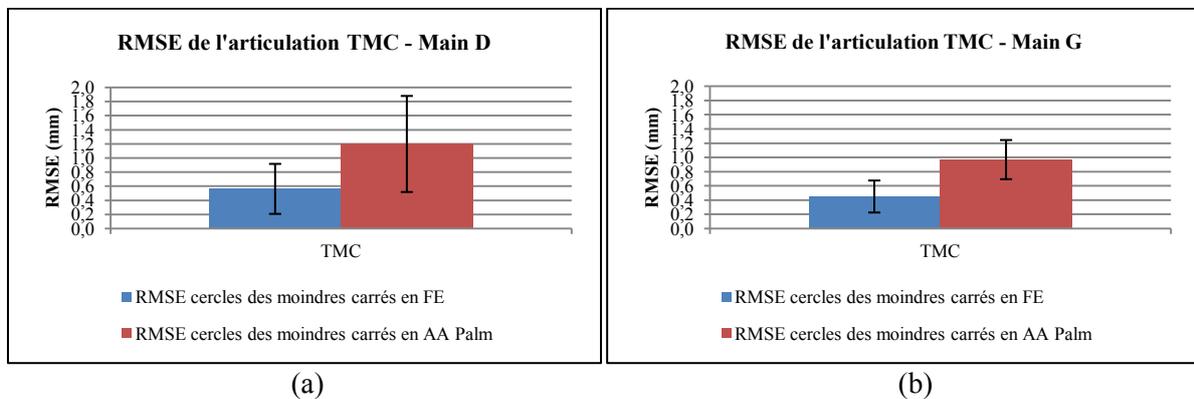


Figure 85. Valeurs moyennes des RMSE des cercles des moindres carrés de la méthode « Circle-Fitting » dans le cas de la F-E, puis de l'A-A, de l'articulation TMC du pouce.

Comme pour les articulations MCP des doigts II à V et l'articulation RC du poignet, et pour les mêmes raisons que celles évoquées pour ces articulations, il semble que la méthode « Circle-Fitting » soit plus appropriée dans le cas de la F-E de l'articulation TMC du pouce que dans le cas de l'A-A palmaire.

Les graphiques des RMSE des sphères moindres carrés de la méthode « Sphere-Fitting » de l'articulation TMC (Figure 86) montrent que les valeurs moyennes obtenus dans le cas de la main droite et de la main gauche sont quasiment identiques. Le RMSE moyen est de $0,6 \pm 0,4$ mm pour la main droite, et de $0,6 \pm 0,41$ mm pour la main gauche.

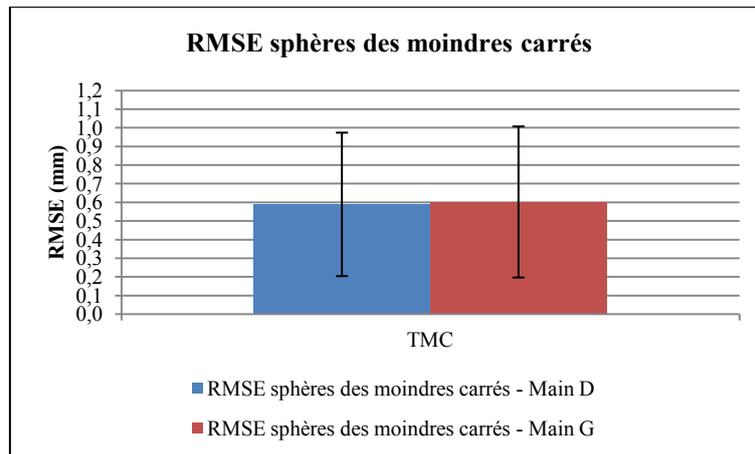


Figure 86. Comparaison des RMSE moyens des sphères des moindres carrés de la méthode « Sphere-Fitting » dans le cas du mouvement combiné de F-E et d'A-A des articulations RC des poignets droit et gauche.

III.3.2.5 Synthèse sur la quantification des RMSE

La quantification de la qualité d'estimation des méthodes fonctionnelles « Circle-Fitting » et « Sphere-Fitting » pour l'estimation des AoR et des CoR, respectivement, a été effectuée à l'aide des mouvements fonctionnels après labellisation de ces derniers. Nous avons pu constater à partir des résultats des RMSE que les mouvements de F-E et d'A-A des différentes articulations de la main se rapprochaient fortement des mouvements plans, et que les trajectoires des marqueurs obtenues à partir de la combinaison de ces deux derniers mouvements se rapprochaient fortement de celle d'une calotte sphérique. Les résultats des RMSE obtenus pour les articulations IP de l'ensemble des doigts et pour l'articulation TMC du pouce nous permettent également de dire que les mouvements effectués par ces articulations sont des mouvements circulaires. Ce dernier constat est, en revanche, moins évident pour les articulations MCP des doigts II à V et pour l'articulation RC du poignet où l'on constate des valeurs RMSE plus grandes.

La quantification de la qualité d'estimation des méthodes fonctionnelles pour chacune des articulations de la main, nous a également permis d'observer dans le cas de la méthode « Circle-Fitting » que de meilleurs résultats étaient globalement obtenus dans le cas du mouvement de F-E des articulations plutôt que dans le cas de l'A-A. C'est pourquoi par la suite nous préférons estimer les AoR des articulations de la main à partir des mouvements de F-E. En effet, comme nous l'avons vu dans le chapitre II, c'est à partir de ces paramètres cinématiques que sont construits les FCS qui seront utilisés par la suite pour l'analyse cinématique des mouvements de la main.

Après avoir présenté ces premiers résultats concernant la quantification de la précision des méthodes fonctionnelles d'estimation des CoR et des AoR pour chacune des articulations, nous allons maintenant présenter les résultats issus de l'évaluation de la méthode d'analyse cinématique.

III.3.3 Synthèse

Les objectifs de cette partie étaient d'évaluer la précision des méthodes fonctionnelles « Circle-Fitting », « Sphere-Fitting » et « SCoRE » pour chacune des articulations de la main et d'évaluer la méthode d'analyse cinématique mise en place dans le chapitre II. Pour cela, un modèle numérique de la main a été développé sur Adams.MSC, sur lequel ont été modélisés les marqueurs de façon à ce que leurs positions sur la main numérique soient similaires à celles utilisées dans le protocole expérimental de pose des marqueurs. Les mouvements analysés sont obtenus à partir des trajectoires des marqueurs, qui sont supposées parfaites.

La précision des méthodes fonctionnelles a été évaluée en comparant les positions et les orientations des CoR et des AoR estimés à celles imposées dans le modèle numérique de la main. Nous avons pu constater que la précision d'estimation des CoR de l'ensemble des articulations MCP était la même pour la méthode « Sphere-Fitting » et la méthode « SCoRE ». En revanche, pour l'articulation TMC c'est la méthode « Sphere-Fitting » qui est la plus précise, alors que pour l'articulation RC du poignet c'est la méthode « SCoRE ». La méthode « SCoRE » ayant déjà été présentée à plusieurs reprises dans la littérature, et à la vue des résultats obtenus concernant la précision d'estimation des CoR, nous utiliserons, par la suite, la méthode « SCoRE » pour l'estimation des CoR de l'ensemble des articulations MCP et de l'articulation RC, alors que pour l'articulation TMC du pouce nous utiliserons la méthode « Sphere-Fitting ».

L'analyse cinématique des mouvements du modèle numérique de la main a permis d'obtenir des courbes des angles de Cardan dont la forme et les amplitudes correspondent parfaitement aux mouvements imposés au modèle numérique pour l'ensemble des articulations, à l'exception des articulations TMC et MCP1 du pouce. En effet, plusieurs rotations autour d'axes différents ont été appliquées aux articulations TMC et MCP1 afin de reproduire un mouvement du pouce similaire à la réalité, c'est-à-dire dans des plans différents aux plans anatomiques de référence de la main. Ces rotations dans des plans différents aux plans anatomiques de référence rendent l'estimation des paramètres cinématiques, ainsi que l'analyse cinématique, des articulations TMC et MCP1 plus difficile.

Dans cette deuxième partie, nous avons évalué les méthodes d'estimation des CoR et AoR à l'aide du modèle numérique de la main, ainsi que la méthode d'analyse cinématique des mouvements de la main. Cette méthode a, ensuite, été appliquée dans le cas de l'analyse cinématique des mouvements expérimentaux de la main. Nous allons présenter les résultats de ces analyses dans la prochaine et dernière partie de ce chapitre.

III.4 Analyse cinématique des captures du mouvement

Dans cette partie nous présenterons les résultats des analyses cinématiques effectuées sur les mouvements expérimentaux issus des captures de mouvement. Nous présenterons dans un premier temps les résultats issus de l'analyse des mouvements fonctionnels. Dans un deuxième temps, et pour clôturer cette troisième partie de ce chapitre III, nous présenterons les résultats obtenus de l'analyse cinématique des mouvements de prise d'objets.

III.4.1 Etude qualitative et quantitative des mouvements fonctionnels

Pour la présentation des résultats de l'analyse cinématique des mouvements fonctionnels, nous présenterons tout d'abord les résultats des estimations des paramètres cinématiques, notamment à l'aide de représentations graphiques des mains sur lesquels seront visibles les positions et les orientations des CoR et des AoR, ainsi que les FCS. Nous présenterons également les résultats des

comparaisons effectuées entre certains paramètres cinématiques. Ensuite, nous présenterons les courbes des angles de Cardan obtenus pour chaque mouvement sur l'ensemble des sujets étudiés, ainsi que les résultats concernant la quantification des amplitudes de mouvement des articulations. Enfin, nous présenterons les résultats obtenus à partir des comparaisons des angles de Cardan obtenus pour les articulations IPP à ceux des articulations IPD dans le cas de la F-E.

III.4.1.1 Estimation des paramètres cinématiques et construction des FCS

Les paramètres cinématiques de la main ont été estimés à l'aide des trajectoires des marqueurs obtenues à partir des mouvements fonctionnels présentés dans le Tableau 18 du chapitre II. Sur la Figure 87 on observe les positions des marqueurs, ainsi que les positions et les orientations des CoR et des AoR des articulations des mains gauches et droites de deux sujets différents, et vues depuis la face dorsale.

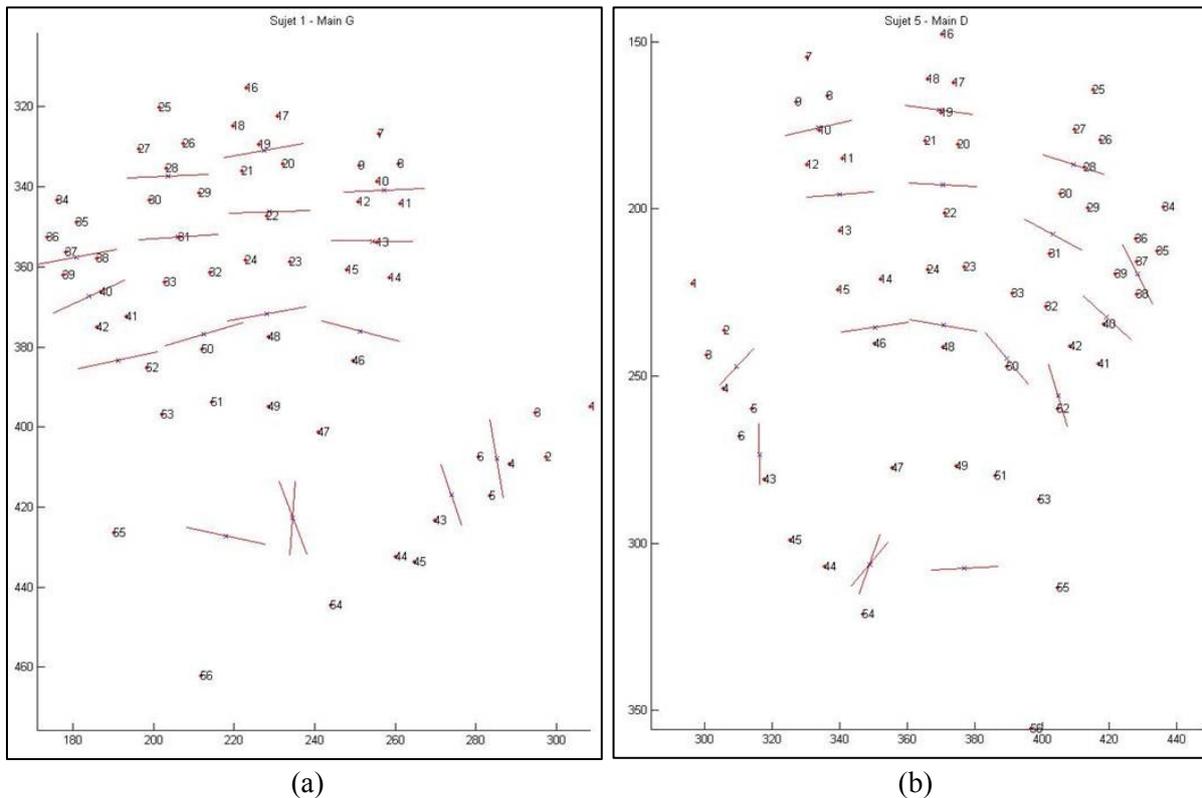


Figure 87. Représentation visuelle des positions des marqueurs et des positions et orientations des CoR et des AoR de la main gauche (a) et de la main droite (b), vues depuis la face dorsale, des sujets 1 et 5, respectivement.

Toutefois, comme précisé en première partie de ce chapitre, de nombreuses occlusions de marqueurs ont été constatées lors de la labellisation des mouvements. Comme nous l'avons vu au début de ce chapitre, la disparition d'un marqueur nécessite de reconstruire la trajectoire du marqueur sur l'intervalle où a lieu sa disparition. Parfois, cette reconstruction est impossible lorsque l'intervalle durant lequel le marqueur disparaît est trop long. Or, la suppression d'un marqueur a pour conséquence de rendre impossible l'estimation des CoR et des AoR des articulations adjacentes au segment pour lequel le marqueur est absent.

Sur la Figure 88.a, on observe que les CoR et les AoR de l'ensemble des articulations de la main droite du sujet 3 ont pu être estimés. Cependant, on remarque que les positions des AoR des articulations IPD2, IPD4 et IPD5 sont aberrantes, puisqu'ils sont positionnés à la base des trièdres de marqueurs collés sur les phalanges intermédiaires, au lieu d'être positionnés à la base des trièdres de

marqueurs collés sur les phalanges distales. Cette mauvaise estimation des positions des AoR est due à une mauvaise reconstruction des trajectoires des marqueurs des phalanges distales.

D'autre part, l'orientation de l'AoR de l'articulation MCP1 de ce sujet a également été jugée aberrante (Figure 88.a). De même qu'un marqueur est supprimé lorsque sa trajectoire est jugée aberrante, le CoR ou l'AoR d'une articulation est également supprimé lorsque sa position ou son orientation est jugée aberrante.

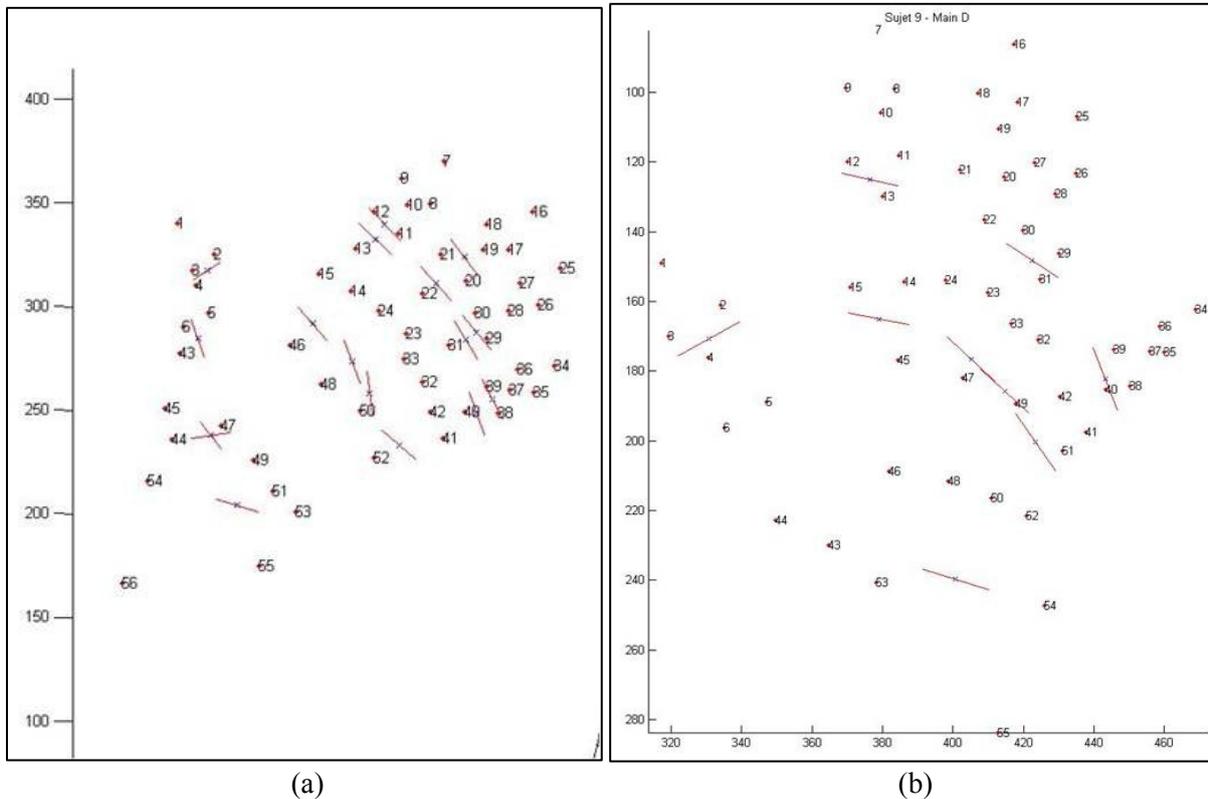


Figure 88. Représentation visuelle des positions des marqueurs et des positions et orientations des CoR et des AoR des mains droites, vues depuis la face dorsale, des sujets 2 et 9. (a) Les positions des AoR des articulations IPD des doigts II, IV et V de la main droite du sujet 3 sont aberrants, ainsi que l'orientation de l'AoR de l'articulation MCP1. (b) Les CoR et AoR des articulations TMC, MCP1, IPD2, IPP3, IPD3, IPD4 et IPD5 de la main droite du sujet 11 n'ont pas pu être estimés.

Sur la Figure 88.b, on observe que les CoR et les AoR des articulations TMC et MCP1 du pouce, ainsi que les articulations IPD des doigts II à V et l'articulation IPP3, de la main droite du sujet 9 n'ont pas pu être estimés à cause de marqueurs ayant disparus trop longtemps et n'ayant pas pu être reconstruits.

Après avoir énuméré dans le Tableau 24 les marqueurs n'ayant pas pu être labellisés, les CoR et les AoR n'ayant pas pu être estimés ou ayant été supprimés car jugés comme aberrants sont répertoriés pour chaque sujet et pour chaque mouvement dans le Tableau 26.

Sujet	Main étudiée	CoR et AoR n'ayant pas pu être estimés
Sujet 1	Main D	CoR de l'articulation TMC en F-E et A-A Palm AoR de l'articulation TMC en F-E AoR de l'articulation TMC en A-A Palm AoR des articulations MCP1 et IP1 en F-E CoR de l'articulation MCP3 en F-E et A-A AoR des articulations MCP3 et IPP3 F-E AoR des articulations IPP5 et IPP5 en F-E
Sujet 2	Main D	CoR de l'articulation TMC en F-E et A-A Palm AoR de l'articulation TMC en F-E AoR de l'articulation TMC en A-A Palm
	Main G	CoR de l'articulation MCP1 en F-E AoR de l'articulation MCP1 en F-E AoR de l'articulation IPP5 en F-E
Sujet 3	Main D	AoR de l'articulation IPD5 en F-E
Sujet 5	Main D	AoR de l'articulation IPD5 en F-E
Sujet 6	Main D	AoR des articulations IPP5 et IPD5 en F-E
Sujet 7	Main G	CoR de l'articulation MCP1 en F-E AoR de l'articulation MCP1 en F-E
Sujet 8	Main D	CoR de l'articulation TMC en F-E et A-A Palm AoR de l'articulation TMC en A-A Palm AoR des articulations TMC et MCP1 en F-E CoR de l'articulation MCP5 en F-E et en A-A AoR de l'articulation MCP5 en F-E
	Main G	CoR de l'articulation TMC en F-E et A-A Palm AoR de l'articulation TMC en F-E AoR de l'articulation TMC en A-A Palm CoR de l'articulation MCP3 en F-E et A-A AoR des articulations MCP3 et IPP3 en F-E
Sujet 9	Main D	CoR de l'articulation TMC en F-E et A-A Palm AoR de l'articulation TMC en A-A Palm AoR des articulations TMC et MCP1 en F-E CoR de l'articulation MCP3 en F-E et A-A AoR des articulations MCP3 et IPP3 en F-E AoR des articulations IPD2, IPD3, IPD4 et IPD5 en F-E
	Main G	AoR de l'articulation IPD5 en F-E

Tableau 26. Liste des CoR et des AoR n'ayant pas pu être estimés pour chaque sujet.

On constate dans le Tableau 26 que de nombreux CoR et AoR n'ont pas pu être calculés ou ont été supprimés pour les mains droites des sujets 1, 2, et 9, et pour la main gauche du sujet 8. Du fait de ces nombreuses pertes de données cinématiques et des captures de mouvement de mauvaise qualité pour ces sujets, nous avons choisi de les écarter pour la suite des analyses. Par conséquent, les captures de mouvement fonctionnel de onze mains ont pu être analysées, dont six de la main droite.

Une fois les CoR et les AoR ont été estimés, les FCS sont construits pour chacun des segments de la main Figure 89. On observe sur la main droite que les axes d'inclinaison radio-ulnaire, notés " \vec{Z} " dans le chapitre II, des FCS des phalanges des doigts II à V, sont dirigés bien dans le sens médio-latéral, comme précisé dans le chapitre II. Même chose pour l'axe de rotation interne-externe, noté " \vec{Y} " dans le chapitre II, on constate qu'il est bien dirigé dans le sens proximo-distal. Enfin, on constate que les directions de ces axes sont inversés dans le cas de la main gauche (Figure 89.a), afin de respecter la convention de signe choisie dans le chapitre II.

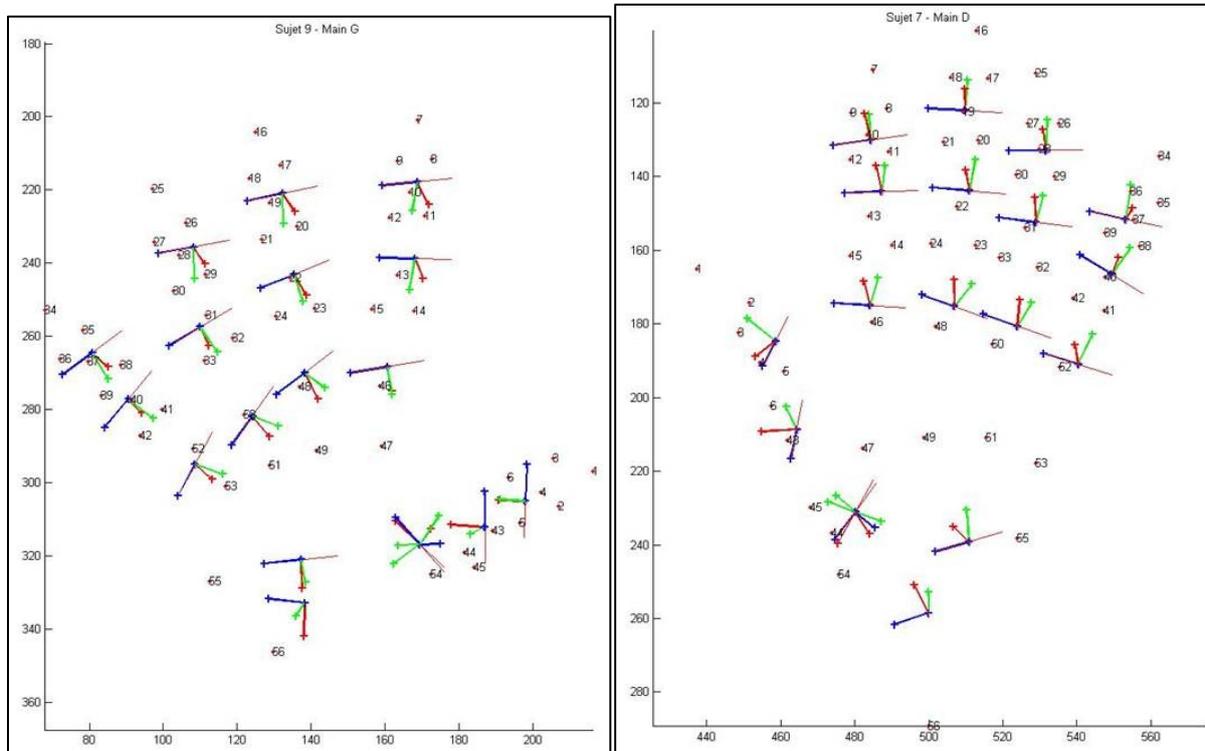


Figure 89. Représentation visuelle des positions des marqueurs et des positions et orientations des CoR et des AoR, ainsi que des FCS des mains gauche (a) et droite (b), vues depuis la face dorsale, des sujets 9 et 7, respectivement. L'axe d'inclinaison radio-ulnaire du FCS est représenté en rouge, l'axe de rotation interne-externe en vert, et l'axe de flexion-extension en bleu.

La construction des FCS pour chacun des segments de la main n'est possible que si les CoR et les AoR nécessaires à leurs constructions ont pu être estimés. Dans le cas où le CoR ou l'AoR d'une articulation n'a pas pu être estimé, il n'est alors pas possible de construire les FCS des segments adjacents à cette articulation.

Sur la Figure 90, on observe les représentations visuelles des marqueurs et des CoR et AoR de la main droite du sujet 8. On constate que les FCS de l'ensemble des segments de la main ont pu être construits à l'exception de ceux des segments du doigt V. En effet, comme le marqueur D5P2M2 manquant (Tableau 24), les AoR des articulations IPP5 et IPD5 n'ont pas pu être estimés. Or, ces paramètres cinématiques sont nécessaires pour la construction des FCS des phalanges proximal, intermédiaire et distale du doigt V.

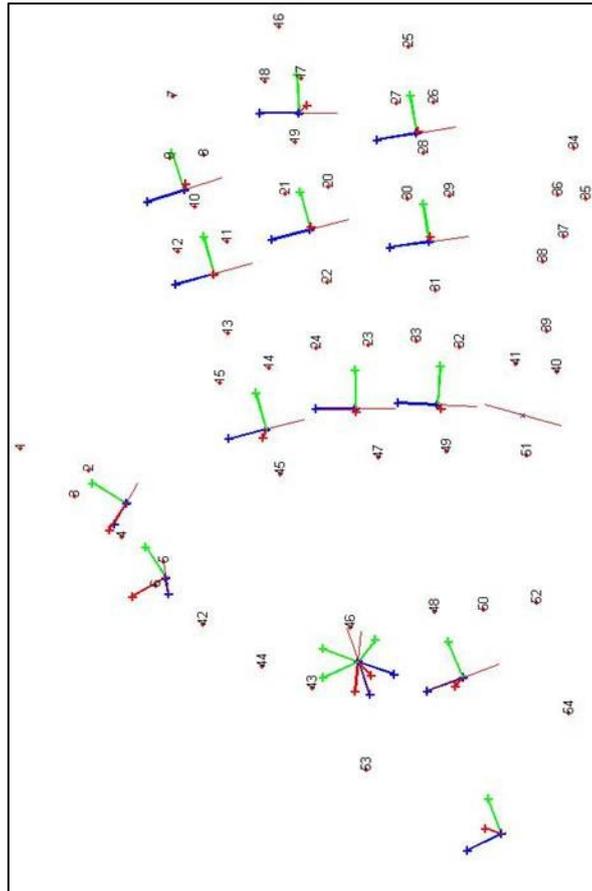


Figure 90. Représentation visuelle des positions des marqueurs et des positions et orientations des CoR et des AoR de la main droite, vues depuis la face dorsale, du sujet 6. Les FCS des phalanges proximale, intermédiaire et distale du doigt V n'ont pas pu être construits du fait de l'absence du marqueur D5P2M2.

Nous avons vu dans le paragraphe précédent que, du fait de l'absence des paramètres cinématiques de certaines articulations, tous les FCS n'ont pas pu être construits pour certains. Or, lorsque le FCS d'un segment n'a pas pu être construit, il n'est alors pas possible de déterminer la position et l'orientation relative de ce segment par rapport à un autre. Les articulations pour lesquelles les analyses cinématiques n'ont pas pu être faites ont été reportées dans le Tableau 27.

Sujet	Main étudiée	Segment dont le FCS n'a pas pu être construit	Articulation n'ayant pas pu être analysée
Sujet 2	Main G	Doigt I : 1 ^{er} métacarpien et phalange proximale Doigt V : phalanges proximale et intermédiaire	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1 Doigt V : MCP5, IPP5 et IPD5
Sujet 3	Main D	Doigt V : phalanges intermédiaire et distale	Doigt V : IPP5 et IPD5
Sujet 5	Main D	Doigt V : phalanges intermédiaire et distale	Doigt V : IPP5 et IPD5
Sujet 6	Main D	Doigt V : phalanges proximale, intermédiaire et distale	Doigt V : MCP5, IPP5 et IPD5
Sujet 7	Main G	Doigt I : 1 ^{er} métacarpien et phalange proximale	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1
Sujet 8	Main D	Doigt I : 1 ^{er} métacarpien et phalange proximale Doigt V : phalange proximale Carpe	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1 Doigt II : MCP2 Doigt III : MCP3 Doigt IV : MCP4 Doigt V : MCP5 et IPP5 RC
Sujet 9	Main G	Doigt V : phalanges intermédiaire et distale	Doigt V : IPP5 et IPD5

Tableau 27. Liste des segments pour lesquels les FCS n'ont pas pu être construits et des articulations pour lesquelles l'analyse cinématique n'a pas pu être faite.

III.4.1.2 Calcul des angles formés entre les AoR des différentes articulations de la main

Après avoir estimé les paramètres cinématiques des articulations des mains de l'ensemble des sujets, et écarté ceux qui nous semblaient aberrants, les orientations des AoR des articulations IPP estimés en F-E ont été comparées à celles des AoR estimés en F-E pour les articulations IPD, dans le cas où la main est en position de référence. Ainsi, l'angle formé entre les AoR des articulations IPP et IPD a été calculé pour les doigts II à V, et les valeurs moyennes obtenues pour chacun des doigts sur l'ensemble des sujets sont présentées sur la Figure 91.

Dans le cas du doigt II, on n'observe pas de différence significative ($p < 0,1$) entre les AoR des articulations IPP et IPD avec un angle moyen de $11,95 \pm 8,58^\circ$ pour la main droite et un angle de $10,49 \pm 3^\circ$ pour la main gauche. Dans le cas des doigts III, IV et V, on observe une plus grande différence entre les angles moyens des mains droites et celles des mains gauches, mais toujours non significatives ($p < 0,1$). Pour le doigt III, on obtient un angle moyen de $9,83 \pm 5,53^\circ$ pour la main droite et un angle moyen de $6,53 \pm 4,03^\circ$ pour la main gauche. Pour le doigt IV, on obtient un angle moyen de $5,72 \pm 2,82^\circ$ pour la main droite et un angle moyen de $13,99 \pm 9,82^\circ$ pour la main gauche. Pour le doigt V, avec des angles moyens de $21,03 \pm 2,55^\circ$ pour la main droite et $28,31 \pm 11,2^\circ$ pour la main gauche.

L'angle entre l'AoR estimé en F-E et l'AoR estimé en A-A palmaire de l'articulation TMC a également été calculé pour l'ensemble des sujets. Les valeurs moyennes sur l'ensemble des sujets obtenues pour la main droite et la main gauche sont présentées sur la Figure 91.b. L'angle moyen entre les AoR obtenus pour la main droite est de $43,25 \pm 11,98^\circ$ et l'angle moyen obtenu pour la main gauche est de $33,45 \pm 19,59^\circ$. On n'observe pas de différence significative entre la main droite et la main gauche ($p < 0,1$).

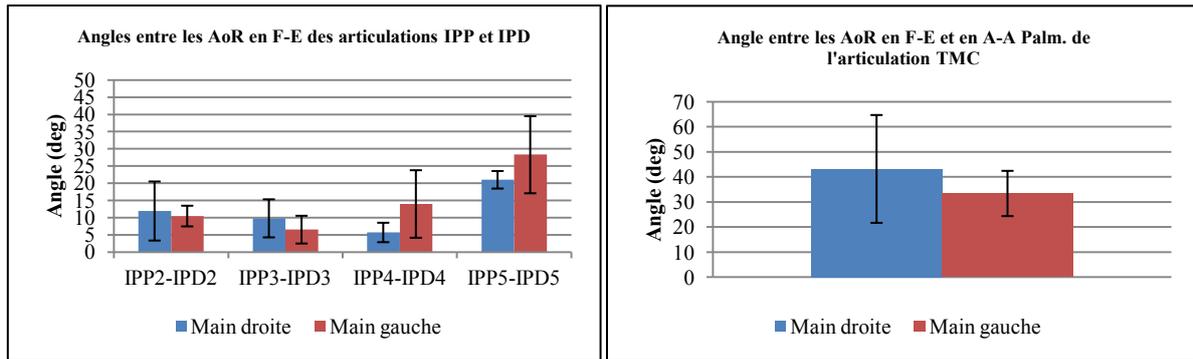


Figure 91. (a) Valeurs moyennes sur l'ensemble des sujets des angles entre les AoR en F-E des articulations IPP et IPD des doigts II à V des mains droites et des mains gauches. (b) Moyennes sur l'ensemble des sujets des angles entre les AoR en F-E et en A-A palmaire des articulations TMC.

Après avoir comparé les paramètres cinématiques des articulations IPP et IPD, et ceux de l'articulation TMC en F-E et en A-A palmaire, nous allons passer à la présentation des résultats qualitatifs et quantitatifs de l'analyse cinématique des mouvements fonctionnels.

III.4.1.3 Courbes des angles de Cardan dans le cas des mouvements fonctionnels

L'analyse cinématique des mouvements fonctionnels pour chacun des sujets a été effectuée à l'aide des mouvements présentés dans le Tableau 22 du chapitre II. Ces mouvements sont les mêmes que ceux utilisés dans la partie précédente pour l'estimation des paramètres cinématiques des mains des sujets. A l'issue de ces analyses, les courbes des angles de Cardan des articulations mises en mouvement ont été tracées pour chaque mouvement, et les formes des courbes ont été comparées entre les sujets, et à celles obtenues dans le cas de l'analyse cinématique effectuée sur la main numérique. Dans ce chapitre, seules les courbes de la main droite ont été présentées. Les courbes de la main gauche étant similaires à celles de la main droite, elles sont présentées en annexe.

Les valeurs minimales et maximales des angles de Cardan ont été déterminées et représentées pour les mains droites et les mains gauches. Ces moyennes sur l'ensemble des sujets de ces valeurs minimales et maximales ont également été calculées et comparées aux amplitudes de mouvement trouvées dans la littérature et présentées dans le chapitre I.

III.4.1.3.1 Analyse du mouvement de F-E des articulations IPP et IPD des doigts II à V

Sur les Figure 92 et Figure 93, sont présentées les courbes des angles de Cardan normalisées sur un cycle des articulations IPP et IPD, respectivement, des doigts II à V de l'ensemble des mains droites analysées dans le cas du mouvement de F-E des articulations IPP et IPD des doigts II à V. On constate, d'après les courbes, qu'il y a peu de variations des angles de rotation autour des axes d'inclinaison radio-ulnaire et de rotation interne-externe, et que ces courbes sont proches de zéro. Par contre, on observe des variations angulaires plus importantes autour de l'axe de flexion-extension et les courbes obtenues sont semblables entre les différents sujets. D'autre part, les formes des courbes en flexion-extension se rapprochent de celles obtenues avec la main numérique (Figure 66). Enfin, comme présenté dans le Tableau 27, les angles de Cardan des articulations IPP5 (Figure 92) et IPD5 (Figure 93) n'ont pas pu être calculés pour les sujets 3, 5, 6.

Les courbes des angles de Cardan normalisées sur un cycle obtenues dans le cas de la main gauche sont présentées en annexe (Figure 125 et Figure 126). On constate que ces courbes sont similaires à celles de la main droite. Comme pour la main droite, les angles de Cardan des articulations IPP5 et IPD5 n'ont pas pu être calculés pour les sujets 2 et 8 (Tableau 27).

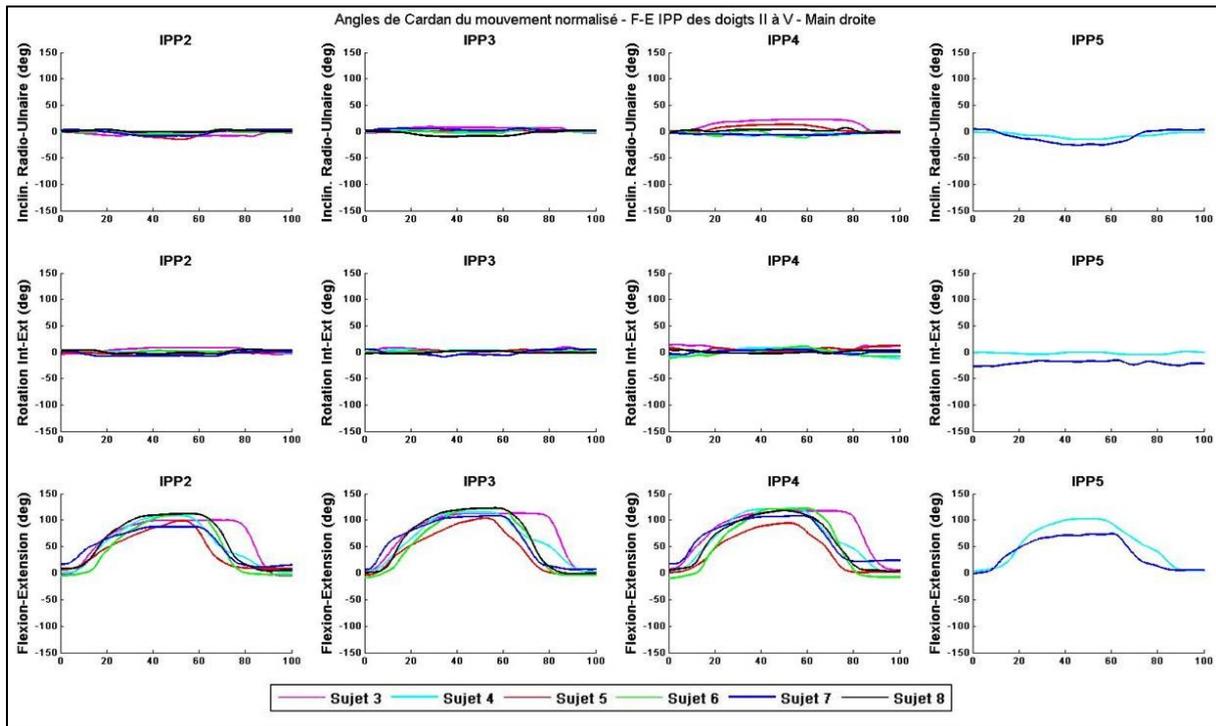


Figure 92. Courbes normalisées des angles de Cardan sur un cycle du mouvement de F-E des articulations IPP des doigts II à V des mains droites de l'ensemble des sujets analysés.

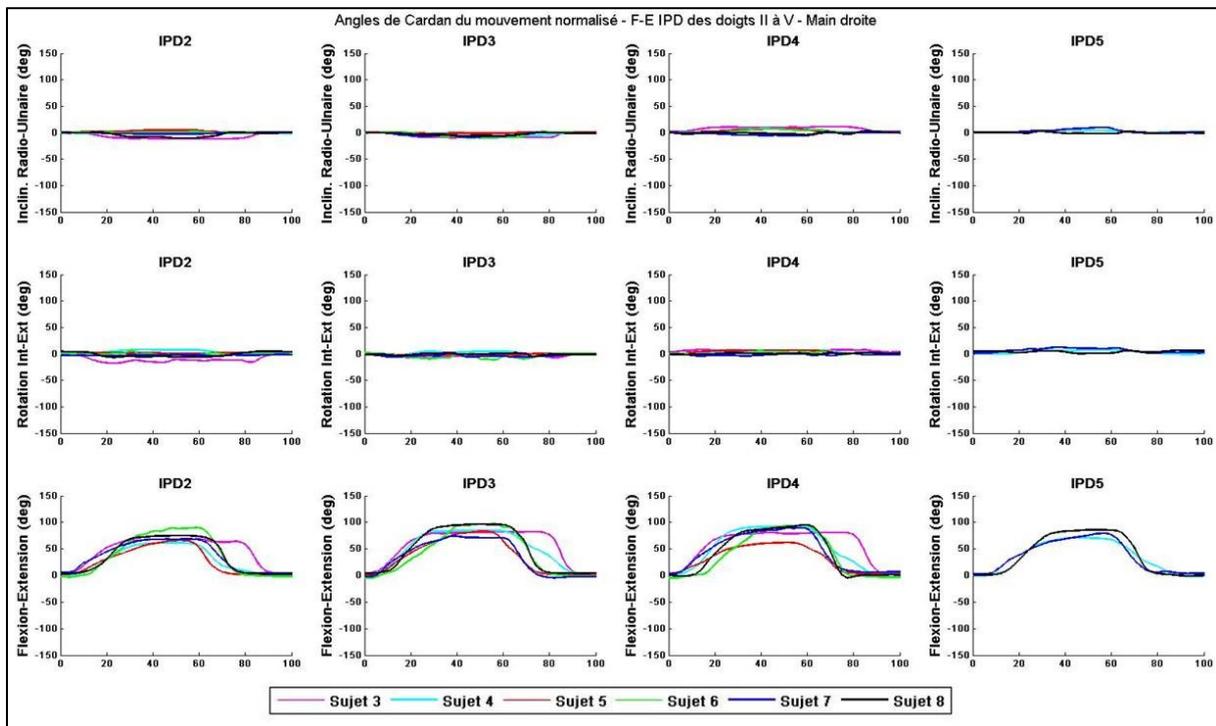


Figure 93. Courbes normalisées des angles de Cardan sur un cycle du mouvement de F-E des articulations IPD des doigts II à V des mains droites de l'ensemble des sujets analysés.

Sur les Figure 94 et Figure 95 sont présentées, les valeurs minimales et les valeurs maximales des angles de Cardan obtenues pour les mains droites et gauches de l'ensemble des sujets analysés. On constate, effectivement, que les médianes des valeurs minimales et maximales des angles de rotation autour des axes d'inclinaison radio-ulnaire et de rotation interne-externe, sont proches de zéro. On constate pour ces mêmes angles de rotation, une faible dispersion entre les valeurs minimales et

maximales pour l'ensemble des articulations, excepté les articulations IPP2 et IPD5 de la main droite, et l'articulation IPP5 de la main gauche.

Dans le cas des angles de rotation autour de l'axe de flexion-extension, on observe que les médianes des valeurs minimales sont proches de zéro, et que celles des valeurs maximales sont nettement supérieures à 50° pour toutes les articulations de la main droite et de la main gauche. D'après les Figure 92 et Figure 93, l'angle de rotation autour de l'axe de flexion-extension atteint une valeur minimale lorsque l'articulation est en extension complète, et elle atteint une valeur maximale lorsque l'articulation est en flexion complète. D'autre part, on observe également une faible dispersion des valeurs minimales entre les sujets, alors que cette dispersion est plus grande dans le cas des valeurs maximales. Autrement dit, alors que les amplitudes calculées en extension complète de la main sont proches entre les différents sujets, on constate que les amplitudes calculées en flexion complète varient plus fortement d'un sujet à un autre.

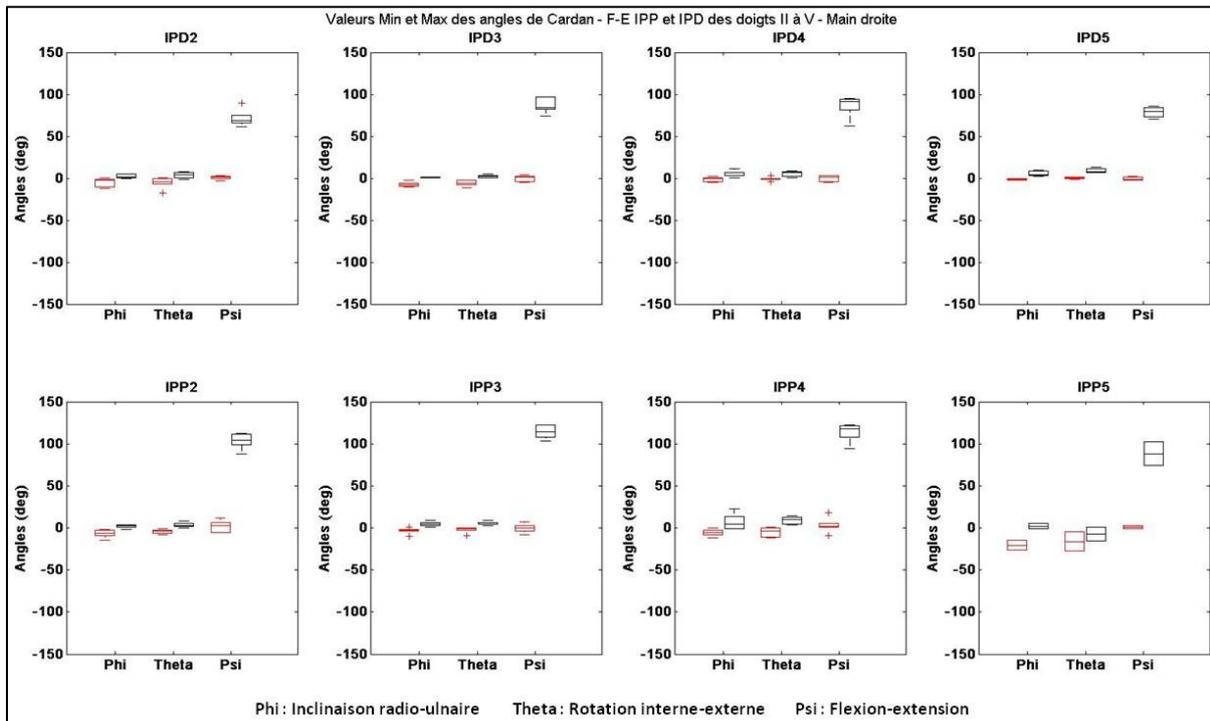


Figure 94. Valeurs minimales et maximales des angles de Cardan obtenues dans le cas de l'analyse du mouvement de F-E des articulations IPP et IPD des doigts II à V des mains droites de l'ensemble des sujets.

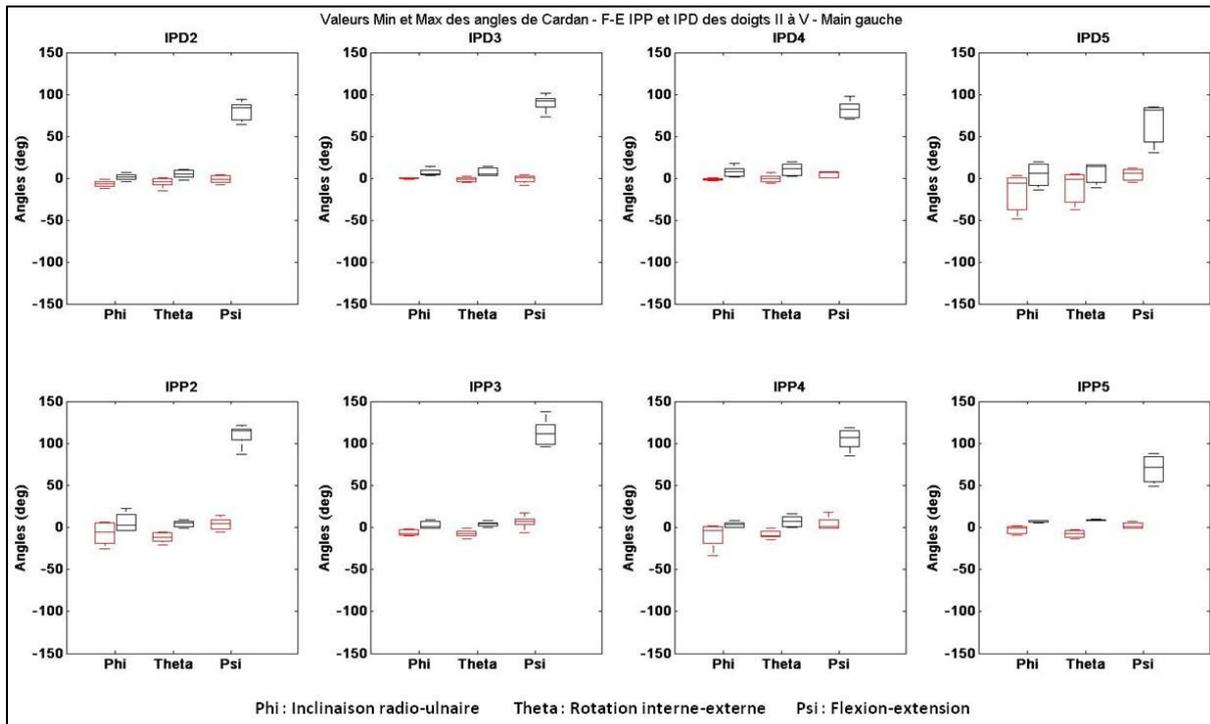


Figure 95. Valeurs minimales et maximales des angles de Cardan obtenues dans le cas de l'analyse du mouvement de F-E des articulations IPP et IPD des doigts II à V des mains gauches de l'ensemble des sujets.

Dans le Tableau 28 sont présentées les valeurs moyennes, sur l'ensemble des sujets, des angles de rotation autour de l'axe de flexion-extension des articulations IPP et IPD des doigts II à V des mains droites et gauches lorsqu'elles sont en flexion complète et en extension complète. Les valeurs moyennes des amplitudes de rotation des articulations autour de l'axe de flexion-extension ont également été reportées dans ce tableau.

Les valeurs moyennes des angles de flexion des articulations IPP en flexion complète sont comprises entre 100 et 115°. Ces valeurs correspondent à celles trouvées dans la littérature et présentées dans le chapitre I (Tableau 12). Toutefois, les valeurs moyennes des angles de flexion des doigts V sont inférieures à celles trouvées dans la littérature avec $88,25 \pm 19,73^\circ$ pour la main droite et $69,62 \pm 19,81^\circ$. Pour les angles d'extension lorsque les articulations IPP sont en extension complète, les valeurs moyennes obtenues sur l'ensemble des sujets sont comprises entre -2 et 5°, ce qui correspond également aux valeurs trouvées dans la littérature scientifique.

Les valeurs moyennes des angles de flexion des articulations IPD en flexion complète sont comprises entre 70 et 90°, excepté l'articulation IPD5 des mains gauches dont la valeur moyenne est de $65,51 \pm 30,13^\circ$. Ces valeurs correspondent également à celles trouvées dans la littérature et présentées dans le chapitre I (Tableau 13). Pour les angles d'extension des articulations IPD en extension complète, les valeurs moyennes obtenues sont comprises entre -1 et 5°, ce qui correspond également aux valeurs trouvées dans la littérature scientifique.

Ces résultats montrent que le mouvement de F-E des articulations IPP et IPD est bien principalement une rotation autour de l'axe de flexion-extension, et que les rotations autour des deux autres axes sont de faibles amplitudes. L'amplitude maximum de rotation observée autour des axes d'inclinaison radio-ulnaire et de rotation interne-externe est de $22,67 \pm 12,77^\circ$ pour l'articulation IPP5. D'autre part, aucune différence significative entre les valeurs moyennes obtenues pour la main droite et la main gauche ($p < 0,1$).

Main étudiée	Articulation	Angle moyen en flexion (deg)	Angle moyen en extension (deg)	Amplitude moyenne (deg)
Main droite	IPP2	102,99 ± 9,47	2,06 ± 6,62	100,93 ± 14,4
	IPD2	71,55 ± 10,07	0,68 ± 2,24	70,87 ± 11,55
	IPP3	114,09 ± 7,53	-0,24 ± 5,37	114,33 ± 10,8
	IPD3	86,41 ± 8,93	-0,17 ± 3,77	86,58 ± 9,18
	IPP4	113,62 ± 10,74	3,26 ± 8,74	110,36 ± 15,88
	IPD4	85,75 ± 12,78	0,09 ± 3,79	85,66 ± 10,02
	IPP5	88,25 ± 19,73	0,91 ± 3,05	87,76 ± 16,47
	IPD5	78,58 ± 7,44	-0,32 ± 2,74	78,92 ± 6,94
Main gauche	IPP2	109,83 ± 13,38	4,1 ± 7,31	105,79 ± 10,81
	IPD2	79,8 ± 11,96	-1,18 ± 4,97	81 ± 11,32
	IPP3	112,5 ± 16,44	6,42 ± 8,45	106,55 ± 10,8
	IPD3	89,89 ± 10,35	-1,03 ± 4,78	91,11 ± 7,08
	IPP4	105,03 ± 13,27	4,6 ± 8,21	100,48 ± 8,7
	IPD4	81,52 ± 10,95	4,7 ± 3,79	76,83 ± 12,37
	IPP5	69,62 ± 19,81	2,21 ± 4,27	67,41 ± 16,03
	IPD5	65,51 ± 30,13	4,23 ± 8,8	61,18 ± 32,48

Tableau 28. Valeurs moyennes des angles en flexion et en extension, et des amplitudes de rotation autour de l'axe de flexion-extension pour le mouvement de F-E des articulations IPP et IPD des doigts II à V des mains droites et gauches de l'ensemble des sujets analysés.

III.4.1.3.2 Analyse du mouvement de F-E des articulations MCP des doigts II à V

Sur la Figure 96, sont présentées les courbes des angles de Cardan normalisées sur un cycle des articulations MCP des doigts II à V de l'ensemble des mains droites analysées dans le cas de l'analyse mouvement de F-E des articulations MCP des doigts II à V. On constate que les variations angulaires se font principalement autour de l'axe de flexion-extension pour l'ensemble des articulations et que les courbes obtenues sont de formes similaires entre les sujets. D'autre part, on constate également que ces courbes sont de formes similaires à celles obtenues lors de l'analyse cinématique de la main numérique (Figure 66).

On observe également des variations d'angles autour des axes d'inclinaison radio-ulnaire et de rotation interne-externe, mais de plus petites amplitudes. De plus, on ne distingue pas de similitude de forme entre les courbes des différents sujets. Enfin, comme présenté dans le Tableau 27, les angles de Cardan en F-E de l'articulation MCP5 n'ont pas pu être calculés pour le sujet 6, ni ceux de l'ensemble des articulations MCP des doigts II à V du sujet 8.

Les courbes des angles de Cardan normalisées sur un cycle obtenues dans le cas de la main gauche sont présentées en annexe (Figure 127). On constate que ces courbes sont semblables à celles de la main droite. Les angles de Cardan l'articulation MCP5 n'ont également pas pu être calculés pour le sujet 2 (Tableau 27).

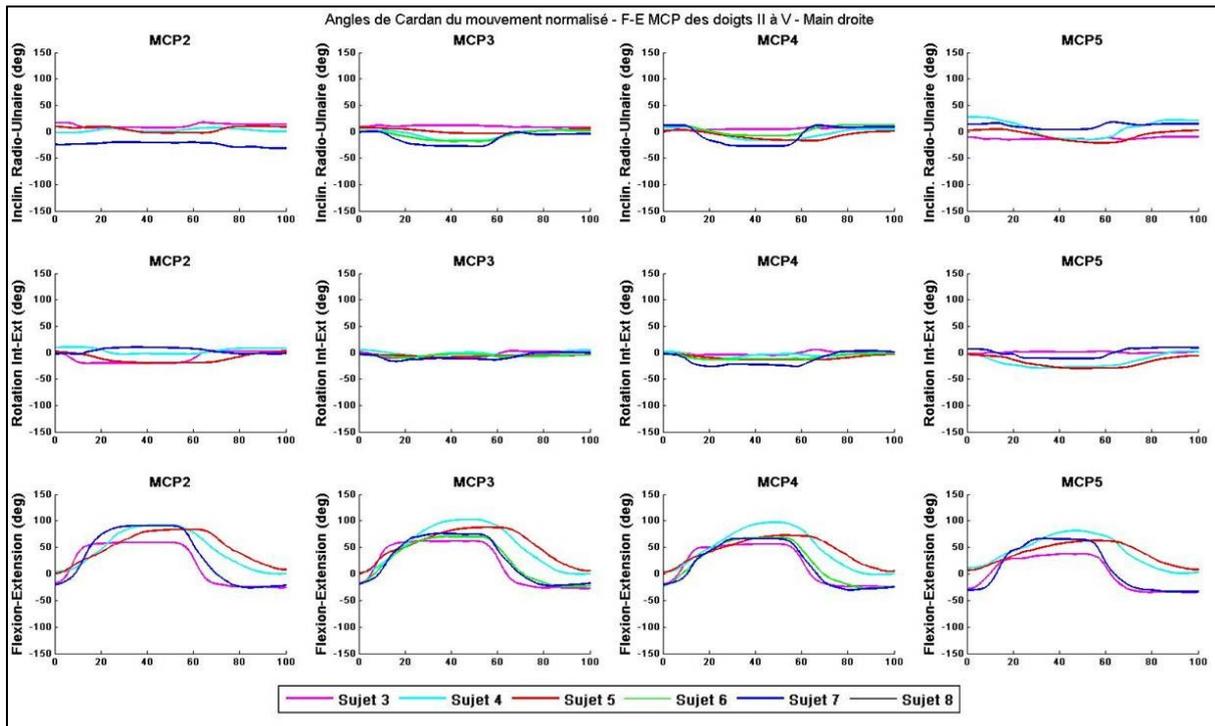


Figure 96. Courbes normalisées des angles de Cardan sur un cycle du mouvement de F-E des articulations MCP des doigts II à V des mains droites de l'ensemble des sujets analysés.

Sur les Figure 97 et Figure 98 sont présentées, les valeurs minimales et les valeurs maximales des angles de Cardan des mains droites et gauches de l'ensemble des sujets analysés. On constate que les médianes des valeurs minimales et maximales des angles de rotation autour des axes d'inclinaison radio-ulnaire et de rotation interne-externe sont petites par rapport à celles obtenues pour les valeurs maximales des angles de rotation autour de l'axe flexion-extension. Les amplitudes moyennes de rotations autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire sont comprises entre $11 \pm 1,31^\circ$ et $37,85 \pm 19,31^\circ$, et entre $11,02 \pm 4,58^\circ$ et $25,47 \pm 8,65^\circ$ pour les amplitudes de rotation autour de l'axe de rotation interne-externe. Les médianes des valeurs maximales des rotations autour de l'axe de flexion-extension sont supérieures à 50° pour l'ensemble des articulations MCP des mains droites et gauches.

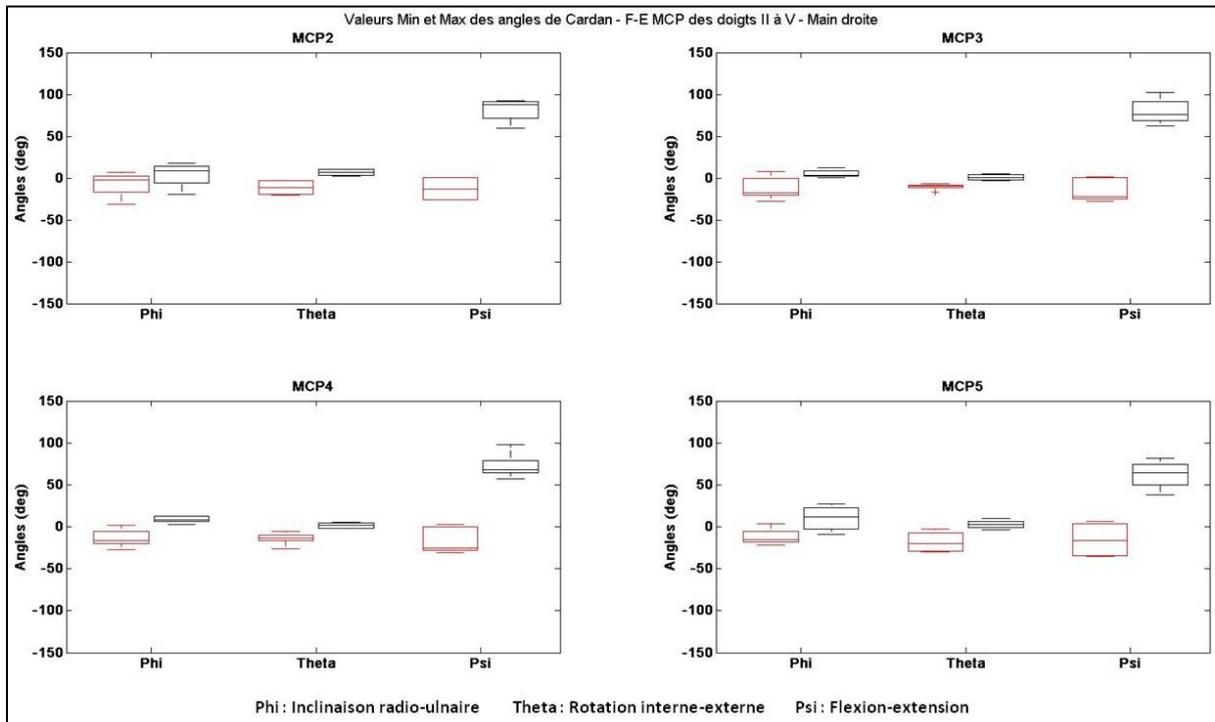


Figure 97. Valeurs minimales et maximales des angles de Cardan obtenues dans le cas de l'analyse du mouvement de F-E des articulations MCP des doigts II à V des mains droites de l'ensemble des sujets analysés.

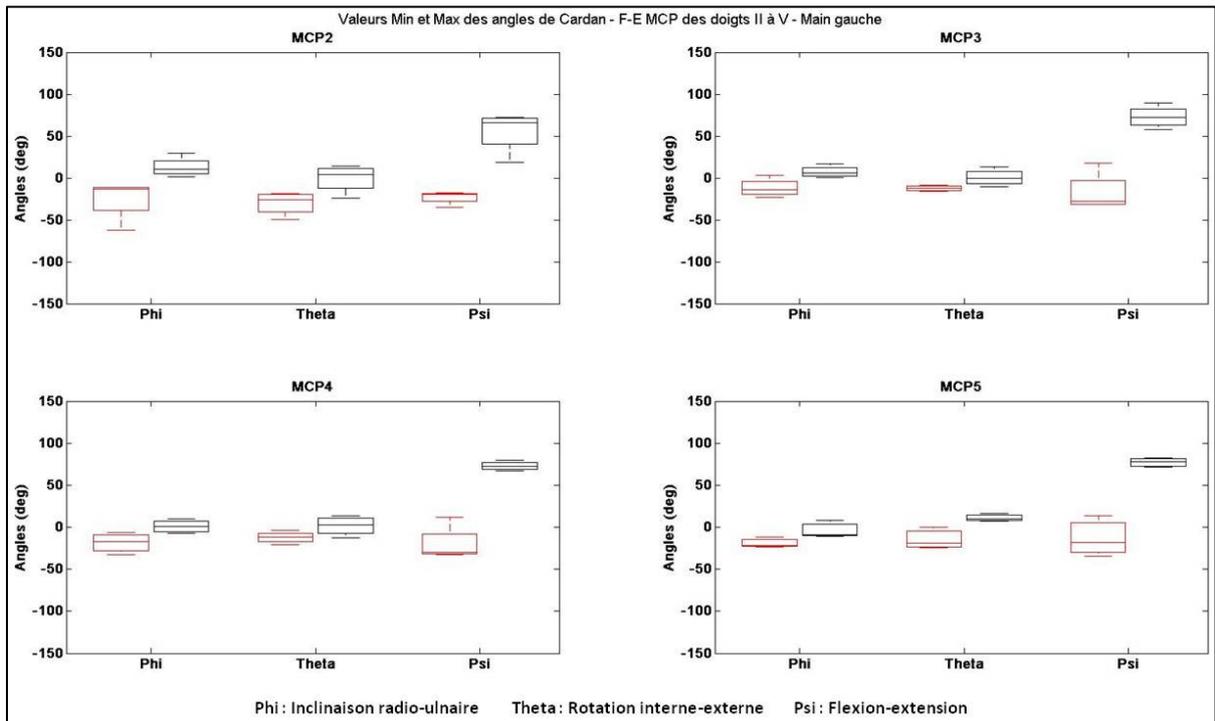


Figure 98. Valeurs minimales et maximales des angles de Cardan obtenues dans le cas de l'analyse du mouvement de F-E des articulations MCP des doigts II à V des mains gauches de l'ensemble des sujets analysés.

Sur le Tableau 29 sont inscrites les valeurs moyennes, sur l'ensemble des sujets, des angles de rotation autour de l'axe de flexion-extension des articulations MCP des doigts II à V des mains droites et gauches lorsqu'elles sont en flexion complète et en extension complète. Les valeurs moyennes des amplitudes de rotation des articulations autour de l'axe de flexion-extension ont également été reportées dans ce tableau.

On constate que les valeurs moyennes des angles de flexion lorsque les articulations MCP sont en flexion complète sont comprises entre 70 et 85°, excepté pour l'articulation MCP5 de la main droite et l'articulation MCP2 de la main gauche. Ces valeurs se rapprochent de celles mentionnées dans la littérature et présentées dans le chapitre I (Tableau 10). En revanche, les valeurs moyennes des angles de flexion obtenues pour l'articulation MCP5 de la main droite et l'articulation MCP2 de la main gauche en flexion complète sont $62,12 \pm 18,13^\circ$ et $55,78^\circ$, respectivement. Toutefois, on constate pour l'articulation MCP2 de la main gauche, que la courbe du sujet 5 est d'allure différente et d'amplitude plus petite par rapport à celles des autres sujets, ce qui peut expliquer la valeur moyenne de l'angle en flexion complète pour cette articulation.

Pour les angles d'extension des articulations MCP des doigts II à V en extension complète, on observe que les valeurs moyennes sont comprises entre -10 et -25°, ce qui correspond également aux valeurs présentées dans la littérature (Tableau 10).

Ces premières observations montrent bien que les rotations effectuées par les articulations CMP des mains droites et gauches sont principalement des rotations autour de l'axe de flexion-extension. D'autre part, aucune différence significative entre les valeurs moyennes obtenues pour la main droite et la main gauche ($p < 0,1$).

Main étudiée	Articulation	Angle moyen en flexion (deg)	Angle moyen en extension (deg)	Amplitude moyenne (deg)
Main droite	MCP2	$81,56 \pm 15,13$	$-12,84 \pm 15,17$	$94,4 \pm 15,43$
	MCP3	$79,83 \pm 15,76$	$-14,54 \pm 14,05$	$94,36 \pm 6,66$
	MCP4	$72,36 \pm 15,22$	$-16,19 \pm 15,6$	$88,55 \pm 12,25$
	MCP5	$62,12 \pm 18,13$	$-15,21 \pm 22,25$	$77,33 \pm 18,49$
Main gauche	MCP2	$55,78 \pm 25,33$	$-23,05 \pm 7,97$	$78,83 \pm 28,85$
	MCP3	$72,69 \pm 13,34$	$-17,16 \pm 23,53$	$89,84 \pm 14,51$
	MCP4	$72,8 \pm 5,43$	$-20,15 \pm 21,16$	$92,94 \pm 20,89$
	MCP5	$77,27 \pm 5,7$	$-13,16 \pm 24,24$	$90,43 \pm 22,28$

Tableau 29. Valeurs moyennes des angles en flexion et en extension, et des amplitudes de rotation autour de l'axe de flexion-extension pour le mouvement de F-E des articulations MCP des doigts II à V des mains droites et gauches de l'ensemble des sujets analysés.

III.4.1.3.3 Analyse du mouvement d'A-A des articulations MCP des doigts II à V

Sur la Figure 99, sont présentées les courbes des angles de Cardan normalisées sur un cycle des articulations MCP des doigts II à V de l'ensemble des mains droites analysées, excepté la main droite du sujet 10 (Tableau 27), dans le cas de l'analyse du mouvement d'A-A des articulations MCP des doigts II à V. On constate que les variations angulaires ont lieu principalement autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire et que les courbes obtenues sont de formes similaires entre les sujets. On constate également que les courbes se rapprochent de celles obtenues dans le cas de l'analyse cinématique avec la main numérique (Figure 68)

En effet, on observe globalement une augmentation de l'angle d'inclinaison radio-ulnaire de l'articulation MCP2 pour l'ensemble des sujets pendant le mouvement d'abduction des articulations MCP des doigts II à V. Autrement dit, on observe une inclinaison radiale des articulations MCP2 de

l'ensemble des sujets pendant le mouvement d'abduction des doigts II à V. Inversement pour les articulations MCP4 et MCP5, on observe une diminution de l'angle d'inclinaison radio-ulnaire pendant le mouvement d'abduction des doigts II à V. Autrement dit, on observe une inclinaison ulnaire des articulations MCP4 et MCP5 de l'ensemble des sujets pendant le mouvement d'abduction des doigts II à V.

On observe également pour l'articulation MCP5 que les courbes d'inclinaison radio-ulnaire des sujets 4 et 7 sont décalées en amplitude par rapport à celles des autres sujets. Ce décalage des courbes est dû à une mauvaise estimation des paramètres cinématiques nécessaires à la construction des FCS des segments adjacents à l'articulation MCP5. Concernant les articulations MCP3, l'angle de rotation autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire varie peu pour l'ensemble des sujets et reste proche de zéro degré. En effet, le doigt III a tendance, naturellement, à rester dans l'alignement de l'axe longitudinal du troisième métacarpien pendant le mouvement d'A-A des doigts (Kapandji, 2005).

Peu de rotations sont observées autour de l'axe de rotation interne-externe pour l'ensemble des sujets. De plus, on n'observe pas de similarité de forme entre les courbes des différents sujets. En revanche, des variations angulaires de petites amplitudes autour de l'axe de flexion-extension sont observées sur l'ensemble des sujets pendant le mouvement d'A-A des doigts II à IV, et les courbes obtenues sont de formes similaires entre les différents sujets. En effet, on constate une petite diminution de l'angle de flexion-extension des articulations MCP2 à MCP4 pendant le mouvement d'A-A des doigts II à V. Autrement dit, on constate un mouvement d'extension des articulations MCP2 à MCP4 pendant le mouvement d'A-A des doigts II à V. Pour l'articulation MCP5, des variations angulaires de petites amplitudes sont également observables autour de l'axe de flexion-extension, mais aucune similitude de forme n'est observée entre les courbes des différents sujets.

Les courbes des angles de Cardan normalisées sur un cycle obtenues pour la main gauche, présentées en annexe (Figure 128), sont semblables à celles de la main droite, à l'exception des angles de Cardan de l'articulation MCP5 du sujet 3 qui n'ont pas pu être calculés (Tableau 27). Pour la main gauche, on observe un mouvement d'inclinaison ulnaire de l'articulation MCP3 du sujet 10, alors que cet angle reste nul pour l'ensemble des sujets analysés. Si l'articulation MCP3 ne bouge habituellement pas pendant le mouvement d'A-A des doigts II à V, il n'est toutefois pas impossible d'observer un mouvement d'inclinaison radiale ou ulnaire de l'articulation chez certains sujets (Kapandji, 2005).

Peu de variations angulaires autour de l'axe de rotation interne-externe sont observées pour les articulations MCP2 à MCP4. Pour l'articulation MCP5, en revanche, de petites variations sont observées pour l'ensemble des sujets. En effet, on observe une rotation externe de l'articulation MCP5 pour l'ensemble des sujets pendant le mouvement d'abduction des articulations MCP des doigts II à V, à l'exception du sujet 7 où l'on observe une rotation interne.

Comme pour la main droite, de petites variations angulaires sont observées autour de l'axe de flexion-extension pour l'ensemble des articulations MCP, et les courbes obtenues sont de formes similaires entre les sujets pour les articulations MCP2 à MCP4, excepté pour l'articulation MCP2 du sujet 7. En effet, on observe un mouvement d'extension des articulations MCP2 à MCP4 pour l'ensemble des sujets pendant le mouvement d'abduction, alors que pour l'articulation MCP2 du sujet 7 on observe un mouvement de flexion. Pour les articulations MCP5, il est plus difficile de trouver des courbes de formes similaires entre les différents sujets.

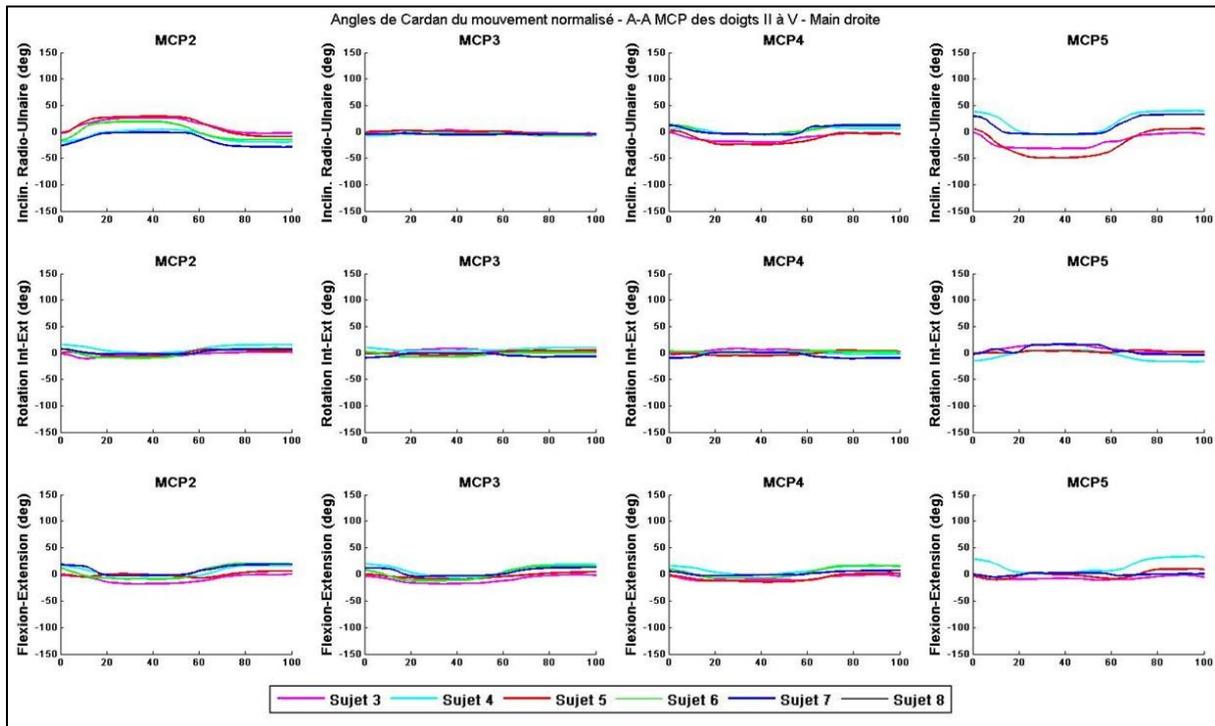


Figure 99. Courbes normalisées des angles de Cardan sur un cycle du mouvement d’A-A des articulations MCP des doigts II à V des mains droites de l’ensemble des sujets analysés.

Sur les Figure 100 et Figure 101 sont présentées les valeurs minimales et les valeurs maximales des angles de Cardan des articulations MCP des doigts II à V des mains droites et gauches de l’ensemble des sujets analysés. On constate que les médianes des valeurs minimales et maximales des angles de rotation autour de l’axe de rotation interne-externe ne sont pas négligeables par rapport à celles obtenues pour les angles de rotation autour des axes d’inclinaison radio-ulnaire et de flexion-extension. En effet, les amplitudes moyennes de rotation autour de l’axe de rotation interne-externe obtenues pour les articulations MCP2 à MCP4 des mains droites et gauches sont comprises entre 5 et 15°, et les amplitudes moyennes obtenues pour les articulations MCP5 des mains droites et gauches sont, respectivement, $16,27 \pm 7,01^\circ$ et $23,01^\circ$. Le mouvement d’A-A des articulations MCP des doigts II à V s’accompagne donc d’un léger mouvement de rotation interne-externe des articulations.

On observe également sur la Figure 101 que la médiane des valeurs maximales des angles d’inclinaison radio-ulnaire diminue pour se rapprocher de l’angle nul lorsqu’on passe progressivement de l’articulation MCP2 vers l’articulation MCP5, alors que la médiane des valeurs minimales diminue pour s’éloigner de l’angle lorsqu’on passe progressivement de l’articulation MCP2 à l’articulation MCP5. Cette observation est plus difficile à faire dans le cas de la main droite à cause du décalage d’amplitude entre les courbes des sujets 6 et 9 et le reste des sujets.

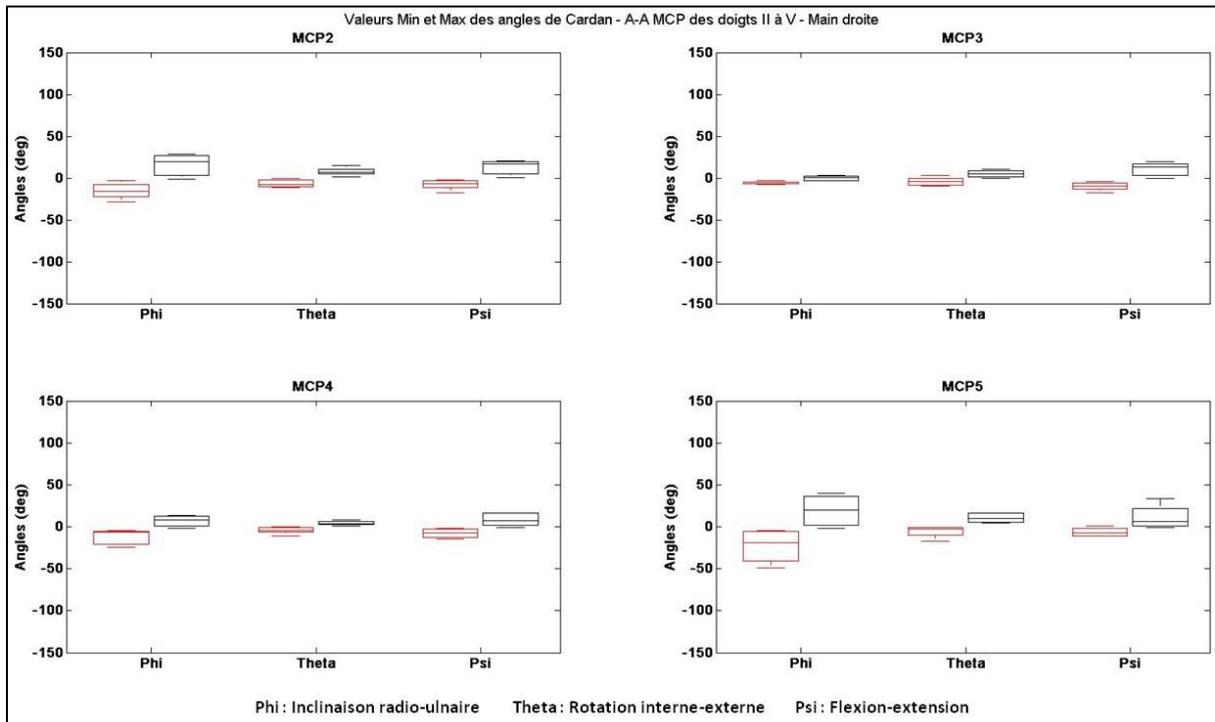


Figure 100. Valeurs minimales et maximales des angles de Cardan obtenues dans le cas de l'analyse du mouvement d'A-A des articulations MCP des doigts II à V des mains droites de l'ensemble des sujets analysés.

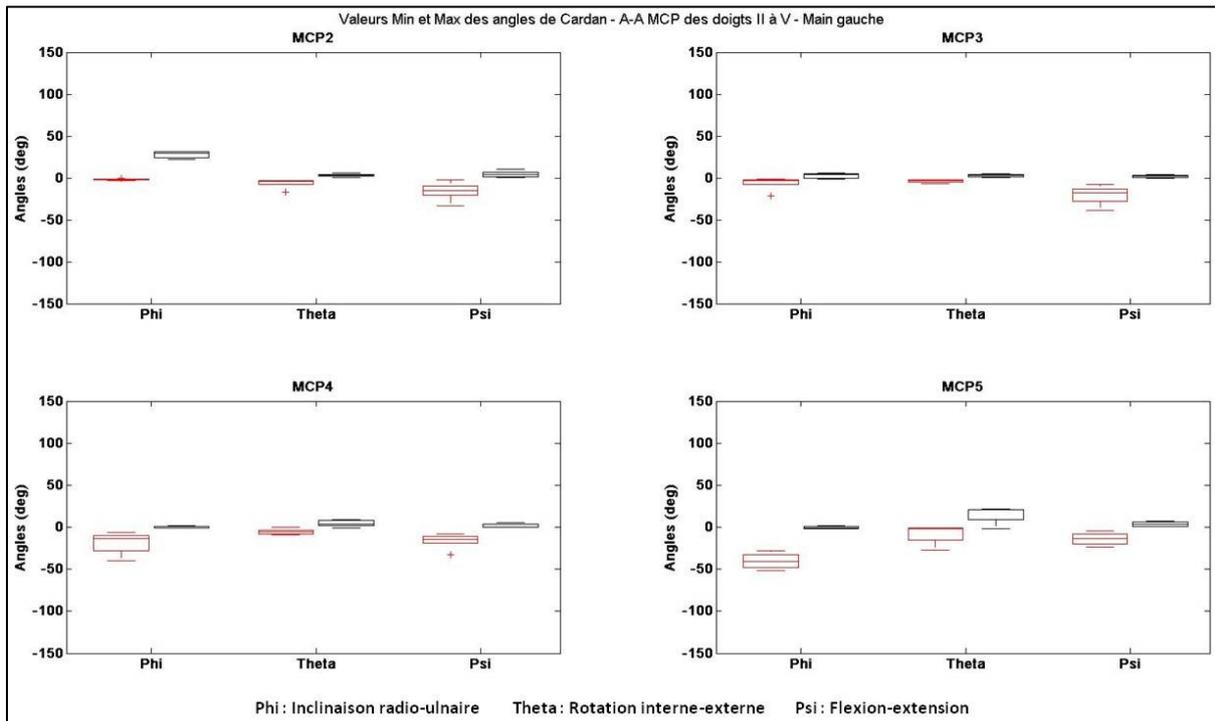


Figure 101. Valeurs minimales et maximales des angles de Cardan obtenues dans le cas de l'analyse du mouvement d'A-A des articulations MCP des doigts II à V des mains gauches de l'ensemble des sujets analysés.

Les valeurs moyennes des angles d'inclinaison radiale et d'inclinaison ulnaire des articulations MCP pour le mouvement d'A-A des doigts II à V ont été reportées dans le Tableau 30. On constate que les valeurs moyennes des angles d'inclinaison radiale des articulations MCP des mains droites sont comprises entre 0° et 20°, et que ces valeurs sont comprises entre -5 et 30° pour les mains gauches. Ces valeurs correspondent à celles trouvées dans la littérature et présentées dans le Tableau 11 du chapitre I. De même, les valeurs moyennes des angles d'inclinaison ulnaire sont comprises entre 0 et -25° pour les articulations MCP des mains droites, et entre 0 et 40° pour les mains gauches, ce qui correspond, au signe près, aux valeurs trouvées dans la littérature.

Comme nous avons pu le constater sur les graphes (Figure 100 et Figure 101), on constate dans le Tableau 30 que les valeurs moyennes des angles d'inclinaison radiale des articulations MCP de la main gauche diminuent progressivement de manière absolue pour passer de 27,92 ± 4,38° pour l'articulation MCP2 à -0,33 ± 1,73° l'articulation MCP5, alors qu'au contraire les angles d'inclinaison ulnaire augmentent progressivement de manière absolue pour passer de 1,72 ± 0,97° pour l'articulation MCP2 à 40,32 ± 10,16° pour l'articulation MCP5. Ce constat est toutefois moins évident pour la main droite à cause du décalage en amplitude des courbes des sujets 6 et 9.

Main étudiée	Articulation	Angle moyen en inclinaison radiale (deg)	Angle moyen en inclinaison ulnaire (deg)	Amplitude moyenne (deg)
Main droite	MCP2	15,62 ± 13,44	-15,45 ± 9,89	31,18 ± 5,8
	MCP3	0,04 ± 2,81	-5,90 ± 1,76	5,95 ± 2,64
	MCP4	6,92 ± 6,72	-12,14 ± 9,32	19,13 ± 4,31
	MCP5	19,21 ± 20,23	-23,08 ± 21,36	42,3 ± 10,89
Main gauche	MCP2	27,92 ± 4,38	-1,72 ± 0,97	29,68 ± 4,39
	MCP3	2,69 ± 3,41	-6,33 ± 8,18	9,01 ± 6,54
	MCP4	-0,05 ± 1,1	-19,04 ± 13,32	18,97 ± 12,87
	MCP5	-0,33 ± 1,73	-40,32 ± 10,16	39,97 ± 8,5

Tableau 30. Valeurs moyennes des angles d'inclinaison radiale et ulnaire, et des amplitudes de rotation autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire pour le mouvement d'A-A des articulations MCP des doigts II à V des mains droites et des mains gauches de l'ensemble des sujets analysés.

Les valeurs moyennes des angles en flexion et des angles en extension des articulations MCP des doigts II à V pour le mouvement d'A-A ont été reportées dans le Tableau 31, ainsi que les amplitudes moyennes des rotations autour de l'axe de flexion-extension. On constate que les amplitudes moyennes pour le mouvement d'A-A des articulations MCP des mains droites et gauches sont comprises entre 15 et 25°.

Les valeurs moyennes des angles en flexion des articulations MCP de la main gauche sont comprises entre 1,87 ± 1,88° pour l'articulation MCP3 et 4,26 ± 4,1° pour l'articulation MCP2, et les valeurs moyennes des angles d'extension sont comprises entre -14,05 ± 8,1° pour l'articulation MCP5 et -20,67 ± 11,76° pour l'articulation MCP3. Pour la main droite les valeurs moyennes des angles en flexion sont comprises entre 8,25 ± 8° pour l'articulation MCP4 et 12,68 ± 8,72° pour l'articulation MCP2, et les valeurs moyennes des angles d'extension sont comprises entre -6,26 ± 5,59° pour l'articulation MCP5 et -10,01 ± 5,37° pour l'articulation MCP2. Comme pour les angles de rotation autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire, les mêmes valeurs moyennes des amplitudes de rotation autour de l'axe de flexion-extension sont obtenues pour les mains droites et gauches, mais on observe un décalage en amplitude des angles moyens en flexion et en extension entre la main droite et la main gauche.

Les résultats montrent que les rotations effectuées par les articulations CMP des mains droites et gauches ont bien lieu principalement autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire. Toutefois, ces rotations s'accompagnent également de rotations autour de l'axe de flexion-extension d'amplitudes non-négligeables. La comparaison des valeurs moyennes obtenues pour la main droite à celles obtenues pour la main gauche ne montre aucune différence significative ($p < 0,1$).

Main étudiée	Articulation – Main droite	Angle moyen en flexion (deg)	Angle moyen en extension (deg)	Amplitude moyenne (deg)
Main droite	MCP2	12,68 ± 8,72	-8,08 ± 6,12	20,71 ± 5,76
	MCP3	10,47 ± 8,31	-10,01 ± 5,37	20,54 ± 5,96
	MCP4	8,25 ± 8	-7,54 ± 5,67	15,83 ± 5,49
	MCP5	11,38 ± 15,78	-6,26 ± 5,59	17,63 ± 11,47
Main gauche	MCP2	4,26 ± 4,1	-15,75 ± 11,32	20,09 ± 9,32
	MCP3	1,87 ± 1,88	-20,67 ± 11,76	22,64 ± 12,74
	MCP4	2,31 ± 2,52	-16,42 ± 9,6	18,78 ± 10,48
	MCP5	3,69 ± 3,03	-14,05 ± 8,1	17,74 ± 5,28

Tableau 31. Valeurs moyennes des angles en flexion et en extension, et des amplitudes de rotation autour de l'axe de flexion-extension pour le mouvement d'A-A des articulations MCP des doigts II à V des mains droites et gauches de l'ensemble des sujets analysés.

III.4.1.3.4 Analyse du mouvement de F-E de l'articulation IP1 du pouce

Les courbes des angles de Cardan normalisées sur un cycle obtenues pour le mouvement de F-E de l'articulation IP1 du pouce des mains droites de l'ensemble des sujets analysés sont présentées sur la Figure 102, excepté les angles de Cardan du sujet 7 (Tableau 27). Comme pour le mouvement de F-E des articulations IPP et IPD des doigts II à V, on constate que les variations angulaires ont lieu principalement autour de l'axe de flexion-extension, et les courbes obtenues sont de formes similaires entre les différents sujets.

Bien que les variations angulaires autour des axes d'inclinaison radio-ulnaire et de rotation interne-externe soient de plus petites amplitudes, celles-ci ne sont toutefois pas négligeables. Cependant, contrairement aux angles de rotation autour de l'axe de flexion-extension, on ne distingue pas de similarités entre les courbes des différents sujets.

Le même constat concernant la forme des courbes obtenues peut être fait pour les articulations IP1 des mains gauches présentées en annexe (Figure 129), bien que seuls les angles de Cardan des sujets 1, 5 et 8 aient pu être calculés (Tableau 27).

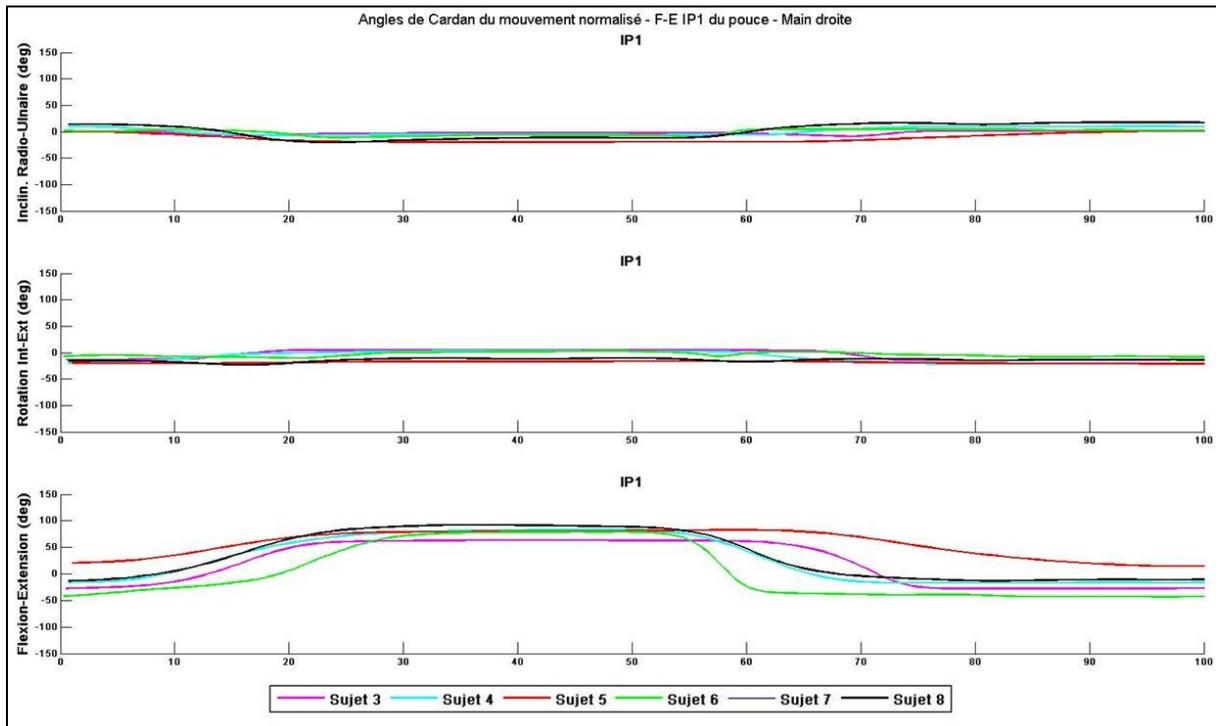


Figure 102. Courbes normalisées des angles de Cardan sur un cycle du mouvement de F-E des articulations IP1 du pouce des mains droites de l'ensemble des sujets analysés.

On constate sur les Figure 103 et Figure 104 que les médianes des angles minimum et maximum de rotation autour des axes d'inclinaison radio-ulnaire sont de même ordre de grandeur pour la main droite et pour la main gauche. En effet, les valeurs moyennes des amplitudes de rotation autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire sont de $20,43 \pm 10,52^\circ$ pour les articulations IP1 des mains droites et de $23,81 \pm 6,92^\circ$ pour les mains gauches.

En ce qui concerne les médianes des angles minimum et maximum de rotation autour de l'axe de rotation interne-externe, on observe un écart plus grand entre les médianes des angles minimum et maximum de rotation des articulations IP1 des mains gauches, par rapport à celles obtenues pour les articulations IP1 des mains droites. Les valeurs moyennes des amplitudes de rotation autour de l'axe de rotation interne-externe sont de $25,87 \pm 6,87^\circ$ pour les articulations IP1 des mains droites et de $15,46 \pm 7,37^\circ$ pour les mains gauches. Toutefois, ces valeurs restent petites par rapport aux médianes des angles maximum de rotation autour des axes de flexion-extension des mains droites et gauches dont les valeurs sont comprises entre 50 et 100° .

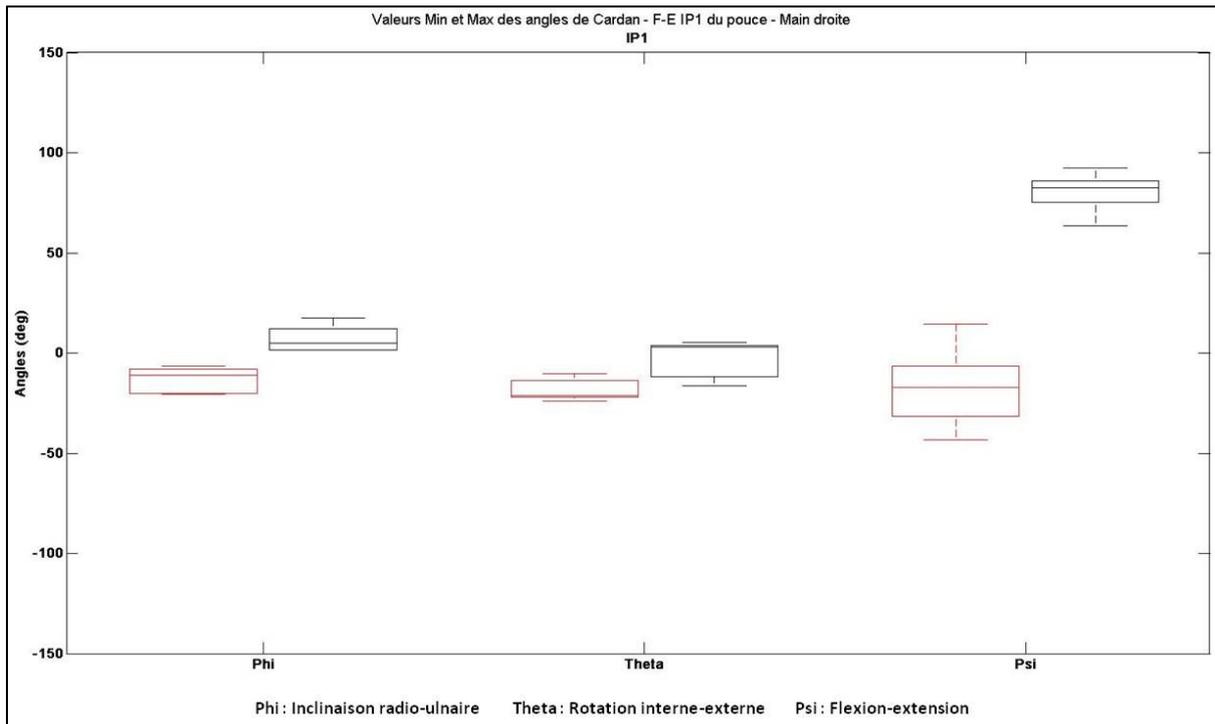


Figure 103. Valeurs minimales et maximales des angles de Cardan obtenues dans le cas de l'analyse du mouvement de F-E des articulations IP1 du pouce des mains droites de l'ensemble des sujets analysés.

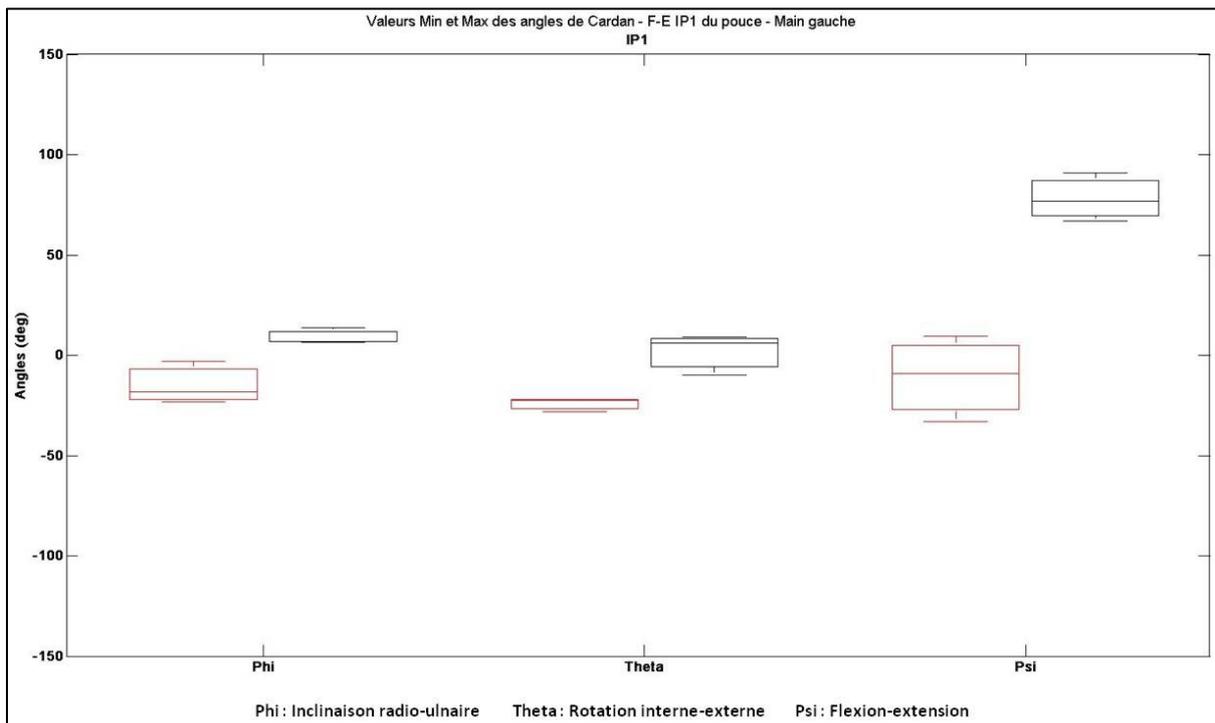


Figure 104. Valeurs minimales et maximales des angles de Cardan obtenues dans le cas de l'analyse du mouvement de F-E des articulations IP1 du pouce des mains gauches de l'ensemble des sujets analysés.

On constate d'après le Tableau 32 que les valeurs moyennes des angles de flexion obtenues pour le mouvement de F-E de l'articulation IP1 du pouce sont de $80,23 \pm 10,54^\circ$ pour la main droite et de $78,16 \pm 11,92^\circ$ pour la main gauche. Les valeurs moyennes des angles d'extension sont de $-17,40 \pm 21,24^\circ$ pour la main droite et de $-10,89 \pm 21,35^\circ$ pour la main gauche. Ces valeurs correspondent à celles trouvées dans la littérature et présentées dans le Tableau 14 du chapitre I, à l'exception de la valeur moyenne de l'angle d'extension de la main droite qui est légèrement supérieure par rapport aux valeurs trouvées dans la littérature.

Les résultats montrent que les rotations effectuées par les articulations IP1 des mains droites et gauches ont bien lieu principalement autour de l'axe d'inclinaison flexion-extension. Cependant, des rotations non négligeables ont également été observées autour de l'axe de rotation interne-externe. Enfin, la comparaison des valeurs moyennes obtenues pour la main droite à celles obtenues pour la main gauche ne montre aucune différence significative ($p < 0,1$).

Main étudiée	Angle moyen en flexion (deg)	Angle moyen en extension (deg)	Amplitude moyenne (deg)
Main droite	$80,23 \pm 10,54$	$-17,40 \pm 21,24$	$97,71 \pm 19,89$
Main gauche	$78,16 \pm 11,92$	$-10,89 \pm 21,35$	$90,1 \pm 17,2$

Tableau 32. Valeurs moyennes des angles en flexion et en extension, et des amplitudes de rotation autour de l'axe de flexion-extension pour le mouvement de F-E des articulations IP1 des mains droites et gauches de l'ensemble des sujets analysés.

III.4.1.3.5 Analyse du mouvement de F-E des articulations MCP1 et TMC du pouce

Les courbes des angles de Cardan normalisées sur un cycle obtenues pour le mouvement de F-E des articulations TMC et MCP1 du pouce de l'ensemble des mains droites sont présentées sur la Figure 105, excepté les courbes des sujets 7 et 8 pour l'articulation MCP1 et les sujets 6, 7 et 8 pour l'articulation TMC (Tableau 27). On constate que les variations des angles de Cardan se font autour des trois axes de rotation. Toutefois, on ne constate aucune similitude de forme entre les courbes des différents sujets pour les rotations autour des axes d'inclinaison radio-ulnaire et de rotation interne-externe pour l'articulation MCP1.

On constate, en revanche, plus de similarités entre les courbes de rotation autour des axes de flexion-extension. En effet, on constate pour l'ensemble des courbes de l'articulation MCP1, à l'exception de celle du sujet 4, une augmentation de l'angle de flexion-extension de l'articulation MCP1 dans un premier temps, puis une diminution de cet angle jusqu'à une certaine valeur minimale, puis à nouveau une augmentation de l'angle de flexion-extension à la fin du cycle de F-E du pouce. La même analyse peut-être faite à partir des courbes des angles de Cardan des articulations TMC et MCP1 des mains gauches en annexe (Figure 130).

En ce qui concerne les angles de Cardan de l'articulation TMC pendant le mouvement de F-E du pouce, on constate que les variations des angles de rotation autour des axes d'inclinaison radio-ulnaire et de rotation interne-externe ne sont pas négligeables dans le cas de la main droite (Figure 105), alors que celles-ci sont de plus petites amplitudes dans le cas de la main gauche (Figure 130), bien que seules les articulations TMC des sujets 5 et 8 aient pu être analysées (Tableau 27).

On constate d'après les courbes des angles de rotation autour de l'axe de flexion-extension des mains gauches (Figure 130), que les articulations TMC effectuent un mouvement d'extension pendant le mouvement de F-E du pouce. Ce dernier constat est plus difficile dans le cas de la main droite (Figure 105). En effet, on observe pour le sujet 4 uniquement un mouvement d'extension de l'articulation TMC, alors que pour les sujets 3 et 5, on observe un mouvement d'extension de l'articulation TMC, puis un mouvement de flexion, pendant le mouvement de F-E du pouce.

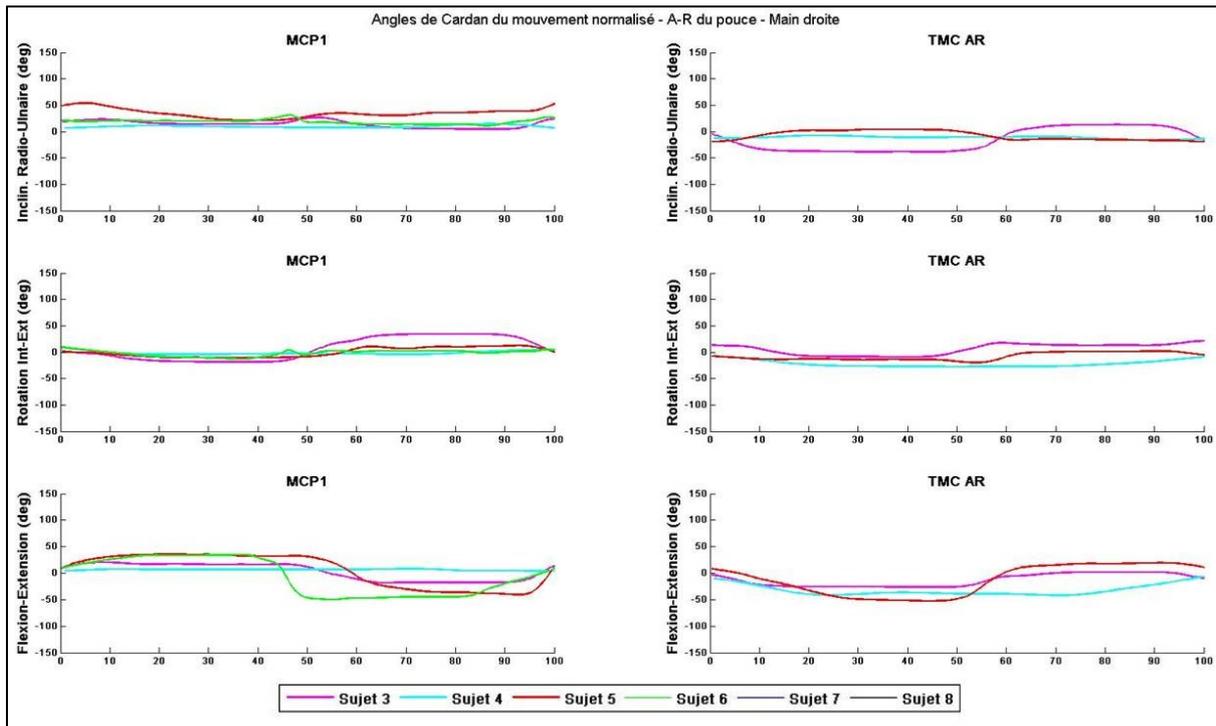


Figure 105. Courbes normalisées des angles de Cardan sur un cycle du mouvement de F-E des articulations TMC et MCP1 du pouce des mains droites de l'ensemble des sujets analysés.

Sur les Figure 106 et Figure 107 sont présentées, les valeurs minimales et maximales des angles de Cardan des articulations MCP1 et TMC des mains droites et gauches de l'ensemble des sujets analysés. On constate d'après les médianes des angles de rotation autour de l'axe de flexion-extension que les amplitudes en extension des articulations TMC des mains droites et gauches sont plus importantes qu'en flexion pendant le mouvement de F-E du pouce. En effet, on constate d'après le Tableau 33, que les valeurs moyennes obtenues des amplitudes angulaires en flexion sont de $4,98 \pm 13,19^\circ$ et de $14,22 \pm 4,09^\circ$ pour les articulations TMC des mains droites et gauches, respectivement, alors que les amplitudes angulaires en extension sont de $-40,28 \pm 13,16^\circ$ et de $-50,32 \pm 16,26^\circ$, respectivement. Les amplitudes moyennes de rotation autour de l'axe de flexion-extension obtenues pour les articulations TMC des mains gauches et droites sont, respectivement, $48,72 \pm 21,95^\circ$ et $53,62 \pm 22,01^\circ$.

Main étudiée	Articulation	Angle moyen en flexion (deg)	Angle moyen en extension (deg)	Amplitude moyenne (deg)
Main droite	TMC	$4,98 \pm 13,19$	$-40,28 \pm 13,16$	$48,72 \pm 21,95$
	MCP1	$24,81 \pm 13,16$	$-26,30 \pm 24,11$	$52,2 \pm 36,05$
Main gauche	TMC	$14,22 \pm 4,09$	$-50,32 \pm 16,26$	$53,62 \pm 22,01$
	MCP1	$20,10 \pm 7,03$	$-51,18 \pm 21,2$	$68,13 \pm 11,19$

Tableau 33. Valeurs moyennes des angles en flexion et en extension, et des amplitudes de rotation autour de l'axe de flexion-extension pour le mouvement de F-E du pouce, dans le cas des mains droites et gauches de l'ensemble des sujets analysés.

Bien que les valeurs moyennes des amplitudes de rotation des articulations TMC autour de l'axe de flexion-extension soient similaires à celles trouvées dans la littérature et reportées dans le Tableau 14 du chapitre I, il semble que le mouvement effectué par l'articulation TMC pendant le mouvement de F-E du pouce soit un mouvement d'extension plutôt qu'un mouvement de flexion comme nous aurions pu nous attendre initialement.

Pour les articulations MCP1 des mains gauches, on constate également, d'après le Tableau 33, que les amplitudes moyennes en extension sont plus grandes que celles en flexion, alors que dans le cas de la main droite ces amplitudes sont similaires. En effet, pour les articulations MCP1 des mains gauches, l'angle moyen obtenu en flexion est de $20,10 \pm 7,03^\circ$, alors qu'en extension il est de $-51,18 \pm 21,2^\circ$. Pour les articulations MCP1 des mains droites, l'amplitude moyenne est $24,81 \pm 13,16^\circ$ en flexion et de $-26,30 \pm 24,11^\circ$ en extension. Les valeurs moyennes des angles de flexion sont inférieures à celles trouvées dans la littérature, alors que les valeurs moyennes des angles d'extension sont nettement supérieures à celles trouvées dans la littérature.

Les résultats montrent que les rotations effectuées par les articulations TMC et MCP1 du pouce des mains droites et gauches ont bien lieu principalement autour de l'axe d'inclinaison flexion-extension. Cependant, des rotations non négligeables ont également été observées autour de l'axe de rotation interne-externe. Enfin, la comparaison des valeurs moyennes obtenues pour la main droite à celles obtenues pour la main gauche ne montre aucune différence significative ($p < 0,1$).

Des variations angulaires autour des trois axes de rotation sont observées pour les articulations TMC et MCP des mains droites et gauches. Toutefois, il est plus difficile d'interpréter les courbes pour ces articulations car on n'observe peu de similarités de forme entre les sujets. Des difficultés d'analyse avaient déjà été rencontrées pour ces articulations pendant l'analyse cinématique des mouvements de la main numérique.

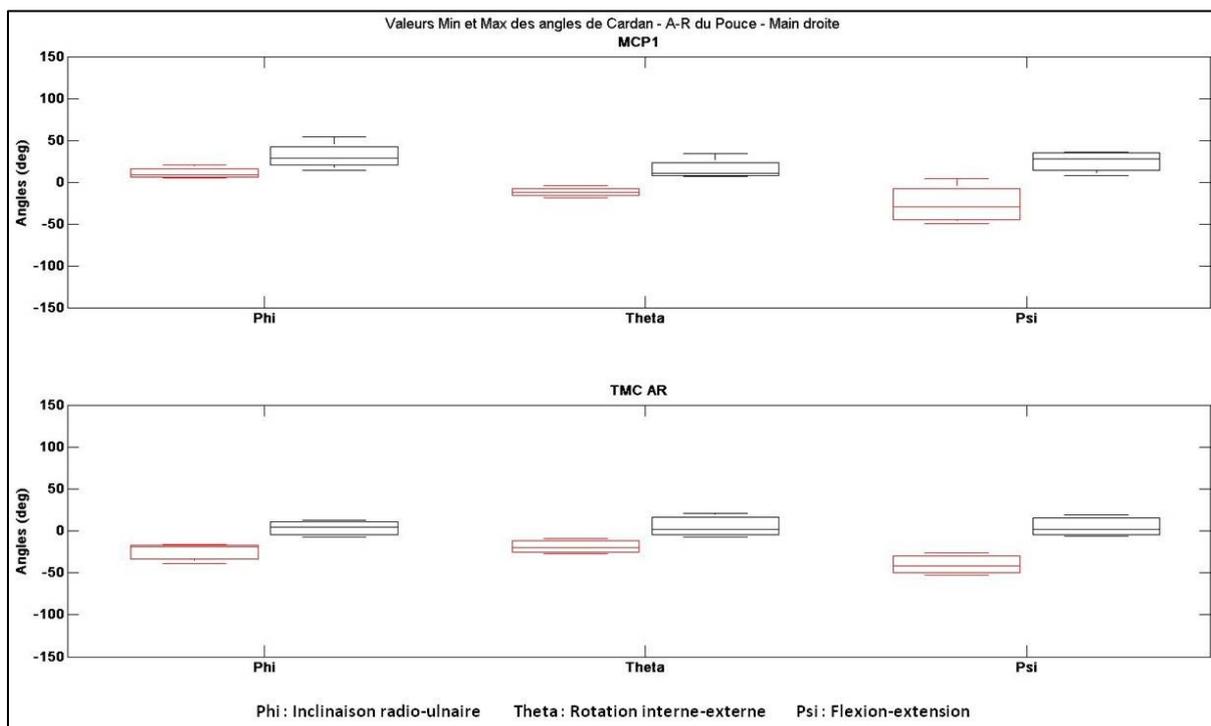


Figure 106. Valeurs minimales et maximales des angles de Cardan obtenues dans le cas de l'analyse du mouvement de F-E des articulations TMC et MCP1 du pouce des mains droites de l'ensemble des sujets analysés.

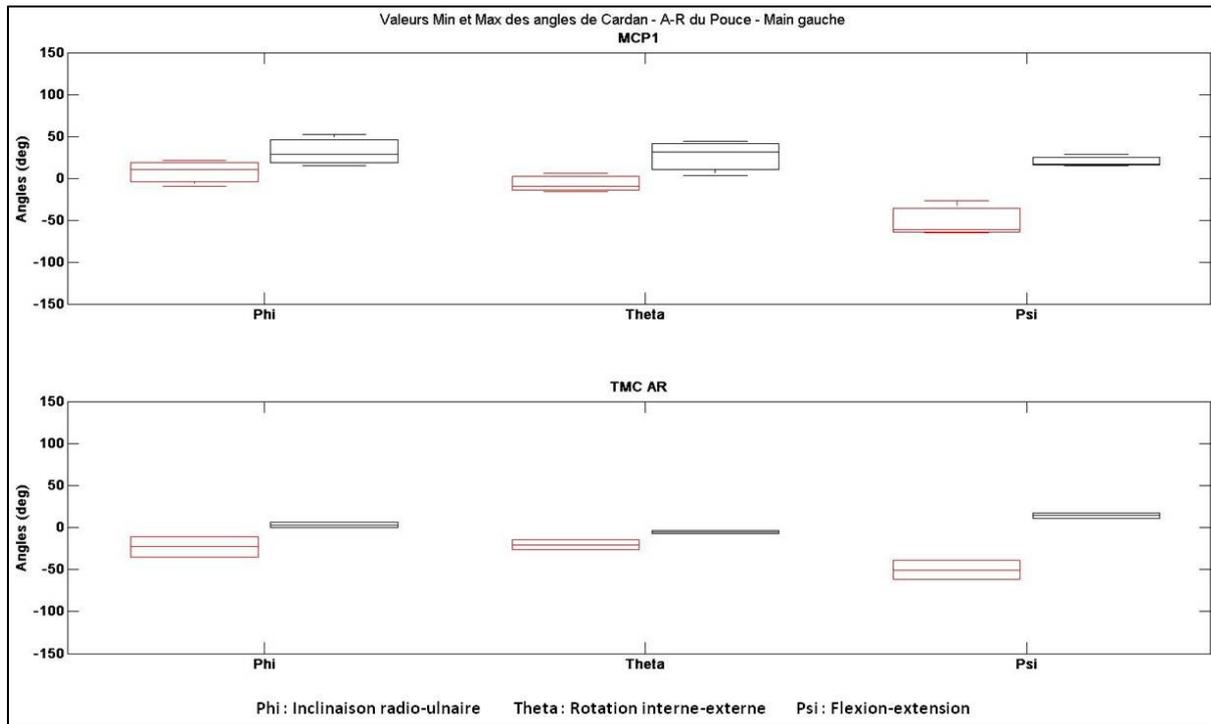


Figure 107. Valeurs minimales et maximales des angles de Cardan obtenues dans le cas de l'analyse du mouvement de F-E des articulations TMC et MCP1 du pouce des mains gauches de l'ensemble des sujets analysés.

III.4.1.3.6 Analyse du mouvement de F-E de l'articulation RC du poignet

Sur la Figure 108, on observe les angles de Cardan normalisés sur un cycle obtenus pour le mouvement de F-E de l'articulation RC des mains droites. On constate que les variations angulaires ont lieu principalement autour de l'axe de flexion-extension, et que les courbes obtenues sont de formes similaires entre les sujets. D'autre part, les formes des courbes en flexion-extension se rapprochent de celles obtenues avec la main numérique (Figure 72).

On constate que des variations angulaires ont également lieu autour des axes d'inclinaison radio-ulnaire et de rotation interne-externe. Concernant les rotations autour de l'axe de rotation interne-externe, les courbes sont également de formes similaires entre les sujets, à l'exception du sujet 3 où la forme de la courbe est inversée par rapport aux autres courbes. En revanche, aucune similitude n'a été trouvée entre les courbes des différents sujets dans le cas des rotations autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire.

Les courbes des angles de Cardan normalisées sur un cycle obtenues dans le cas de la main gauche sont présentées en annexe (Figure 131). Comme pour la main droite, on constate que les variations angulaires ont lieu principalement autour de l'axe de flexion-extension, et que les courbes obtenues sont similaires entre les sujets. On observe également des variations angulaires de plus petites amplitudes autour des axes d'inclinaison radio-ulnaire et de rotation interne-externe. De plus, les courbes de rotation autour de l'axe de rotation interne-externe sont de même forme entre les mains gauches.

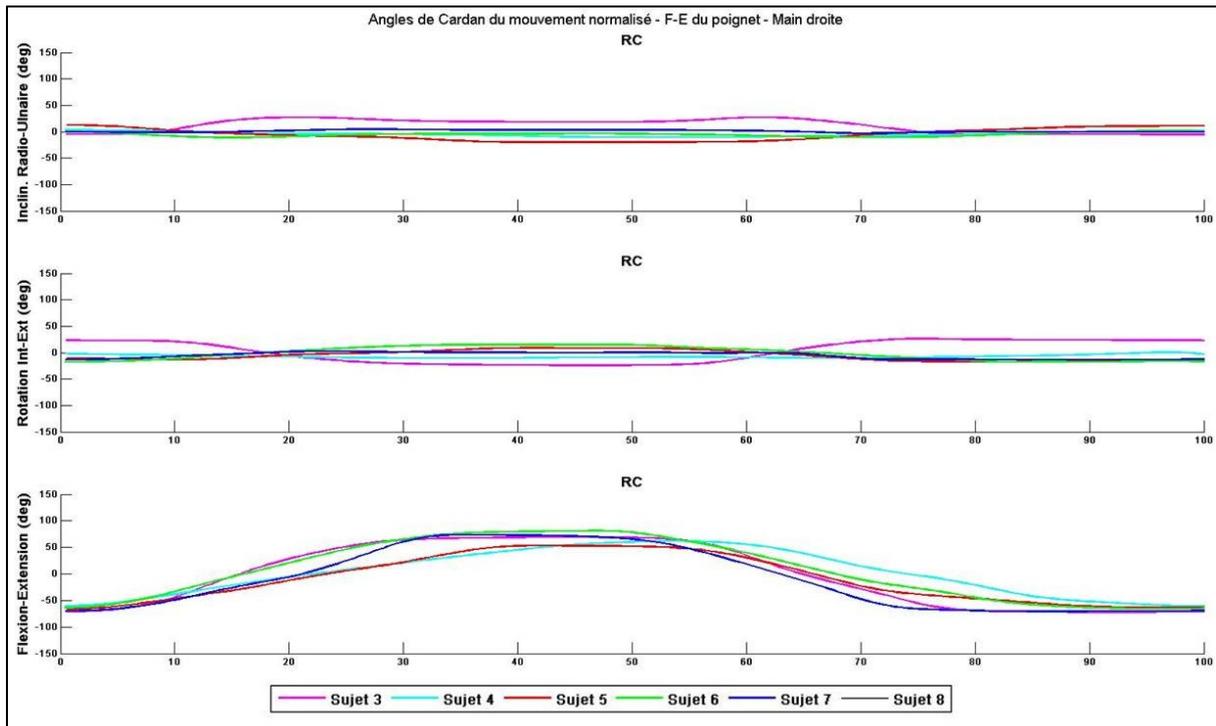


Figure 108. Courbes normalisées des angles de Cardan sur un cycle du mouvement de F-E de l'articulation RC du poignet des mains droites de l'ensemble des sujets analysés.

Sur les Figure 109 et Figure 110, on observe les représentations graphiques des valeurs minimales et maximales des angles de Cardan obtenues pour le mouvement de F-E des articulations RC des mains droites et gauches. On constate que ces variations angulaires ont effectivement principalement lieu autour de l'axe de flexion-extension.

Les écarts entre les médianes des valeurs minimales et maximales pour les rotations autour des axes d'inclinaison radio-ulnaire et de rotation interne-externe sont plus petites pour les mains gauches que pour les mains droites. En effet, les amplitudes moyennes de rotation autour des axes d'inclinaison radio-ulnaire et de rotation interne-externe pour les mains droites sont, respectivement, $20,38 \pm 11,66^\circ$ et $28,01 \pm 15,56^\circ$. Pour les mains gauches, ces amplitudes moyennes sont $12,66 \pm 6,14^\circ$ pour la rotation autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire, et $17,49 \pm 14,04^\circ$ pour la rotation autour de l'axe de rotation interne-externe.

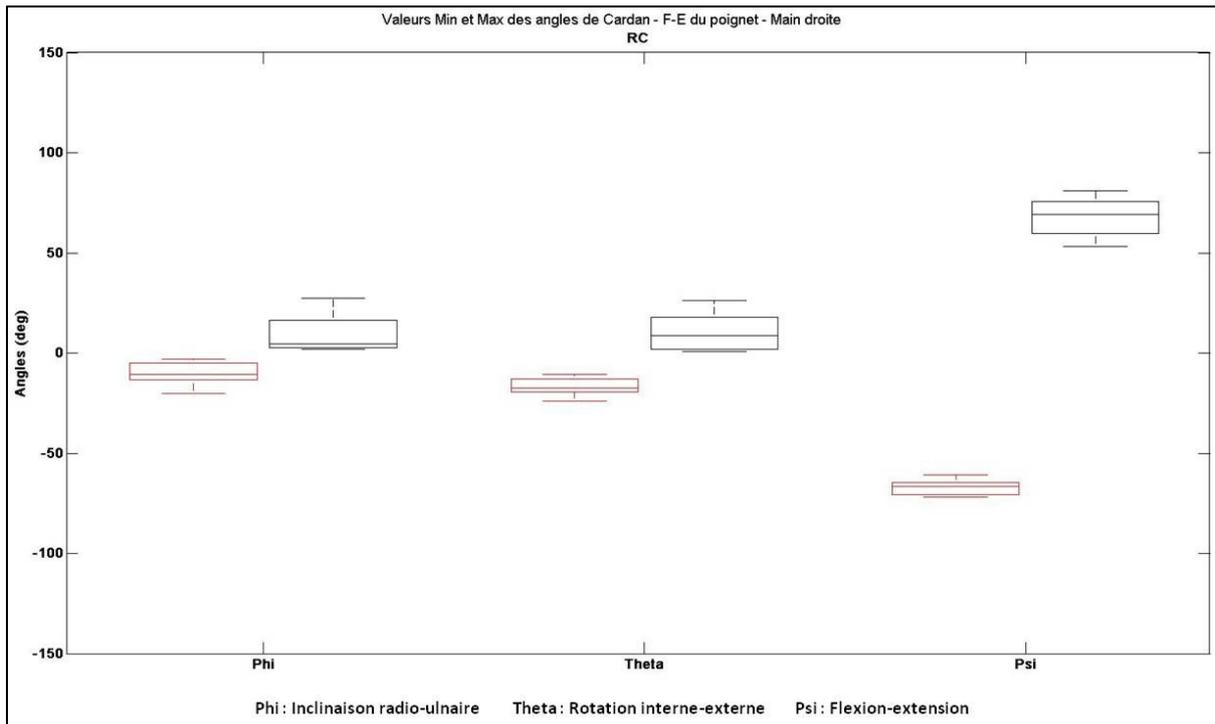


Figure 109. Valeurs minimales et maximales des angles de Cardan obtenues dans le cas de l'analyse du mouvement de F-E des articulations RC du poignet des mains droites de l'ensemble des sujets analysés.

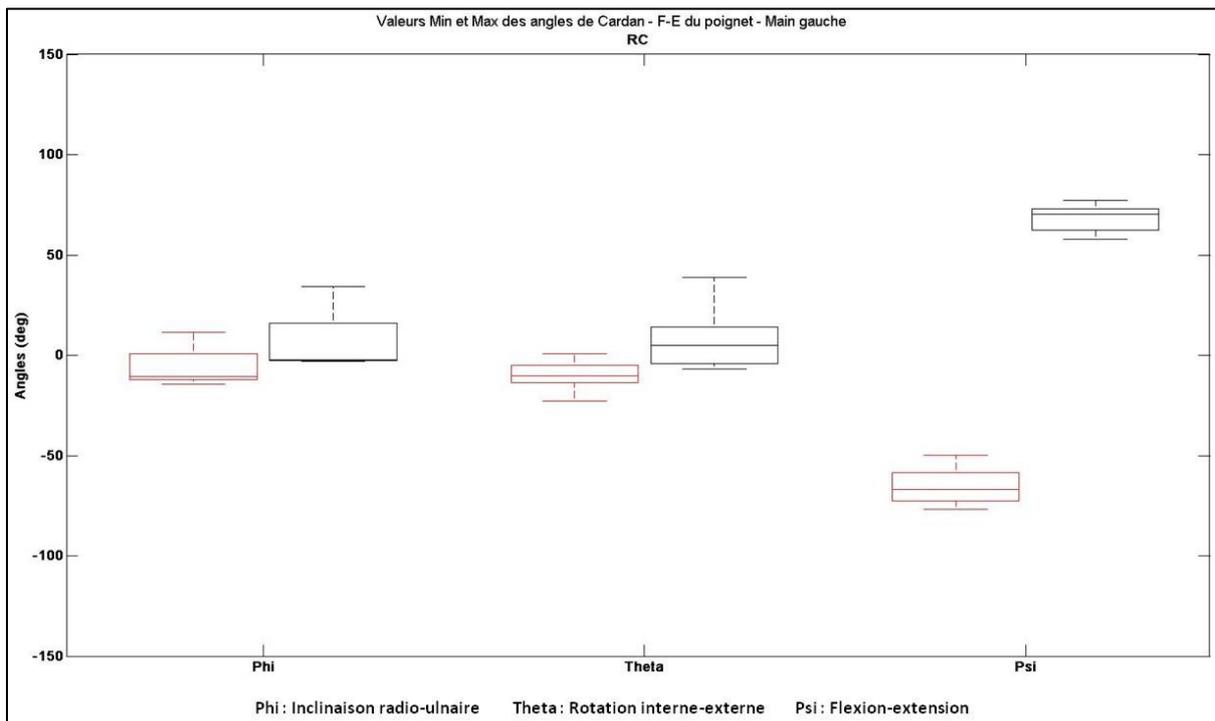


Figure 110. Valeurs minimales et maximales des angles de Cardan obtenues dans le cas de l'analyse du mouvement de F-E des articulations RC du poignet des mains gauches de l'ensemble des sujets analysés.

Concernant les rotations autour de l'axe de flexion-extension des articulations RC des mains droites et gauches, les valeurs moyennes en flexion et en extension ont été reportées dans le Tableau 34, ainsi que les amplitudes moyennes de rotation autour de l'axe de flexion-extension. On constate que ces valeurs moyennes sont proches pour les mains droites et les mains gauches.

On constate également que les valeurs moyennes des amplitudes en flexion sont proches de celles obtenues en extension pour les mains droites et gauches. En effet, l'amplitude moyenne en flexion obtenue pour les articulations RC des mains droites est de $67,86 \pm 10,77^\circ$, et celle en extension est de $-67,11 \pm 4,36^\circ$. Pour la main gauche, l'amplitude moyenne en flexion des articulations RC est de $68,25 \pm 7,53^\circ$ et celle en extension est de $-65,28 \pm 7,53^\circ$. Ces valeurs correspondent à celles trouvées dans la littérature et reportées dans le Tableau 9 du chapitre I.

Les résultats montrent que les rotations effectuées par les articulations RC des poignets droits et gauches ont bien lieu principalement autour de l'axe d'inclinaison flexion-extension. Cependant, ces rotations sont également accompagnées de rotations non négligeables autour des axes d'inclinaison radio-ulnaire et de rotation interne-externe. Enfin, la comparaison des valeurs moyennes obtenues pour la main droite à celles obtenues pour la main gauche ne montre aucune différence significative ($p < 0,1$).

Main étudiée	Angle moyen en flexion (deg)	Angle moyen en extension (deg)	Amplitude moyenne (deg)
Main droite	$67,86 \pm 10,77$	$-67,11 \pm 4,36$	$135,76 \pm 13,64$
Main gauche	$68,25 \pm 7,53$	$-65,28 \pm 7,53$	$135,31 \pm 16,31$

Tableau 34. Valeurs moyennes des angles en flexion et en extension, et des valeurs moyennes des amplitudes de rotation autour de l'axe de flexion-extension pour le mouvement de F-E du pouce, dans le cas des mains droites et gauches de l'ensemble des sujets analysés.

III.4.1.3.7 Analyse du mouvement d'A-A de l'articulation RC du poignet

Sur la Figure 111, on observe les angles de Cardan obtenus pour le mouvement d'A-A des articulations RC des mains droites. On constate que les variations angulaires ont lieu autour des trois axes de rotation, et que les courbes obtenues sont de formes similaires entre les sujets pour les trois axes de rotation.

Le même constat est pour les angles de Cardan obtenus pour le mouvement d'A-A des articulations RC des mains gauches présentées en annexe (Figure 132).

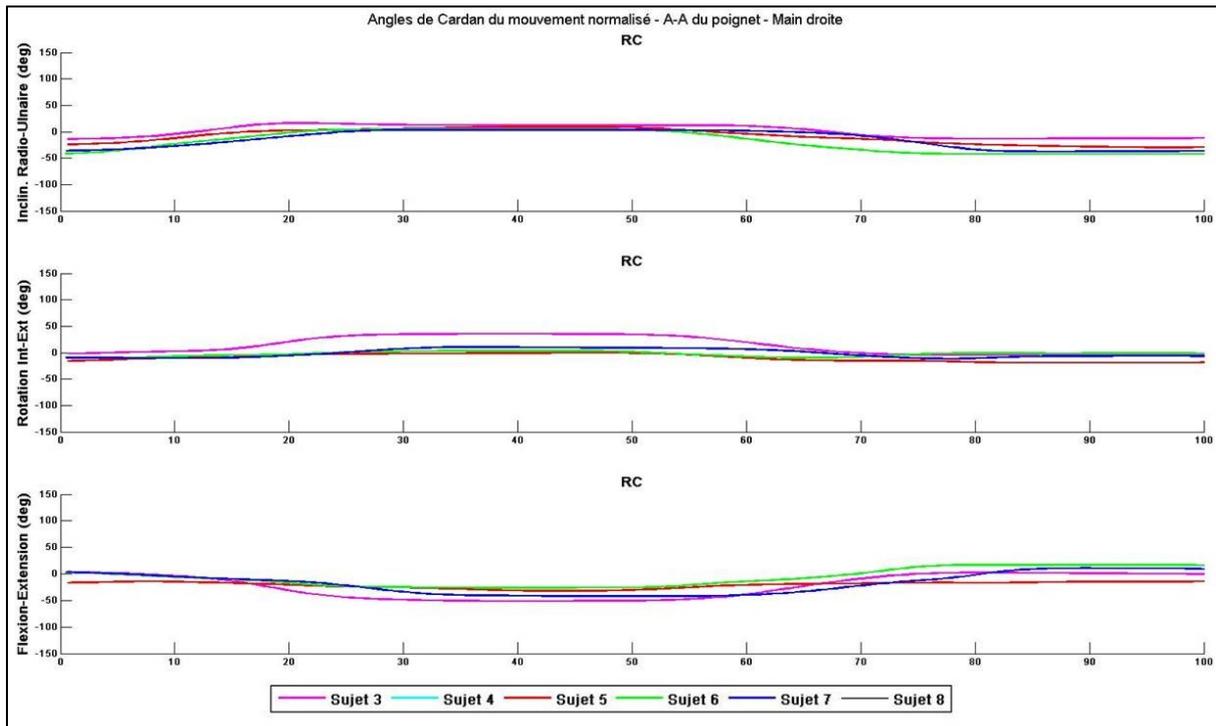


Figure 111. Courbes normalisées des angles de Cardan sur un cycle du mouvement d'A-A de l'articulation RC du poignet des mains droites de l'ensemble des sujets analysés.

Sur les Figure 112 et Figure 113, on observe les représentations graphiques des valeurs minimales et maximales des angles de Cardan obtenues pour le mouvement d'A-A des articulations RC des mains droites et gauches. On constate que les écarts entre les médianes des valeurs minimales et maximales des rotations autour de l'axe de rotation interne-externe, sont plus petits par rapport à ceux obtenus pour les rotations autour des axes d'inclinaison radio-ulnaire et de flexion-extension. L'amplitude moyenne de rotation autour de l'axe de rotation interne-externe obtenue pour les articulations RC des mains droites est de $18,4 \pm 14,38^\circ$, et de $24,79 \pm 5,49^\circ$ pour les mains gauches.

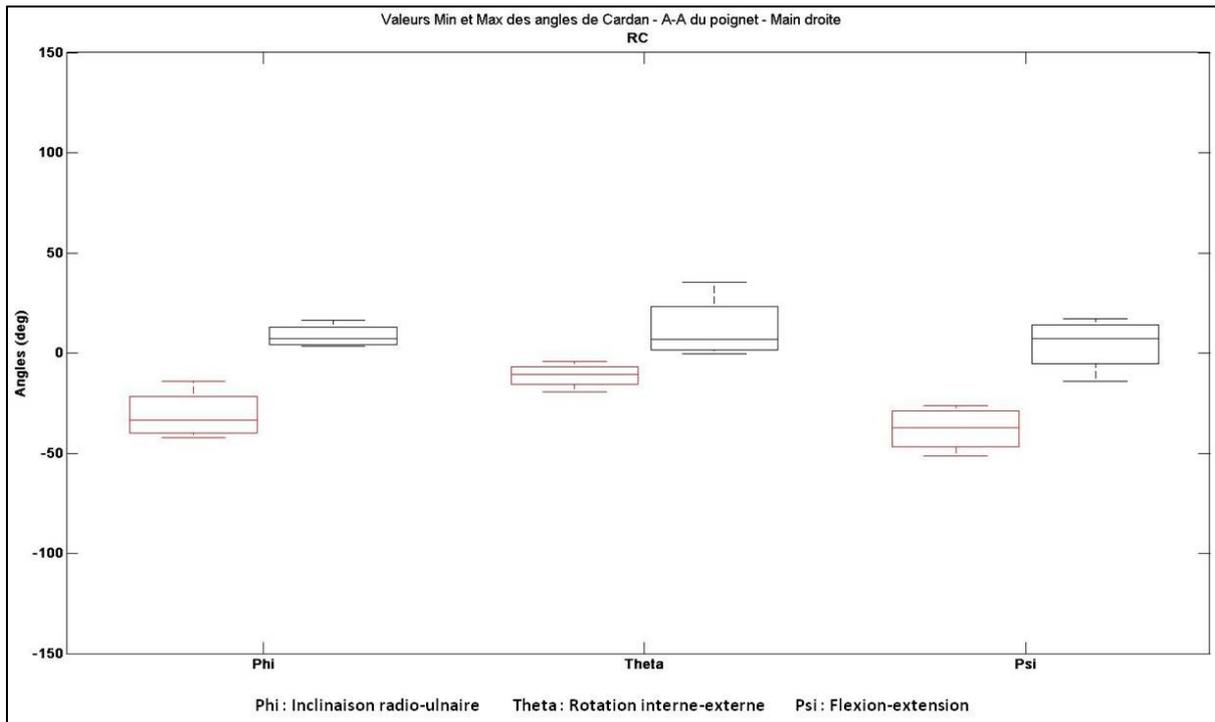


Figure 112. Valeurs minimales et maximales des angles de Cardan obtenues dans le cas de l'analyse du mouvement d'A-A des articulations RC du poignet des mains droites de l'ensemble des sujets analysés.

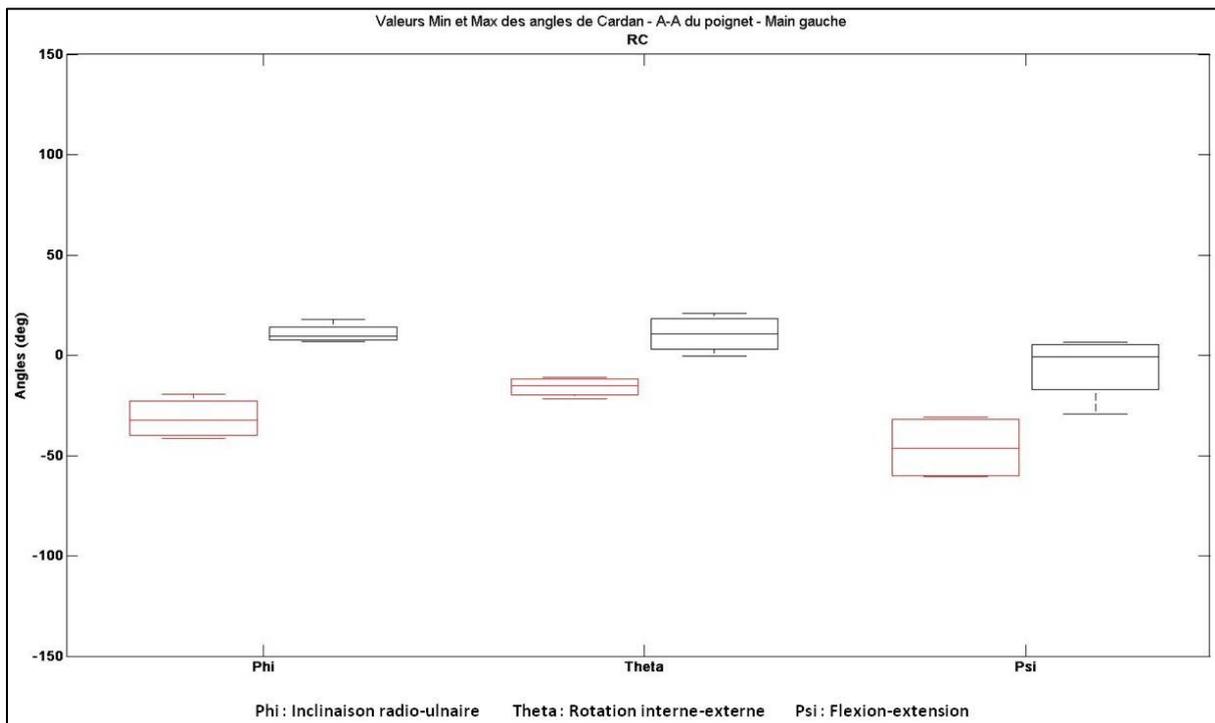


Figure 113. Valeurs minimales et maximales des angles de Cardan obtenues dans le cas de l'analyse du mouvement d'A-A des articulations RC du poignet des mains gauches de l'ensemble des sujets analysés.

Les valeurs moyennes des angles d'inclinaison radiale et d'inclinaison ulnaire des articulations RC des mains droites et gauches ont été reportées dans le Tableau 35, ainsi que les amplitudes moyennes de rotation autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire. On constate que les valeurs moyennes des angles d'inclinaison radiale et d'inclinaison ulnaire des articulations RC sont similaires entre les mains

droites et gauches. Ces valeurs moyennes d'inclinaison radiale (i.e. abduction) et d'inclinaison ulnaire (i.e. adduction) des articulations RC pour le mouvement d'A-A du poignet, sont similaires à celles trouvées dans la littérature et reportées dans le Tableau 9 du chapitre I.

Main étudiée	Angle moyen en inclinaison radiale (deg)	Angle moyen en inclinaison ulnaire (deg)	Amplitude moyenne (deg)
Main droite	8,55 ± 5,81	-30,87 ± 12,45	31,22 ± 18,06
Main gauche	10,89 ± 4,84	-31,45 ± 10,38	43,73 ± 6,7

Tableau 35. Valeurs moyennes des angles d'inclinaisons radiales et ulnaires, et valeurs moyennes des amplitudes de rotation autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire pour le mouvement d'A-A du pouce, dans le cas des mains droites et gauches de l'ensemble des sujets analysés.

Les valeurs moyennes des angles de flexion et d'extension des articulations RC des mains droites et gauches ont été reportées dans le Tableau 36, ainsi que les amplitudes moyennes de rotation autour de l'axe de flexion-extension. Les valeurs moyennes de flexion et d'extension des articulations RC des mains droites sont, respectivement, $4,36 \pm 13,55^\circ$ et $-37,88 \pm 11,14^\circ$, alors que celles des mains gauches sont, respectivement, $-6,03 \pm 16,19^\circ$ et $-45,94 \pm 16,21^\circ$. On observe que la valeur moyenne de l'angle de flexion des articulations RC des mains gauches est négative, alors que celle de la main droite est positive. Les variations angulaires autour de l'axe de flexion-extension ne sont donc pas négligeables et le mouvement d'A-A des articulations RC des mains droites et gauches s'accompagne donc d'un mouvement d'extension du poignet.

Aucune différence significative n'a été constatée entre les valeurs moyennes de la main droite et celles de la main gauche ($p < 0,1$).

Main étudiée	Angle moyen en flexion (deg)	Angle moyen en extension (deg)	Amplitude moyenne (deg)
Main droite	4,36 ± 13,55	-37,88 ± 11,14	39,12 ± 25,35
Main gauche	-6,03 ± 16,19	-45,94 ± 16,21	45,11 ± 14,12

Tableau 36. Valeurs moyennes des angles de flexion et d'extension, et valeurs moyennes des amplitudes de rotation autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire pour le mouvement d'A-A du pouce, dans le cas des mains droites et gauches de l'ensemble des sujets analysés.

III.4.1.4 Corrélation entre les mouvements de F-E des articulations IPP et IPD

Après avoir calculé les angles de Cardan en F-E des articulations IPP et IPD des doigts II à V, les angles de rotation autour de l'axe de flexion-extension des articulations IPD ont été comparés à ceux obtenus pour les articulations IPP pour chacun des doigts.

Sur la Figure 114, on observe les angles de flexion des articulations IPD en fonction de ceux des articulations IPP des doigts II à V des mains droites de l'ensemble des sujets analysés, à l'exception des courbes des sujets 3, 5, 6 et 8 pour le couple articulaire IPP5-IPD5 (Tableau 27). On constate que les courbes obtenues pour les différents sujets sont proches de celle d'une droite et de pentes similaires entre les différents sujets. Des droites de régression ont été tracées pour chaque courbe et les coefficients de détermination (R^2) de ces droites ont été calculés. Les valeurs des coefficients de détermination obtenues sont proches de 1 et varient entre 0,9348 et 0,9991. Les coefficients directeurs ont également été déduits à partir des droites de régression et les valeurs moyennes sur l'ensemble des sujets ont été calculées pour chaque doigt (Tableau 27). Ces valeurs moyennes sont comprises entre $0,769 \pm 0,101$ pour le doigt II et $0,875 \pm 0,115$ pour le doigt V.

Les mêmes courbes ont été tracées pour les articulations IPP et IPD des doigts II à V des mains gauches et présentées en annexe (Figure 133). Comme pour les mains droites, les formes des courbes obtenues pour les mains gauches sont proches de celle d'une droite et de pentes similaires entre les différents sujets. Toutefois, on observe un léger décalage en ordonnées des courbes du sujet 1 par rapport à celles des autres sujets. Les coefficients de détermination des droites de régression tracées pour chacune des courbes sont également proches de 1 et sont compris entre 0,9421 et 0,9999. Les valeurs moyennes des coefficients directeurs des courbes de régression ont été reportées dans le Tableau 37, et sont comprises entre $0,852 \pm 0,218$ pour le doigt IV et $1,158 \pm 0,106$ pour le doigt V. On constate que la flexion des articulations IPD se fait en moyenne plus rapidement avec la main gauche, qu'avec la main droite, lors de la flexion des articulations IPP.

	Main droite	Main gauche
IPP2-IPD2	$0,769 \pm 0,101$	$0,928 \pm 0,218$
IPP3-IPD3	$0,854 \pm 0,082$	$0,974 \pm 0,109$
IPP4-IPD4	$0,816 \pm 0,142$	$0,852 \pm 0,218$
IPP5-IPD5	$0,875 \pm 0,115$	$1,158 \pm 0,106$

Tableau 37. Valeurs moyennes des coefficients directeurs des courbes de tendance tracées à partir des courbes des angles de flexion des articulations IPD en fonction de ceux des articulations IPP des doigts II à V des mains droites et gauches.

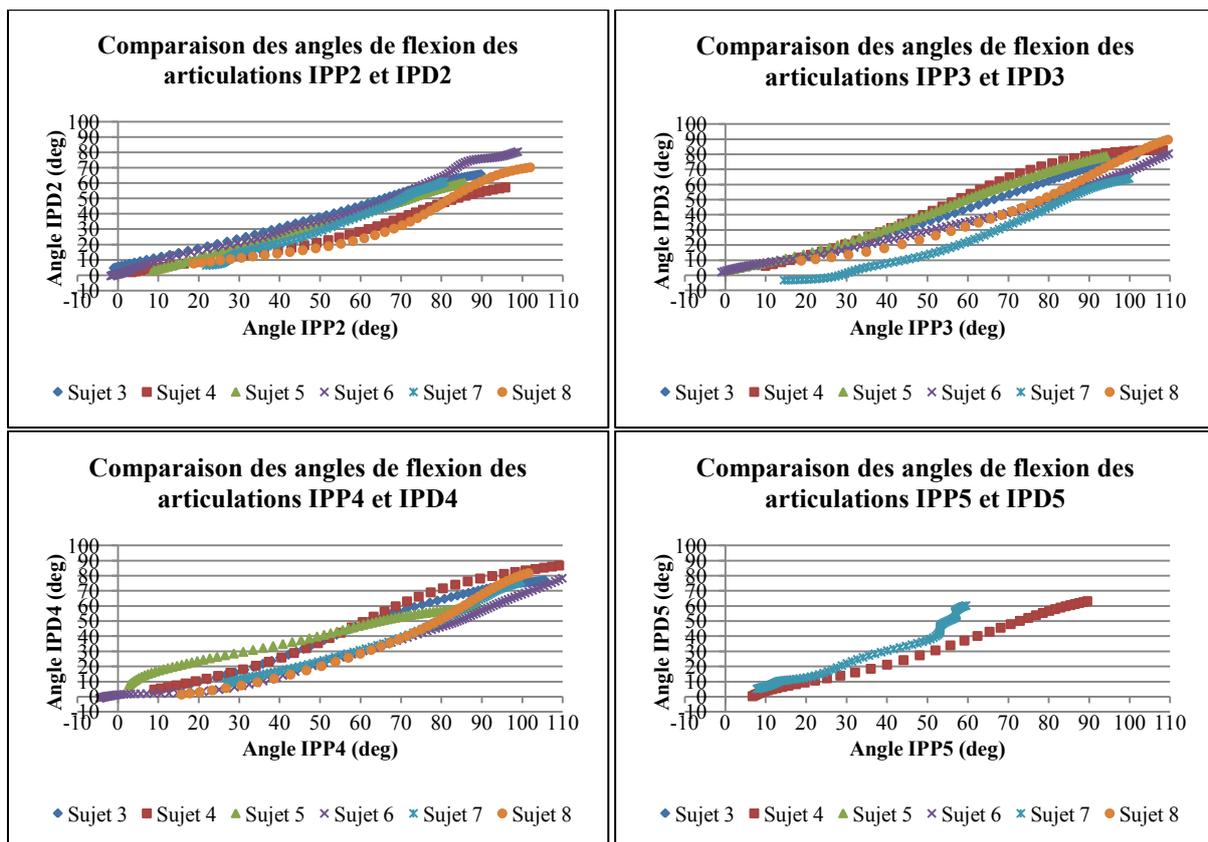


Figure 114. Représentation graphique des angles de flexion des articulations IPD en fonction de ceux des articulations IPP des doigts II à V des mains droites de l'ensemble des sujets analysés.

Sur la Figure 115 sont représentés les angles d'extension des articulations IPD en fonction de ceux des articulations IPP des doigts II à V des mains droites de l'ensemble des sujets analysés, à l'exception des courbes des sujets 3, 5, 6 et 8 pour le couple articulaire IPP5-IPD5 (Tableau 27). Comme pour la flexion, on constate que les courbes obtenues pour les différents sujets sont proches de celles d'une droite et de pentes similaires entre les différents sujets. Les coefficients de détermination obtenus à

partir des droites de régression tracées pour chaque courbe sont également proches de 1 et varient entre 0,9536 et 0,9986. Les valeurs moyennes des coefficients directeurs des courbes de régression ont été calculées pour chacun des doigts et reportées dans le Tableau 38. Ces valeurs moyennes sont comprises entre $0,756 \pm 0,107$ pour le doigt II et $0,84 \pm 0,05$ pour le doigt III.

Les mêmes courbes sont obtenues pour les articulations IPP et IPD des mains gauches (Figure 134). Les formes des courbes obtenues pour les mains gauches sont proches de celles d’une droite et de pentes similaires entre les différents sujets. Comme pour la flexion, on observe un décalage en ordonnée des courbes du sujet 1 par rapport à celles des autres sujets. Les coefficients de détermination des courbes de régression linéaire sont proches de 1 et sont compris entre 0,8921 et 0,9989. Les valeurs moyennes des coefficients directeurs des courbes de régression ont été reportées dans le Tableau 38 et sont comprises entre $0,824 \pm 0,166$ pour le doigt II et $1,262 \pm 0,064$ pour le doigt V.

	Main droite	Main gauche
IPP2-IPD2	$0,756 \pm 0,107$	$0,824 \pm 0,166$
IPP3-IPD3	$0,84 \pm 0,05$	$0,957 \pm 0,091$
IPP4-IPD4	$0,826 \pm 0,105$	$0,865 \pm 0,196$
IPP5-IPD5	$0,837 \pm 0,017$	$1,262 \pm 0,064$

Tableau 38. Valeurs moyennes des coefficients directeurs des courbes de tendance tracées à partir des courbes des angles d’extension des articulations IPD en fonction de ceux des articulations IPP des doigts II à V des mains droites et gauches.

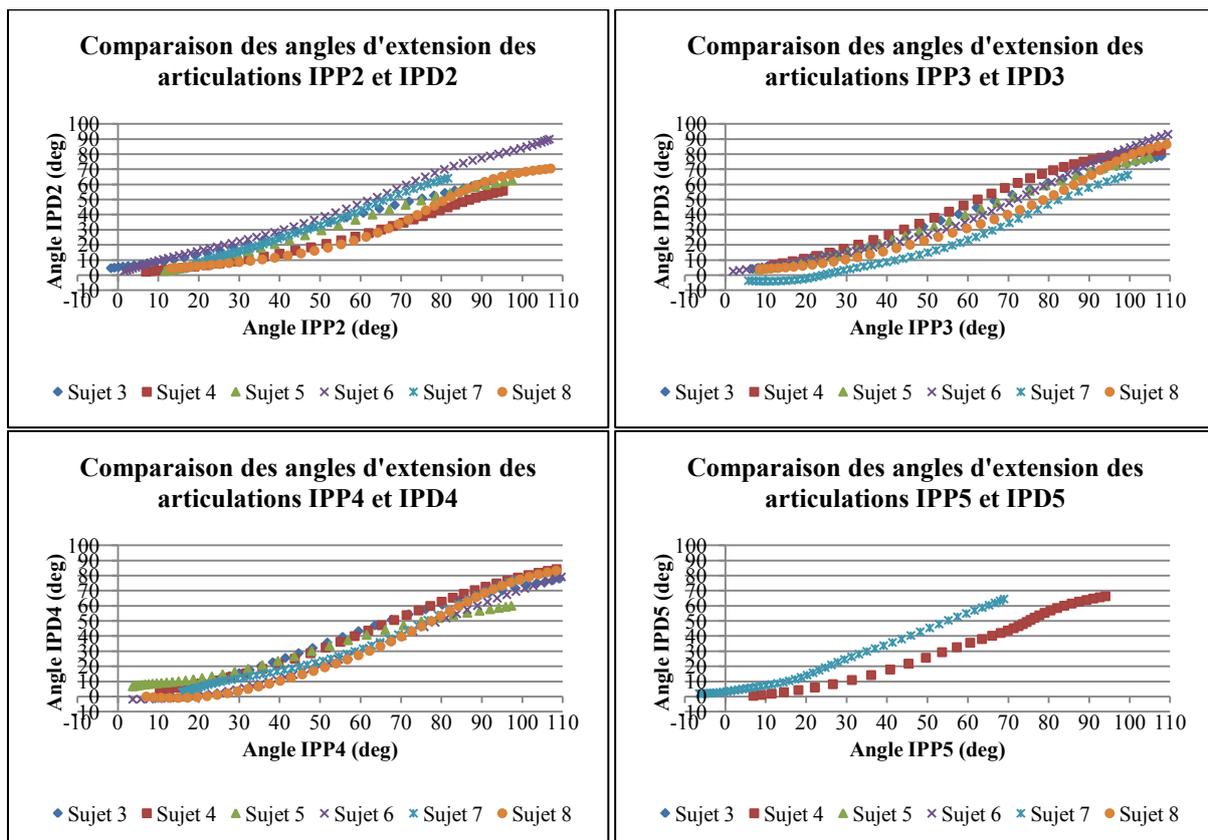


Figure 115. Représentation graphique des angles d’extension des articulations IPD en fonction de ceux des articulations IPP des doigts II à V des mains gauches de l’ensemble des sujets analysés.

III.4.1.5 Synthèse sur l'analyse cinématique des mouvements fonctionnels

Avant de présenter les résultats des analyses cinématiques effectuées sur les mouvements fonctionnels nous avons présenté les difficultés d'analyse rencontrées pour certains sujets suite à la perte de marqueurs sur les captures du mouvement. En effet, l'absence d'un marqueur empêche la construction des LCS des segments nécessaires, par la suite, pour l'estimation ou la définition des paramètres cinématiques de la main. Ce qui empêche ensuite de définir les FCS des segments de la main et de calculer les angles de Cardan des articulations adjacentes au segment où le marqueur est absent.

D'autre part, les orientations des AoR en F-E des articulations IPP et IPD ont été comparées pour chaque doigt de la main et les valeurs moyennes de ces comparaisons sur l'ensemble des sujets analysés ont été présentées dans cette partie. De la même manière, les orientations des AoR en F-E et en A-A palmaire des articulations TMC ont été comparées et les valeurs moyennes de ces comparaisons sur l'ensemble des sujets ont été présentées dans cette partie. Les résultats obtenus pour les AoR en F-E et en A-A palmaire des articulations TMC sont éloignés des résultats obtenus par Hollister et al. (1992) et par Savescu (2006), qui étaient de $72 \pm 8^\circ$ et de $25 \pm 10^\circ$, respectivement. En revanche, nos résultats se rapprochent de ceux obtenus par Chèze *et al.* (2001) : $42 \pm 10^\circ$.

Concernant l'analyse des mouvements fonctionnels, on constate que les formes des courbes expérimentales des angles de Cardan obtenues pour chacune des articulations de la main se rapprochent fortement de celles obtenues à l'aide de la main numérique. En effet, les mouvements de F-E des articulations ont lieu principalement autour des axes de flexion-extension, les mouvements d'A-A ont lieu principalement autour des axes d'inclinaison radio-ulnaire. Les courbes obtenues autour de ces axes principaux de rotation sont de formes similaires entre les différents sujets, et sont également de formes similaires à celles obtenues lors des analyses cinématiques des mouvements de la main numérique.

D'autre part, les valeurs moyennes des amplitudes de mouvement en F-E et en A-A obtenues sur l'ensemble des sujets correspondent aux valeurs trouvées dans la littérature scientifique, à l'exception des articulations IPP et IPD du doigt V où les valeurs moyennes obtenues étaient plus petites que celles trouvées dans la littérature. De plus, nous avons constaté que les articulations TMC de l'ensemble des sujets étaient plutôt en extension, alors que visuellement on s'attend plutôt à ce que l'articulation soit en flexion pendant le mouvement de F-E. Toutefois, les amplitudes de mouvement trouvées dans la littérature pour l'articulation TMC ne nous permettent pas de dire si l'articulation est effectivement plutôt en extension qu'en flexion, car les valeurs trouvées correspondent aux amplitudes globales de mouvement en F-E de l'articulation, et non aux amplitudes en flexion ou en extension.

Si nous avons pu constater que les rotations des articulations avaient lieu principalement autour des axes principaux de rotation correspondant aux mouvements fonctionnels effectués, nous avons également constaté que des rotations de plus petites amplitudes, mais toutefois non négligeables, avaient lieu autour des deux autres axes a priori non sollicités. Toutefois, pour certaines de ces rotations, des similarités de formes ont été constatées entre les différents sujets, alors que pour d'autres rotations aucune similarité n'est constatée entre les formes des courbes des différents sujets. Ainsi, on constate que le mouvement d'abduction des articulations MCP des doigts II à V s'accompagne également d'un mouvement d'extension. De même pour l'articulation RC, on constate que le mouvement de flexion de l'articulation s'accompagne également d'un mouvement de rotation en supination du poignet, et que le mouvement d'abduction du poignet s'accompagne également d'un mouvement d'extension et de supination. On observe plus difficilement sur l'ensemble des sujets, un léger mouvement en abduction de l'articulation IP1 du pouce pendant le mouvement de flexion de l'articulation. Pour le reste des rotations d'amplitudes non négligeables, les courbes n'étant pas de formes similaires entre les sujets, on ne peut pas en dégager une certaine tendance de mouvement sur l'ensemble des sujets.

Enfin, nous avons également comparé les courbes de flexion et d’extension des articulations IPP et IPD des doigts II à V et nous avons pu constater que les courbes obtenues étaient similaires entre les sujets et proches de celle d’une droite. Les mouvements de flexion et d’extension des articulations IPP et IPD ne sont donc pas indépendants. Les pentes des droites de régression obtenues à partir des courbes sont légèrement supérieures à celle trouvée dans l’étude de Cobos *et al.* (2010) et qui était de 3/2.

Après avoir présenté les résultats des analyses cinématiques des mouvements fonctionnels de la main, nous allons dans les prochains paragraphes présenter les résultats des analyses cinématiques des mouvements de prise d’objets.

III.4.2 Etude qualitative et quantitative des mouvements de prise d’objets

Pour l’analyse cinématique des mouvements de prise d’objets, nous nous sommes intéressés à deux formes géométriques en particulier : les objets de forme cylindrique et les objets de forme sphérique. Les prises d’objets ont été analysées une fois les objets pleinement saisis et soulevés de la table par les sujets. Différentes postures ont été adoptées par les sujets pour les prises d’objets. Ces postures sont présentées dans le Tableau 39 ci-dessous.

	Grande bouteille pleine	Petite bouteille pleine	Bille	Balle de Tennis	Balle de Handball
Sujet 1 – Main G	Prise pleine main	Prise 5 doigts	Prise 3 doigts	Prise 5 doigts	Prise pleine main
Sujet 2 – Main G	Prise pleine main	Prise pleine main	Prise 2 doigts	Prise 4 doigts	Prise pleine main
Sujet 4 – Main D	Prise pleine main	Prise pleine main	Prise 3 doigts	Prise 5 doigts	Prise pleine main
Sujet 5 – Main D	Prise pleine main	Prise 5 doigts	Prise 3 doigts	Prise 5 doigts	Prise pleine main
Sujet 5 – Main G	Prise pleine main	Prise 5 doigts	Prise 3 doigts	Prise 5 doigts	Prise pleine main
Sujet 6 – Main D	Prise pleine main	Prise pleine main	Prise 3 doigts	Prise 5 doigts	Prise pleine main
Sujet 7 – Main D	Prise pleine main	Prise pleine main	Prise 2 doigts	Prise 4 doigts	Prise pleine main
Sujet 7 – Main G	Prise pleine main	Prise pleine main	Prise 3 doigts	Prise 4 doigts	Prise pleine main
Sujet 8 – Main D	Prise pleine main	Prise 5 doigts	Prise 3 doigts	Prise 5 doigts	Prise pleine main
Sujet 9 – Main G	Prise pleine main	Prise 5 doigts	Prise 2 doigts	Prise 5 doigts	Prise pleine main

Tableau 39. Postures de prise d’objets adoptés par les différents sujets.

Comme pour les mouvements fonctionnels, de nombreuses occlusions de marqueurs sont apparues sur les captures de mouvement de prise d’objets, nécessitant ainsi la reconstruction des trajectoires des marqueurs sur l’intervalle où se produit leur disparition. Pour certains marqueurs, les disparitions étant trop longues, les reconstructions n’ont pas été effectuées. Les marqueurs n’ayant pas pu être labellisés ont été présentés dans le Tableau 25 présenté en première partie de ce chapitre.

Les marqueurs collés sur la main sont utilisés pour construire les LCS des différents segments de la main. C’est à partir de ces LCS qu’ont été estimés les paramètres cinématiques des articulations de la main. C’est également dans ces LCS que sont redéfinis les paramètres cinématiques des articulations. Or, la perte d’un marqueur sur un segment ne permet plus de construire le LCS de ce segment, et de

pouvoir redéfinir les positions et orientations des CoR et AoR, estimés préalablement à l'aide des mouvements fonctionnels (Tableau 18), des articulations adjacentes à ce segment. A ces paramètres cinématiques n'ayant pas pu être redéfinis, il faut également ajouter ceux qui n'ont pas pu être estimés ou ont été supprimés (Tableau 27).

Comme nous l'avons vu pendant l'analyse cinématique des mouvements fonctionnels, l'absence des paramètres cinématiques d'une des articulations adjacentes à un segment ne permet plus de construire le FCS de ce segment. Or, si le FCS d'un segment n'a pas pu être construit, il n'est alors pas possible de déterminer la position et l'orientation relatives de ce segment par rapport à un autre. Les articulations pour lesquelles les analyses cinématiques n'ont pas pu être faites ont été reportées dans le Tableau 40. Comme pour l'analyse des mouvements fonctionnels, les mouvements de prise d'objets avec la main droite des sujets 1, 2 et 9 n'ont pas pu être étudiés, mais également ceux du sujet 3. Dans le cas de la main gauche, ce sont les mouvements des sujets 3, 4, 6 et 9. Au total, les captures de mouvement de prise d'objets de dix mains ont pu être analysées, dont cinq de la main droite.

	Petite Bout. vide	Grande Bout. vide	Bille	Balle de tennis	Balle de handball
Sujet 2 – Main G	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1
	Doigt V : MCP5, IPP5 et IPD5	Doigt V : MCP5, IPP5 et IPD5	Doigt V : MCP5, IPP5 et IPD5	Doigt V : MCP5, IPP5 et IPD5	Doigt V : MCP5, IPP5 et IPD5
Sujet 4 – Main D	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1
			Doigt V : IPP5 et IPD5	Doigt IV : IPP4 et IPD4	Doigt IV : IPP4 et IPD4
Sujet 5 – Main D	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1
	Doigt V : IPP5 et IPD5	Doigt V : IPP5 et IPD5	Doigt V : IPP5 et IPD5	Doigt V : IPP5 et IPD5	Doigt V : IPP5 et IPD5
Sujet 6 – Main D	Doigt V : MCP5, IPP5 et IPD5 RC	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1 Doigt V : MCP5, IPP5 et IPD5 RC	Doigt V : MCP5, IPP5 et IPD5 RC	Doigt V : MCP5, IPP5 et IPD5 RC	Doigt V : MCP5, IPP5 et IPD5 RC
Sujet 7 – Main D	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1			
Sujet 7 – Main G	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1
Sujet 8 – Main D	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1 Doigt V : MCP5, IPP5 et IPD5 RC	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1
Sujet 9 – Main G	Doigt V : MCP5, IPP5 et IPD5 RC	Doigt V : MCP5, IPP5 et IPD5 RC	Doigt V : IPP5 et IPD5	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1 Doigt V : MCP5, IPP5 et IPD5 RC	Doigt I : TMC, MCP1 et IP1 Doigt V : IPP5 et IPD5

Tableau 40. Ensemble des articulations pour chaque sujet pour lesquelles les analyses cinématiques n'ont pas pu être faites.

Les angles de Cardan ont été calculés pour les mouvements de prise d'objets cylindriques et sphériques ont été représentés en fonction des diamètres normalisés par rapport à la longueur de la main de chaque sujet. Les graphes de ces angles vont être présentés et commentés dans les prochains paragraphes.

III.4.2.1 Analyse des prises d'objets cylindriques

III.4.2.1.1 Variations angulaires des articulations de la colonne du pouce

Sur les graphes ci-dessous (Figure 116) sont présentés les angles de flexion-extension des articulations TMC, MCP1 et IP1, ainsi que les angles d'inclinaison radio-ulnaire de l'articulation TMC, des mains gauches pour les mouvements de prise d'une petite et d'une grande bouteille d'eau. Peu de résultats ont été obtenus pour la main droite, comme présenté dans le Tableau 40, c'est pourquoi ils n'ont pas été présentés.

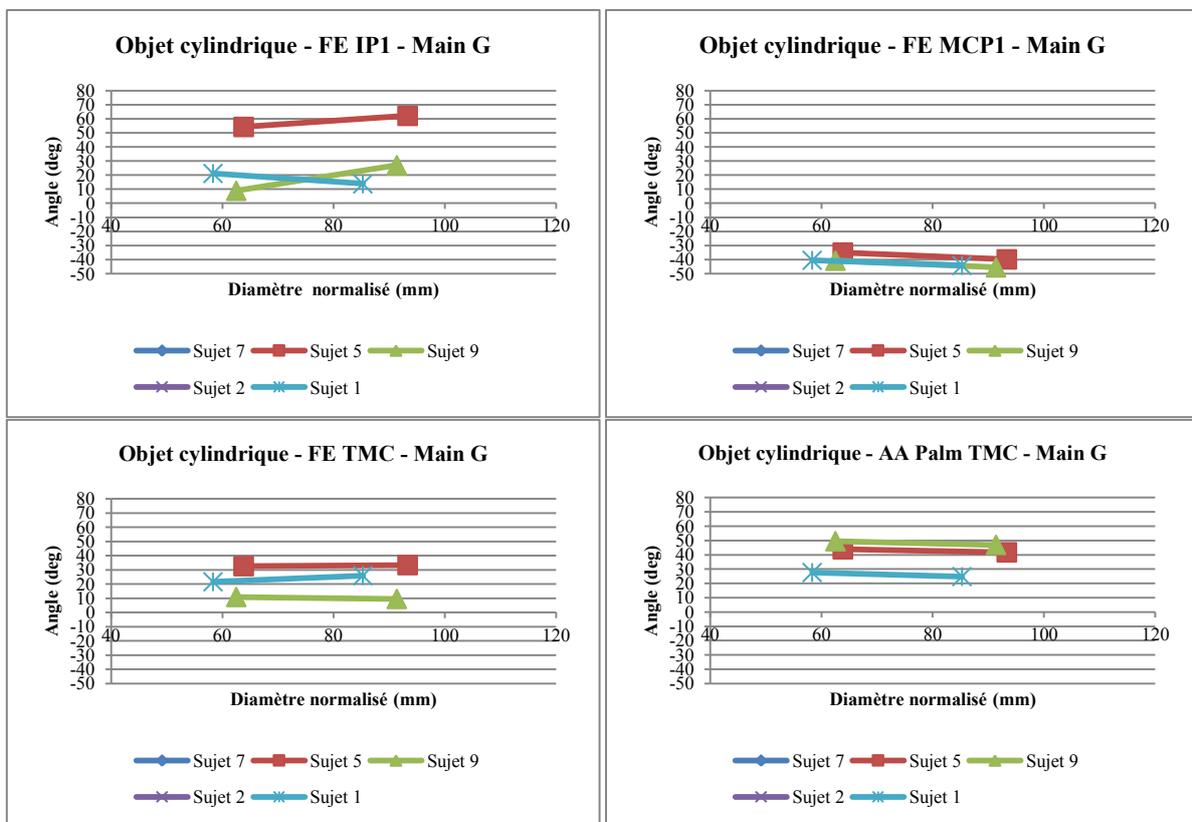


Figure 116. Angles de flexion-extension des articulations TMC, MCP et IP1 et angles d'inclinaison radio-ulnaire de l'articulation TMC du pouce de la main gauche, lors de la prise d'une petite bouteille de 65 mm de diamètre et d'une grande bouteille de 95 mm de diamètre.

Différents comportements sont observés en flexion-extension pour les articulations IP1 entre les différents sujets lors du passage de la petite bouteille à la grande bouteille. Pour l'articulation MCP1 en F-E de la main gauche, on observe une légère diminution de l'angle de flexion-extension, passant ainsi de $-38,7 \pm 3,24^\circ$ pour la bouteille de petit diamètre à $-43,15 \pm 2,98^\circ$ pour la bouteille de grand diamètre. Autrement dit, on observe un léger mouvement d'extension de l'articulation MCP1 lorsque le diamètre de la bouteille augmente.

Pour l'articulation TMC de la main gauche, on constate très peu de variations en inclinaison radio-ulnaire et en flexion-extension lorsque le diamètre de l'objet augmente, ainsi qu'une dispersion de l'ordre de 10 à 15° entre les sujets. En effet, l'angle de flexion passe de $21,66 \pm 10,85^\circ$ pour la bouteille de petit diamètre à $22,88 \pm 12,17^\circ$ pour la bouteille de grand diamètre, et l'angle d'abduction diminue de $40,28 \pm 11,35^\circ$ à $37,78 \pm 11,59^\circ$.

III.4.2.1.2 Variations angulaires des articulations du doigt II

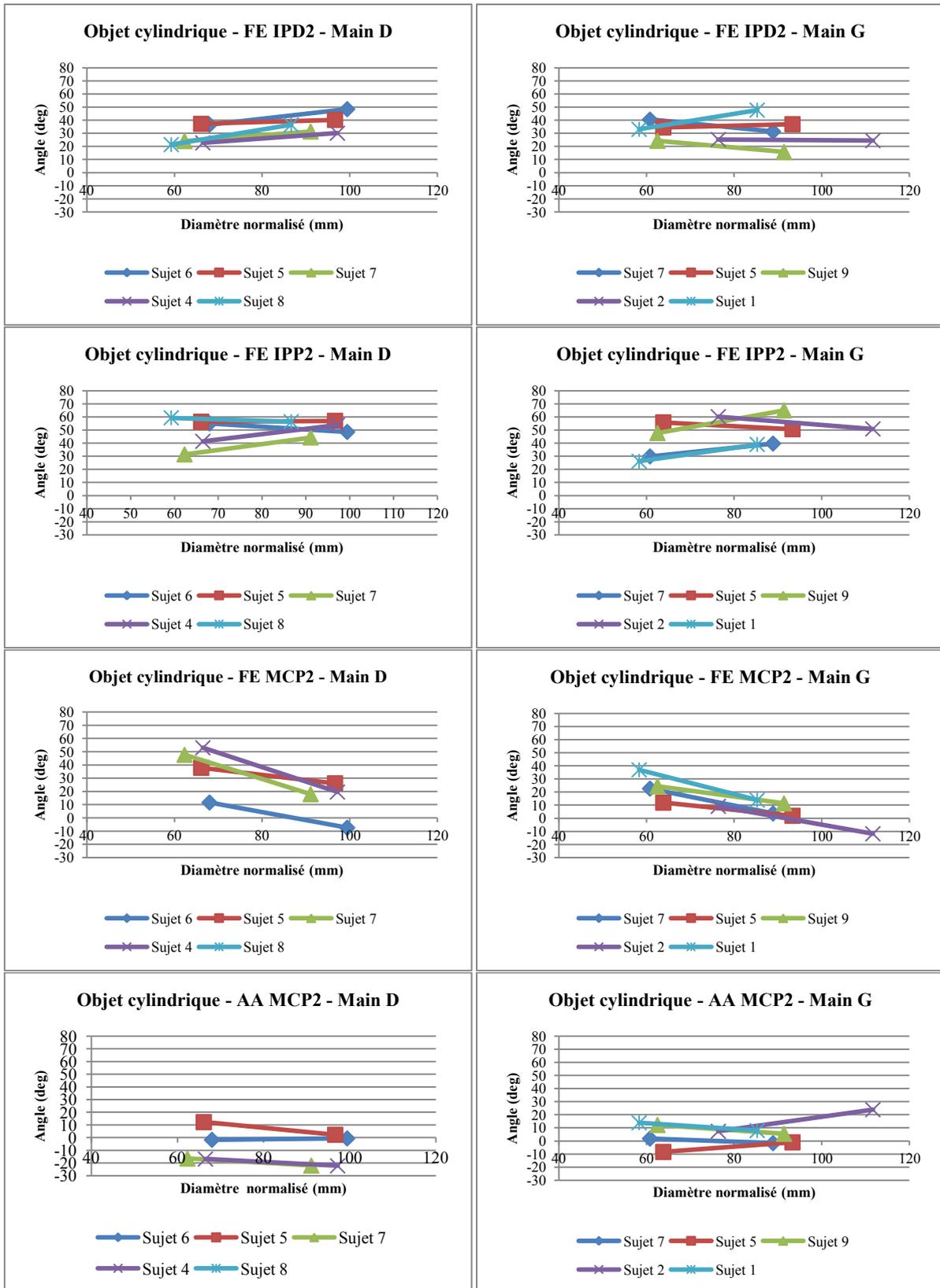
Sur les graphes présentés à la Figure 117, on observe les angles de flexion-extension des articulations MCP2, IPP2 et IPD2, ainsi que les angles d'inclinaison radio-ulnaire des articulations MCP2, obtenus pour l'ensemble des sujets analysés lors des mouvements de prise de bouteilles de petit diamètre et de grand diamètre.

On constate une augmentation des angles de flexion-extension pour les articulations IPD2 de l'ensemble des sujets lors du passage de la bouteille de petit diamètre à la bouteille de grand diamètre. L'angle de flexion-extension passe ainsi de $28,46 \pm 7,83^\circ$ en moyenne pour la bouteille de petit diamètre à $37,79 \pm 7,43^\circ$ en moyenne pour la bouteille de grand diamètre. Ce constat est moins évident pour l'articulation IPD2 des mains gauches, où pour certains sujets l'augmentation du diamètre de la bouteille provoque une augmentation de l'angle de flexion-extension, alors que pour d'autres elle provoque une diminution de l'angle.

Comme pour les articulations IPD2, on n'observe pas de similitudes de comportement pour les articulations IPP2 entre les sujets pour les mains droites et pour les gauches lorsqu'ils passent de la petite bouteille à la grande bouteille.

Pour les articulations MCP2 des mains droites et gauches, on constate qu'une augmentation du diamètre de la bouteille provoque une diminution des angles de flexion-extension sur l'ensemble des sujets. Autrement dit, on observe un mouvement d'extension de l'articulation MCP2 sur l'ensemble des sujets lorsque le diamètre de la bouteille augmente. Dans le cas de la main droite, l'angle moyen de flexion passe de $37,52 \pm 18,37^\circ$ pour la bouteille de petit diamètre à $14,02 \pm 14,75^\circ$ pour la bouteille de grand diamètre. Dans le cas de la main gauche, cet angle passe de $21,01 \pm 11,1^\circ$ pour la bouteille de petit diamètre à $3,79 \pm 10,09^\circ$ pour la bouteille de grand diamètre.

En revanche, on n'observe pas de similitudes de comportement entre les sujets pour les mouvements d'inclinaison radio-ulnaire.



(a)

(b)

Figure 117. Angles de flexion-extension des articulations MCP2, IPP2 et IPD2 et angles d'inclinaison radio-ulnaire de l'articulation MCP2 des mains droites (a) et gauches (b), lors de la prise d'une petite bouteille de 65 mm de diamètre et d'une grande bouteille de 95 mm de diamètre.

III.4.2.1.3 Variations angulaires des articulations du doigt III

Les graphes présentés à la Figure 118 représentent les angles de flexion-extension des articulations MCP3, IPP3 et IPD3, ainsi que les angles d'inclinaison radio-ulnaire de l'articulation MCP3 obtenus à partir des mouvements de prise de bouteilles de petit diamètre et de grand diamètre.

Pour les articulations IPD3 des mains droites, on constate une augmentation de l'angle de flexion-extension pour l'ensemble des sujets, à l'exception du sujet 4, lorsque le diamètre de la bouteille augmente. L'angle moyen de flexion passe de $18,12 \pm 12,93^\circ$ à $23,73 \pm 9,54^\circ$ lorsque les sujets passent de la petite bouteille à la grande bouteille. Ce constat n'est toutefois pas observé dans le cas de la main gauche, où pour certains sujets on observe une augmentation de l'angle de flexion-extension, alors que pour d'autres on observe une diminution.

Divers comportements en flexion-extension sont également observés entre les sujets pour les articulations IPP3 des mains droites et gauches lorsqu'ils passent de la petite bouteille à la grande.

Pour les articulations MCP3 en F-E des mains droites et gauches, on constate une diminution de l'angle de flexion-extension, à l'exception de la main droite du sujet 5 et de la main gauche du sujet 7, lorsque le diamètre de la bouteille saisie augmente. Dans le cas de la main droite, l'angle moyen de flexion passe de $48,54 \pm 22,16^\circ$ pour la bouteille de petit diamètre à $33,39 \pm 14,12^\circ$ pour la bouteille de grand diamètre. Dans le cas de la main gauche, cet angle passe de $42,27 \pm 15,23^\circ$ pour la bouteille de petit diamètre à $31,78 \pm 17,21^\circ$ pour la bouteille de grand diamètre. Comme pour l'articulation MCP2 en F-E, l'augmentation du diamètre de la bouteille nécessite un mouvement des articulations MCP3 pour pouvoir être saisie par le sujet.

On observe peu de variations angulaires autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire des articulations MCP3 des mains droites lors de la saisie des bouteilles de petit et de grand diamètre. En effet, l'angle moyen d'inclinaison radio-ulnaire varie de $-9,40 \pm 6,83^\circ$ pour la bouteille de petit diamètre à $-11,01 \pm 8,42^\circ$ pour la bouteille de grand diamètre. Ces variations sont plus importantes dans le cas de la main gauche et différents comportements sont observés entre les sujets lorsque le diamètre de la bouteille augmente. Les valeurs moyennes des angles d'inclinaison radio-ulnaire obtenues pour la main gauche sont $-2,53 \pm 7,87^\circ$ dans le cas de la petite bouteille, et de $-0,20 \pm 9,82^\circ$ dans le cas de la grande bouteille. Alors que l'on observe en moyenne un léger mouvement d'inclinaison ulnaire de l'articulation MCP3 de la main droite, dans le cas de la main gauche c'est le contraire et on observe un léger mouvement d'inclinaison radiale.

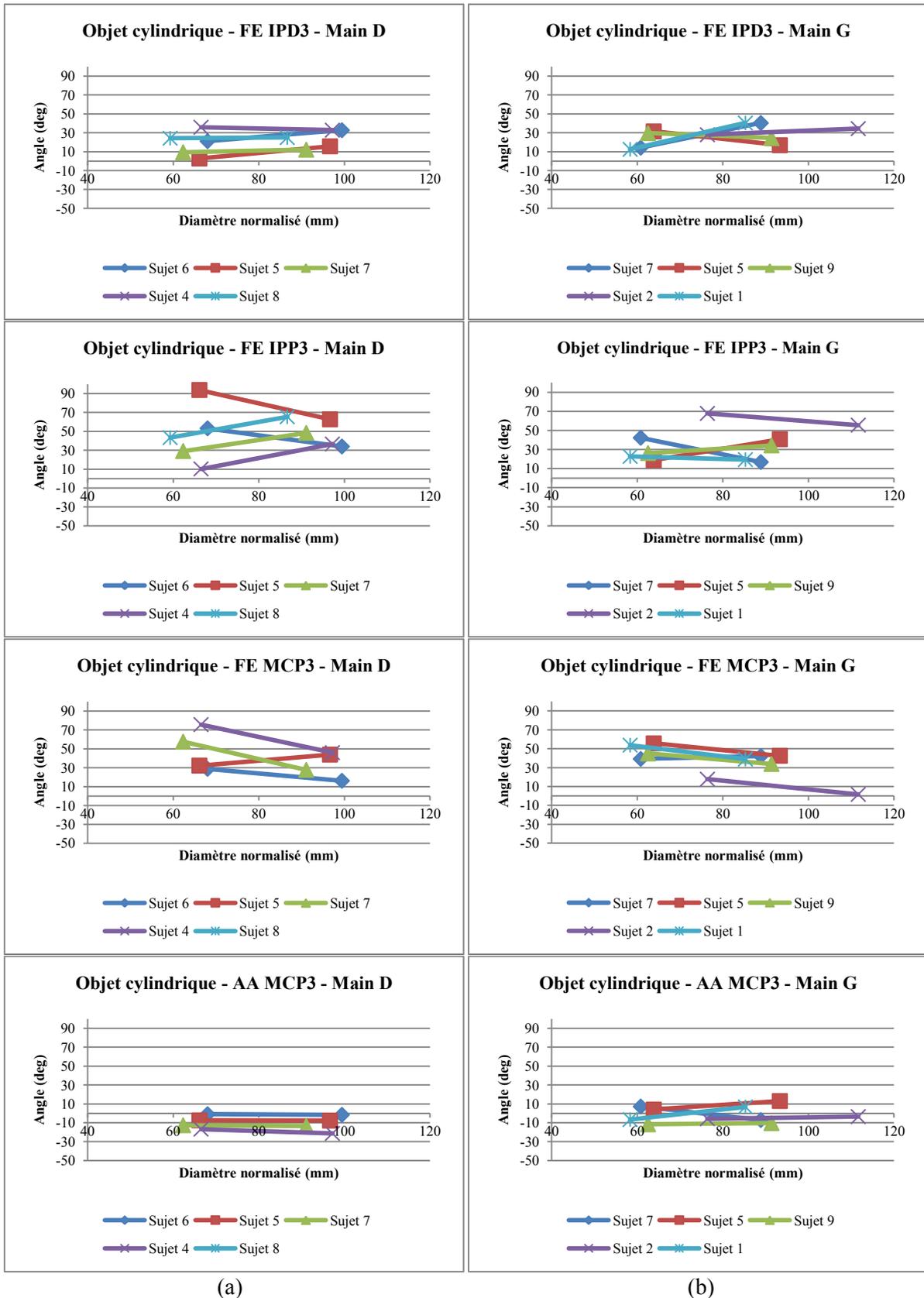


Figure 118. Angles de flexion-extension des articulations MCP3, IPP3 et IPD3 et angles d'inclinaison radio-ulnaire de l'articulation MCP3 des mains droites (a) et gauches (b), lors de la prise d'une petite bouteille de 65 mm de diamètre et d'une grande bouteille de 95 mm de diamètre.

III.4.2.1.4 Variations angulaires des articulations du doigt IV

Sur la Figure 119, on observe les angles de flexion-extension des articulations MCP4, IPP4 et IPD4, des mains droites et gauches, ainsi que les angles d'inclinaison radio-ulnaire des articulations MCP4 obtenus pour les différents sujets.

On observe le même comportement pour les articulations IPD4 entre les sujets pour les mains droites et gauches lorsque le diamètre de la bouteille augmente. Pour la main droite, l'angle moyen de flexion-extension passe de $2,48 \pm 12,48^\circ$ pour la petite bouteille à $21,30 \pm 13,49^\circ$ pour la grande bouteille. Pour la main gauche, l'angle moyen de flexion-extension passe de $15,10 \pm 39,54^\circ$ pour la petite bouteille à $39,54 \pm 13,46^\circ$ pour la grande bouteille. Autrement dit, l'augmentation du diamètre de la bouteille provoque une augmentation de l'angle de flexion des articulations IPD4 de l'ensemble des sujets analysés.

En revanche, différents comportements en flexion-extension sont observés entre les sujets pour les articulations IPP4 des mains droites et gauches. On observe également une grande dispersion des angles de flexion-extension entre les sujets pour la main droite.

Comme pour les articulations MCP2 et MCP3 en F-E, on observe une diminution de l'angle de flexion-extension de l'articulation MCP4 lorsque les sujets passent de la petite bouteille à la grande. Dans le cas de la main droite, l'angle moyen est de $42,81 \pm 33,82^\circ$ pour la bouteille de petit diamètre à $23,79 \pm 14,39^\circ$ pour la bouteille de grand diamètre. Dans le cas de la main gauche, l'angle moyen passe de $47,88 \pm 13,70^\circ$ pour la bouteille de petit diamètre à $29,31 \pm 9,26^\circ$ pour la bouteille de grand diamètre.

De faibles variations angulaires en A-A sont observées pour l'articulation MCP4, comme pour l'articulation MCP3 précédemment. En effet, l'angle moyen passe de $-15,28 \pm 10,1^\circ$ pour la bouteille de petit diamètre à $-9,37 \pm 11,38^\circ$ pour la bouteille de grand diamètre dans le cas de la main droite. Dans le cas de la main gauche, l'angle moyen passe de $-13,36 \pm 13,19^\circ$ pour la bouteille de petit diamètre à $-12,07 \pm 10,06^\circ$ pour la bouteille de grand diamètre.

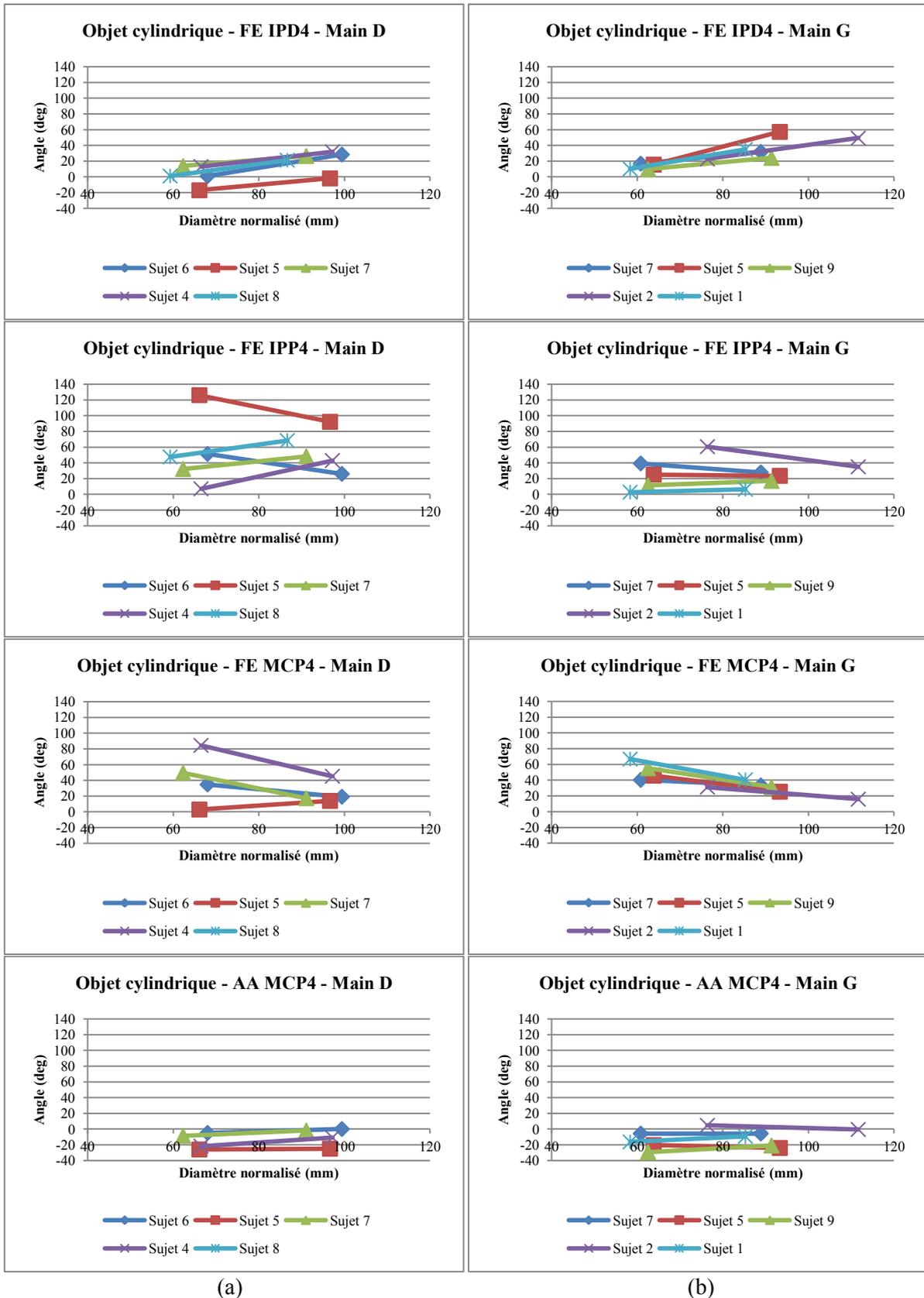


Figure 119. Angles de flexion-extension des articulations MCP4, IPP4 et IPD4 et angles d'inclinaison radio-ulnaire de l'articulation MCP4 des mains droites (a) et gauches (b), lors de la prise d'une petite bouteille de 65 mm de diamètre et d'une grande bouteille de 95 mm de diamètre.

III.4.2.1.5 Variations angulaires des articulations du doigt V

Les angles de flexion-extension des articulations MCP, IPP et IPD des doigts V des mains droites et gauches, ainsi que les angles d'inclinaison radio-ulnaire des articulations MCP5 des mains droites et gauches sont présentés à la Figure 120. Les angles de certains sujets manquent comme cela a été précisé dans le Tableau 40 présenté précédemment.

Comme pour l'articulation IPD5, on observe une augmentation de l'angle de flexion-extension pour les articulations IPD5 des mains droites, alors que peu de variations sont observées dans le cas de la main gauche. Dans le cas de la main droite, l'angle moyen passe de $-3,41 \pm 7,68^\circ$ pour la bouteille de petit diamètre à $22,5 \pm 2,57^\circ$ pour la bouteille de grand diamètre. Dans le cas de la main gauche, l'angle moyen de flexion passe de $7,98 \pm 12,1^\circ$ pour la bouteille de petit diamètre à $11,99 \pm 9,49^\circ$ pour la bouteille de grand diamètre. On peut donc observer un mouvement global de flexion des articulations IPD5 des mains droites et gauches lorsque le diamètre de la bouteille augmente.

Pour l'articulation IPP5, différents comportements sont observés entre mains droites des sujets 4 et 7. On observe une augmentation de l'angle de flexion-extension de $10,81^\circ$ à $20,76^\circ$ pour le sujet 4 lorsque le diamètre de la bouteille augmente, alors qu'une diminution de l'angle de $1,86^\circ$ à $-6,4^\circ$ est observée pour le sujet 7. Dans le cas de la main gauche, on observe que l'augmentation du diamètre de la bouteille a peu d'influence sur l'angle de flexion de l'articulation IPP5. En effet, l'angle moyen de flexion passe de $6,77 \pm 4,27^\circ$ pour la bouteille de petit diamètre à $7,84 \pm 5,89^\circ$ pour la bouteille de grand diamètre.

Pour les articulations MCP5 des mains droites et gauches, on observe pour l'ensemble des sujets une diminution de l'angle de flexion-extension, à l'exception du sujet 5. En effet, l'angle moyen de flexion-extension passe de $57,18 \pm 37,38^\circ$ pour la petite bouteille à $24,31 \pm 13,77^\circ$ pour la grande bouteille dans le cas de la main droite. Dans le cas de la main gauche, l'angle moyen passe respectivement de $82,24 \pm 15,95^\circ$ à $25,83 \pm 29^\circ$. Le comportement des articulations MCP5 lorsque le diamètre de la bouteille augmente est le même que celui observé pour les articulations MCP2, MCP3 et MCP4.

Pour les articulations MCP5 en A-A de la main gauche, on constate qu'une augmentation du diamètre de la bouteille provoque une diminution de l'angle d'abduction-adduction. Toutefois, on remarque aussi une grande dispersion des valeurs des angles entre les sujets. Dans le cas de la main droite, l'augmentation du diamètre de la bouteille provoque, au contraire, une augmentation de l'angle d'abduction-adduction, à l'exception du sujet 7. Toutefois, comme pour la main gauche, on observe une grande dispersion des valeurs des angles entre les sujets.

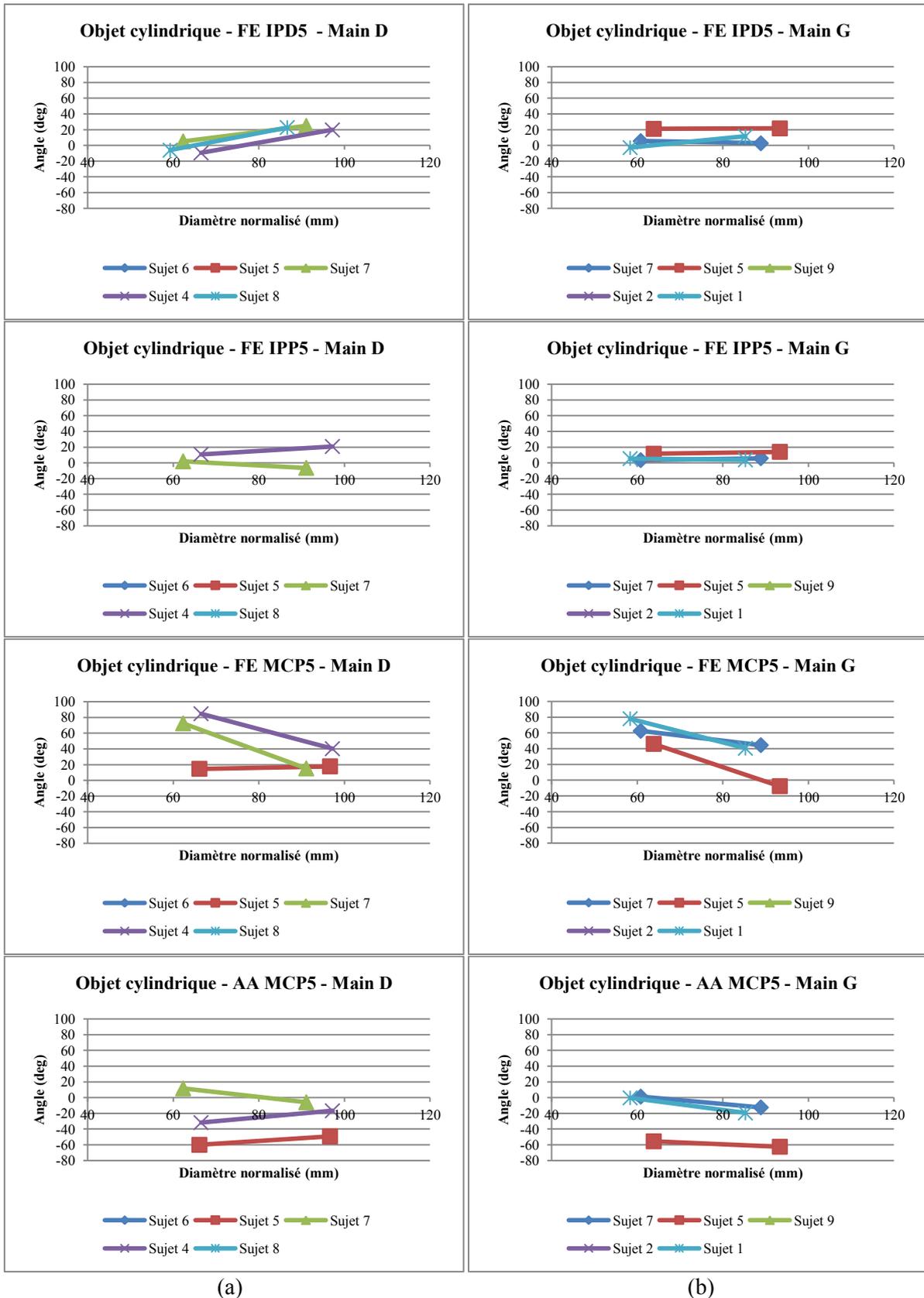


Figure 120. Angles de flexion-extension des articulations MCP5, IPP5 et IPD5 et angles d'inclinaison radio-ulnaire de l'articulation MCP5 des mains droites (a) et gauches (b), lors de la prise d'une petite bouteille de 65 mm de diamètre et d'une grande bouteille de 95 mm de diamètre.

III.4.2.2 Analyse des prises d'objets sphériques

III.4.2.2.1 Variations angulaires des articulations de la colonne du pouce

Sur la Figure 121, on observe les angles de flexion-extension des articulations TMC, MCP1 et IP1, ainsi que les angles d'inclinaison radio-ulnaire des articulations TMC, des mains droites et gauches dans le cas des mouvements de prise d'une bille, d'une balle de tennis et d'une balle de handball. Comme pour les mouvements de prise d'objets cylindriques, peu de résultats ont été obtenus pour la main droite, comme présenté dans le Tableau 40, et ils n'ont donc pas été présentés.

Pour les articulations IP1 des mains gauches, on constate une augmentation de l'angle de flexion-extension lorsque le diamètre de l'objet sphérique augmente, avec, toutefois, une grande dispersion des valeurs entre les sujets 1 et 5.

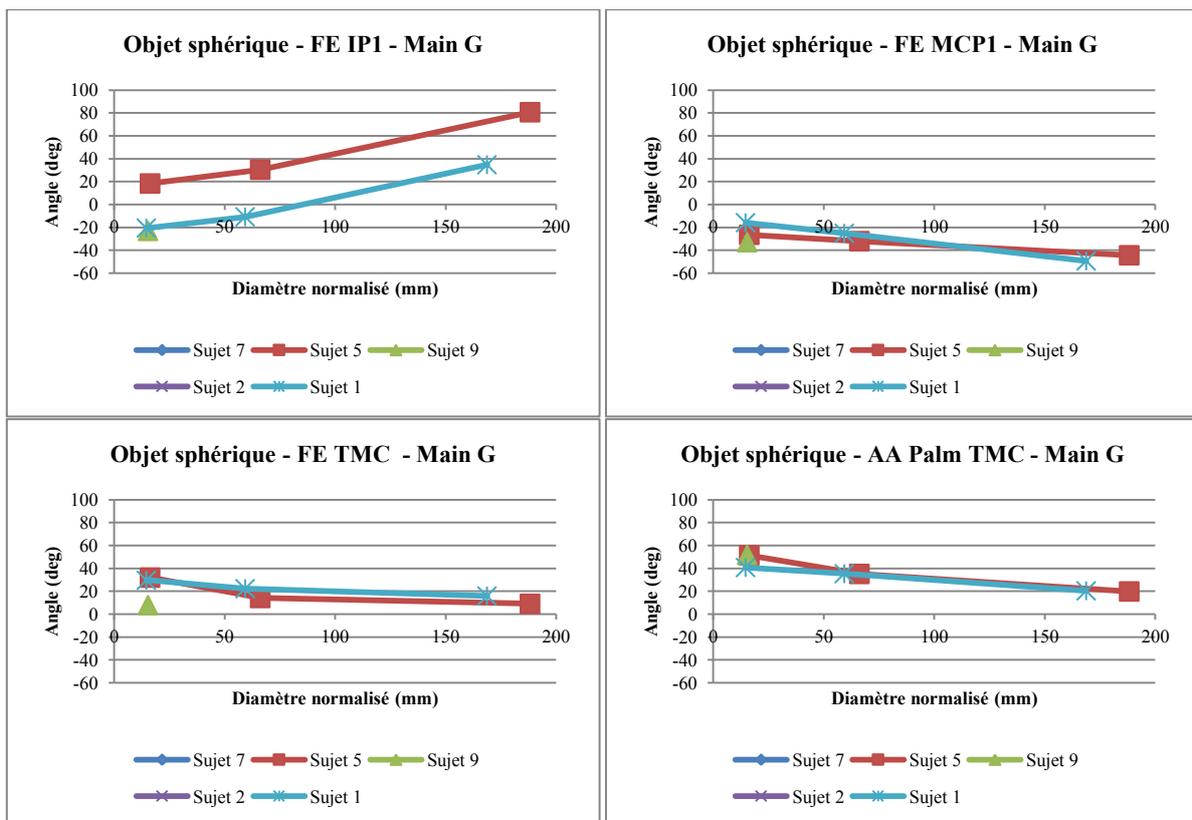


Figure 121. Angles de flexion-extension des articulations TMC, MCP et IP1 et angles d'inclinaison radio-ulnaire de l'articulation TMC du pouce de la main gauche, lors de la prise d'une bille de 16 mm de diamètre, d'une balle de tennis de 65 mm de diamètre et d'une balle de handball de 185 mm de diamètre.

Pour l'articulation MCP1, on observe une diminution des angles de flexion-extension lorsque le diamètre de l'objet sphérique augmente. Les angles moyens de flexion-extension obtenus pour la bille, la balle de tennis et la balle de handball sont respectivement $-25,11 \pm 8,63^\circ$, $-28,61 \pm 4,9^\circ$ et $-46,88 \pm 3,51^\circ$. On observe le même comportement en flexion-extension et en inclinaison radio-ulnaire pour les articulations TMC lorsque le diamètre de l'objet augmente. Les angles moyens de flexion-extension obtenus sont $23,25 \pm 13,27^\circ$ pour la bille, $18,30 \pm 5,76^\circ$ pour la balle de tennis et $12,54 \pm 4,86^\circ$ pour la balle de handball. Les angles moyens d'inclinaison radio-ulnaire obtenus sont de $48,11 \pm 6,25^\circ$ pour la bille, $35,39 \pm 0,14^\circ$ pour la balle de tennis et $20,18 \pm 0,36^\circ$ pour la balle de handball.

III.4.2.2.2 Variations angulaires des articulations du doigt II

Sur la Figure 122 sont présentés les angles de flexion-extension des articulations MCP2, IPP2 et IPD2, ainsi que les angles d'inclinaison radio-ulnaire des articulations MCP2, des mains droites et gauches de l'ensemble des sujets analysés pour les mouvements de prise d'une bille, d'une balle de tennis et d'une balle de handball.

Pour les articulations IPP2 et IPD2 des mains droites et gauches, différentes variations angulaires sont observées entre les sujets pour les prises d'objets de différents diamètres. Pour certains sujets, on observe une augmentation de l'angle de flexion-extension entre la prise d'une bille et la prise d'une balle de tennis, alors que pour d'autres sujets on observe une diminution de l'angle. La même chose est observée lorsque les sujets passent de la balle de tennis à la balle de handball. Toutefois, on constate une plus grande dispersion des angles de flexion-extension pour les articulations IPP2.

Pour les angles de flexion-extension des articulations MCP2 des mains droites et gauches, on constate une diminution de l'angle de flexion-extension pour l'ensemble des sujets lorsque le diamètre de l'objet augmente, à l'exception de la main droite du sujet 5 où l'on observe une augmentation de l'angle de flexion entre la balle de tennis et la balle de handball. Pour la main droite, l'angle moyen de flexion-extension obtenu est de $53,04 \pm 10,14^\circ$ pour la bille, de $21,92 \pm 12,32^\circ$ pour la balle de tennis et $2,6 \pm 8,7^\circ$ pour la balle de handball. Dans le cas de la main gauche, les angles moyens obtenus sont de $32,09 \pm 13,82^\circ$ pour la bille, de $5,4 \pm 3,58^\circ$ pour la balle de tennis et $-9 \pm 8,26^\circ$ pour la balle de handball.

On observe peu de variation de l'angle d'inclinaison radio-ulnaire des articulations MCP2 des mains droites lorsque le diamètre de l'objet augmente. Les angles moyens obtenus sont $-2,17 \pm 9,6^\circ$ pour la bille, $1 \pm 12,57^\circ$ pour la balle de tennis et $-0,2 \pm 14,1^\circ$ pour la balle de handball. Dans le cas des mains gauches, des variations angulaires observées sont plus importantes, avec une plus grande dispersion des valeurs des angles. Différents comportements de l'articulation MCP2 sont observés entre les mains gauches des différents sujets lorsque le diamètre de l'objet saisi augmente.

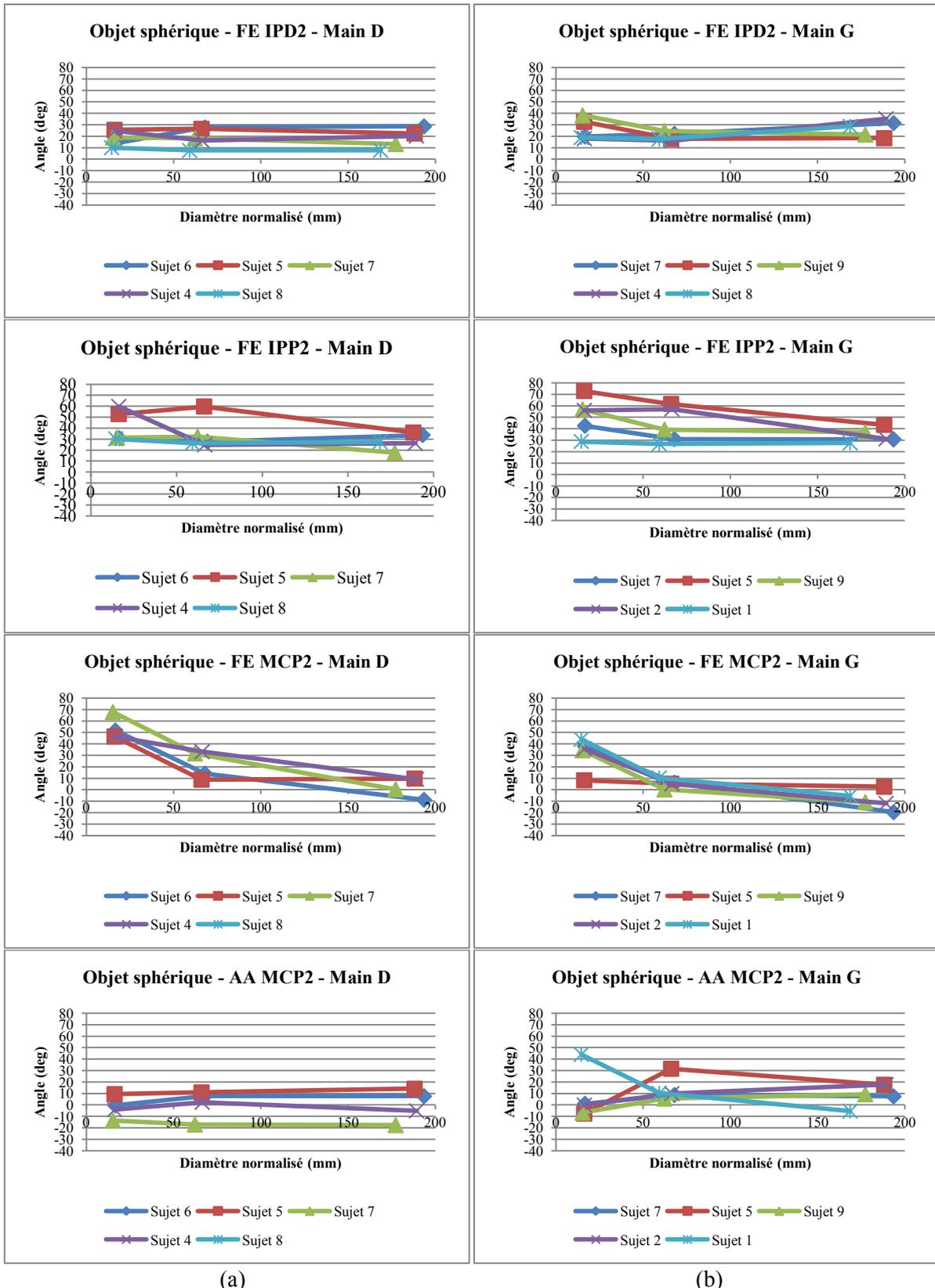


Figure 122. Angles de flexion-extension des articulations MCP2, IPP2 et IPD2 et angles d'inclinaison radio-ulnaire de l'articulation MCP2 des mains droites (a) et gauches (b), lors de la prise d'une bille de 16 mm de diamètre, d'une balle de tennis de 65 mm de diamètre et d'une balle de handball de 185 mm de diamètre.

III.4.2.2.3 Variations angulaires des articulations du doigt III

Les angles de flexion-extension des articulations MCP3, IPP3 et IPD3, ainsi que les angles d'inclinaison radio-ulnaire, des mains droites et gauches de l'ensemble des sujets analysés sont présentés sur la Figure 123. Toutefois, les angles des articulations du doigt III de la main droite du sujet 7 et des mains gauches des sujets 2 et 9 n'ont pas été présentés pour la préhension de la bille car seul le pouce et l'index ont été utilisés par ces sujets.

Pour les angles de flexion-extension des articulations IPD3 des mains droites et gauches, on observe une diminution de l'angle de flexion-extension lorsque les sujets passent de la bille à la balle de tennis à l'exception de la main droite du sujet 6, puis on observe une augmentation de l'angle de flexion lorsqu'ils passent de la balle de tennis à la balle de handball, à l'exception de la main gauche du sujet 2. Dans le cas de la main droite, l'angle moyen de flexion-extension obtenue est de $28,13 \pm 9,79^\circ$ pour la bille, $18,13 \pm 7,06^\circ$ pour la balle de tennis et de $21,1 \pm 7,7^\circ$ pour la balle de handball. Pour la main gauche, les angles moyens obtenus sont $26,71 \pm 8,94^\circ$ pour la bille, $21,98 \pm 8,15^\circ$ pour la balle de tennis et $31,14 \pm 11,46^\circ$ pour la balle de handball.

Pour les angles de flexion-extension des articulations IPP3 des mains droites, on constate globalement une diminution de l'angle de flexion-extension entre la bille et la balle de tennis, à l'exception du sujet 6, ainsi qu'une diminution de l'angle de flexion-extension entre la balle de tennis et la balle de handball, à l'exception du sujet 4. Toutefois, alors que l'on observe une faible dispersion des valeurs des angles de flexion-extension entre les sujets pour la bille et pour la balle de handball, une plus grande dispersion est observée pour la balle de tennis. En effet, les angles moyens de flexion-extension obtenus sont $59,89 \pm 2,89^\circ$ pour la bille et $30,6 \pm 6,5^\circ$ pour la balle de handball, celui obtenu pour la balle de tennis est de $44,87 \pm 17,83^\circ$. Dans le cas de la main gauche, on constate également une diminution de l'angle de flexion lorsque le diamètre de l'objet augmente, à l'exception du sujet 2, mais avec une dispersion des valeurs des angles de flexion-extension plus petite, à l'exception du sujet 2. Ainsi, l'angle de flexion moyen obtenu pour la bille est de $52,7 \pm 7,48^\circ$, de $45,52 \pm 8,84^\circ$ pour la balle de tennis et de $35 \pm 7,99^\circ$ pour la balle de handball.

Comme pour les articulations IPP3, on constate une diminution de l'angle de flexion-extension des articulations MCP3 des mains droites et gauches, à l'exception des mains droite et gauche du sujet 5 pour lequel on observe une augmentation de l'angle entre la balle de tennis et la balle de handball. Une plus grande dispersion des angles de flexion-extension est également observée pour la main droite, notamment pour la balle de tennis et la balle de handball. Pour la main droite, les angles moyens de flexion-extension obtenus sont $46,62 \pm 7,22^\circ$ pour la bille, $19,31 \pm 20,55^\circ$ pour la balle de tennis et $2,4 \pm 13,7^\circ$. Pour la main gauche, les angles moyens obtenus sont $31,11 \pm 9,45^\circ$ pour la bille, $9,45 \pm 8,5^\circ$ pour la balle de tennis et $6,52 \pm 9,38^\circ$.

Pour les angles d'inclinaison radio-ulnaire des articulations MCP3, on constate de faibles variations angulaires entre les différents objets saisis pour les mains droites et les mains gauches. D'autre part, divers comportements sont observés entre les sujets lorsque le diamètre de l'objet saisi augmente. Les valeurs moyennes des angles obtenues pour la main droite sont $-5,8 \pm 5,85^\circ$ pour la bille, $-4,48 \pm 6,52^\circ$ pour la balle de tennis et $-7,4 \pm 2^\circ$ pour la balle de handball. Pour la main gauche, les valeurs moyennes obtenues sont $-0,81 \pm 5,63^\circ$ pour la bille, $-4,21 \pm 3,72^\circ$ pour la balle de tennis et $-3,36 \pm 10,38^\circ$ pour la balle de handball.

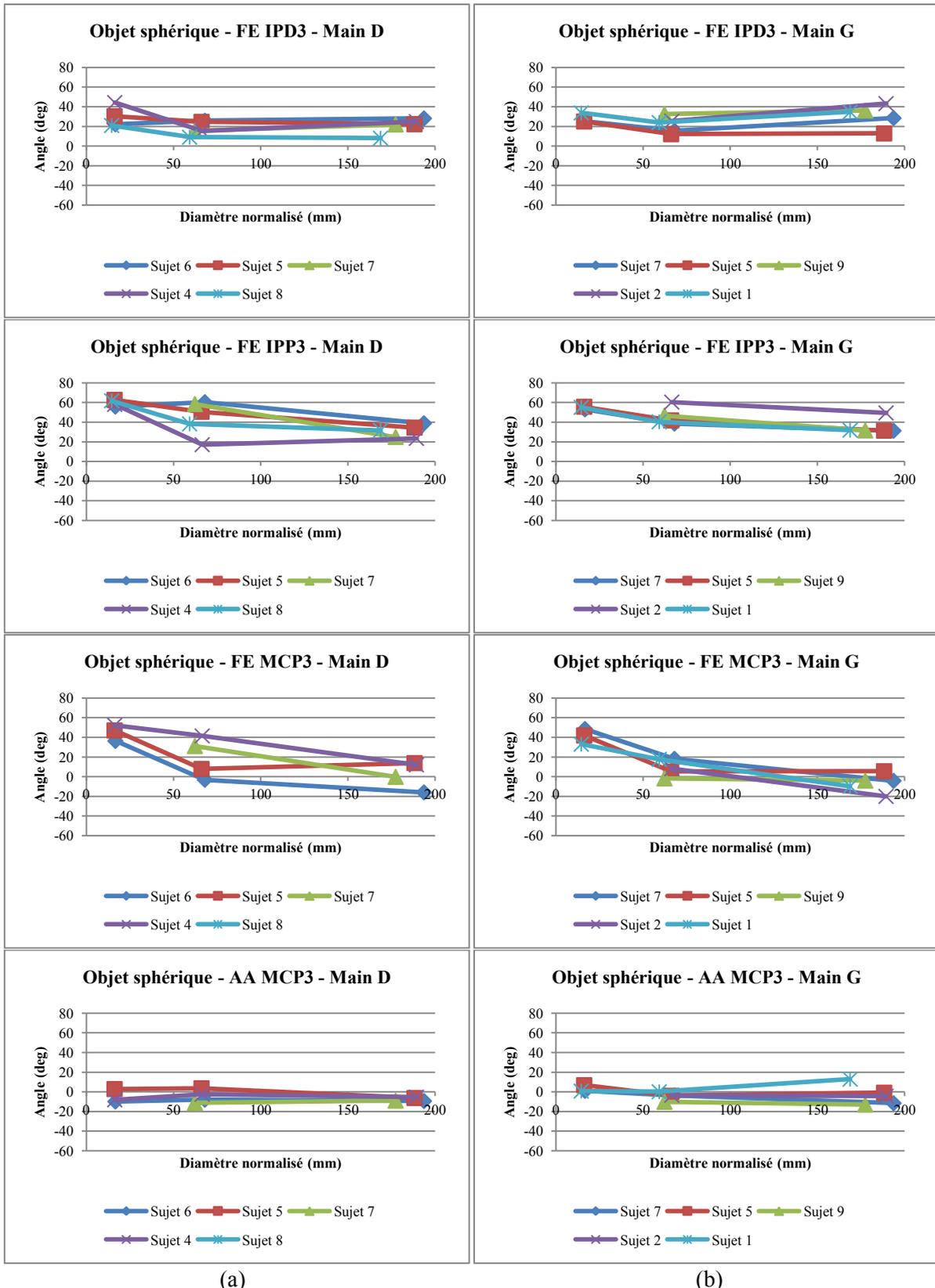


Figure 123. Angles de flexion-extension des articulations MCP3, IPP3 et IPD3 et angles d'inclinaison radio-ulnaire de l'articulation MCP2 des mains droites (a) et gauches (b), lors de la prise d'une bille de 16 mm de diamètre, d'une balle de tennis de 65 mm de diamètre et d'une balle de handball de 185 mm de diamètre.

III.4.2.2.4 Variations angulaires des articulations du doigt IV

Sur la Figure 124, on observe les angles de flexion-extension des articulations MCP4, IPP4 et IPD4, ainsi que les angles d'inclinaison radio-ulnaire des articulations MCP4, des mains droites et gauches de l'ensemble des sujets analysés. Seuls les angles obtenus pour la prise de la balle de tennis et la balle de handball ont été présentés car aucun des sujets n'utilise le doigt IV pour la préhension de la bille.

Pour les articulations IPD4 des mains droites et gauches, on observe le même comportement que pour les articulations IPD3, c'est-à-dire une augmentation de l'angle de flexion lors du passage de la balle de tennis à la balle de handball, à l'exception de la main droite du sujet 8 et de la main gauche du sujet 9. Les angles moyens de flexion-extension obtenus pour la main droite sont $21,04 \pm 9,5^\circ$ pour la balle de tennis et $27,5 \pm 16^\circ$ pour la balle de handball. Pour la main gauche, les angles moyens obtenus sont $24,93 \pm 5,11^\circ$ pour la balle de tennis et $37,7 \pm 9,2^\circ$ pour la balle de handball.

Pour les articulations IPP4 des mains droites et gauches, on observe une diminution de l'angle de flexion-extension lorsque le diamètre de l'objet saisi augmente, à l'exception de la main gauche du sujet 2. Les angles moyens de flexion obtenus pour la main droite sont $52,19 \pm 8,62^\circ$ pour la balle de tennis et $29,6 \pm 7,9^\circ$ pour la balle de handball. Pour la main gauche, les angles moyens de flexion obtenus sont $43,31 \pm 12,55^\circ$ pour la balle de tennis et $24,13 \pm 6,73^\circ$ pour la balle de handball.

Pour les angles de flexion-extension des articulations MCP4, comme pour les articulations MCP3, on observe une diminution de l'angle de flexion-extension lorsque le diamètre de l'objet augmente, à l'exception de la main droite du sujet 5 pour lequel on observe une petite augmentation de l'angle de flexion entre la balle de tennis et la balle de handball. Les angles moyens de flexion-extension obtenus pour la main droite sont $23,27 \pm 19,48^\circ$ pour la balle de tennis et $-1 \pm 13,2^\circ$ pour la balle de handball. Pour la main gauche, les angles moyens obtenus sont $22,33 \pm 5,93^\circ$ pour la balle de tennis et $-2,43 \pm 10,27^\circ$ pour la balle de handball.

Dans le cas de l'inclinaison radio-ulnaire, on observe une diminution de l'angle d'inclinaison radio-ulnaire de l'articulation MCP4 lors du passage de la balle de tennis à la balle de handball. L'angle moyen obtenu pour la balle de handball dans le cas de la main droite est de $-11,8 \pm 5,84^\circ$, et de $-24,07 \pm 13,12^\circ$ dans le cas de la main gauche.

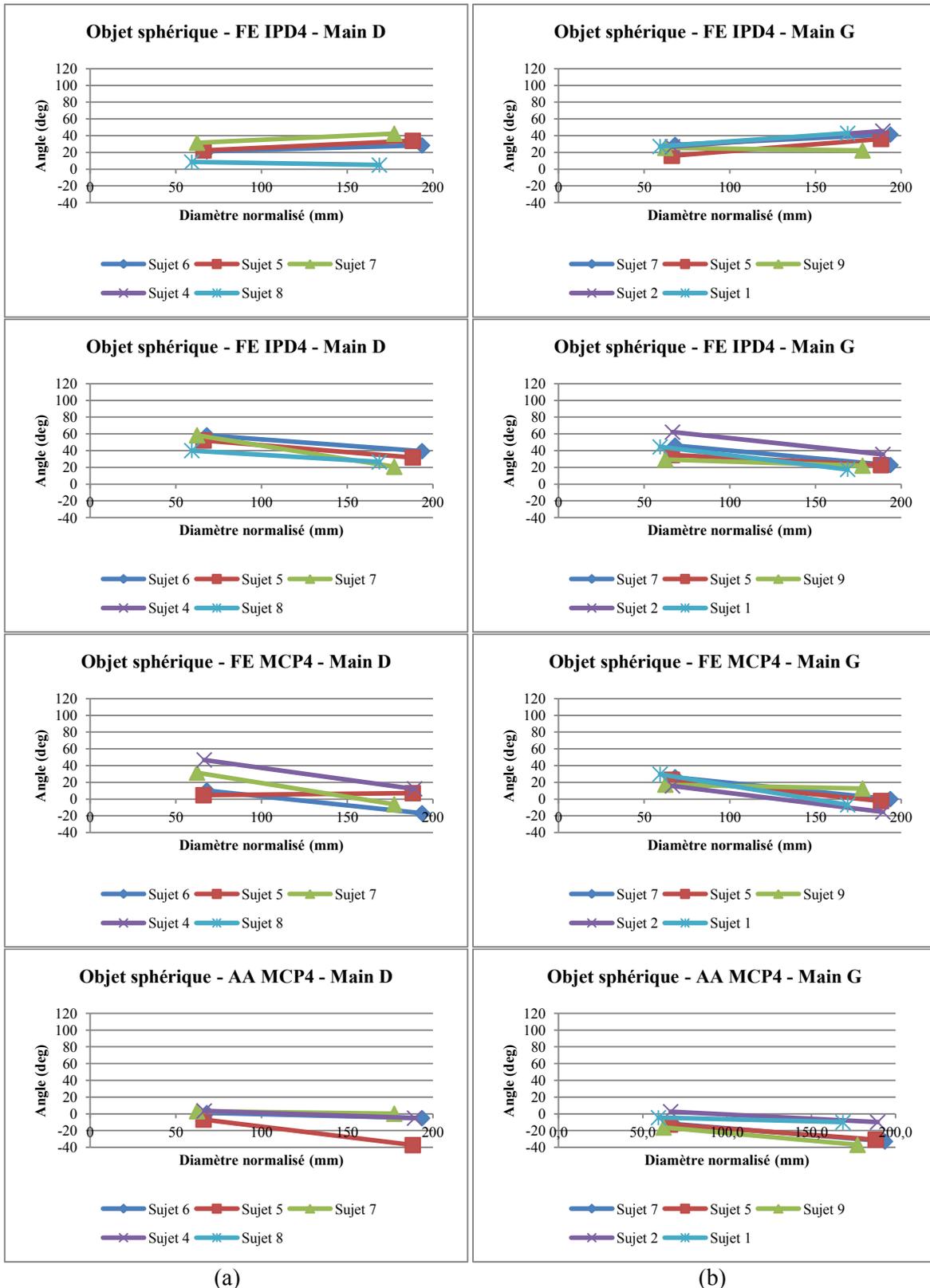


Figure 124. Angles de flexion-extension des articulations MCP2, IPP2 et IPD2 et angles d'inclinaison radio-ulnaire de l'articulation MCP2 des mains droites (a) et gauches (b), lors de la prise d'une bille de 16 mm de diamètre, d'une balle de tennis de 65 mm de diamètre et d'une balle de handball de 185 mm de diamètre.

III.4.2.3 Synthèse sur l'analyse cinématique des mouvements de prise d'objets

Comme pour l'analyse des mouvements fonctionnels, nous avons présenté les difficultés d'analyse des mouvements de prise d'objets liées à la perte de certains marqueurs sur les captures de mouvement, ou liées à des positions aberrantes des CoR ou à des localisations aberrantes des AoR. Pour les sujets ayant pu être analysés, deux types des prises d'objets ont été analysés : les objets cylindriques et les objets sphériques.

Pour les mouvements de prise d'objets cylindriques, nous avons constaté peu de variation en flexion-extension et en inclinaison radio-ulnaire des articulations du pouce lorsque le diamètre de l'objet augmente, à l'exception des articulations IP1 où différents comportements ont été observés entre les sujets. Peu de variations ont également été observées sur les angles d'inclinaison radio-ulnaire pour les articulations MCP des doigts II à IV lorsque le diamètre de la bouteille augmente. L'angle d'inclinaison radio-ulnaire des articulations MCP n'est donc pas influencé par le diamètre de la bouteille, à l'exception de l'articulation MCP5 où différents comportements ont été observés entre les sujets. En revanche, on constate que l'augmentation du diamètre de la bouteille a tendance à provoquer l'augmentation des angles de flexion de l'ensemble des articulations IPD, à l'exception de l'articulation IPD3, et à faire diminuer l'angle de flexion des articulations MCP sur l'ensemble des sujets analysés. Autrement dit, les sujets ont tendance à ouvrir la main au niveau des articulations MCP afin de saisir des objets cylindriques de plus grands diamètres, mais en même temps à fermer les articulations IPD afin d'avoir une meilleure préhension des objets de plus grands diamètres.

Pour les mouvements de prise d'objets sphériques, plusieurs postures ont été observées entre les différents sujets pour la prise de la bille et la prise de la balle de tennis. Seuls les angles de flexion-extension et d'inclinaison radio-ulnaire des doigts en contact avec l'objet ont été représentés sur les graphes. Des comportements similaires aux mouvements de prise d'objets ont été constatés pour certaines articulations. En effet, on a constaté une diminution de l'angle de flexion, donc une extension des articulations MCP des doigts II à IV lorsque le diamètre de l'objet sphérique augmente, et ce, afin de permettre l'ouverture de la pince pollici-digitale. Si on observe le même comportement pour les articulations IPD des doigts II à IV lors du passage de la balle de tennis à la balle de handball que dans le cas de la prise d'objets cylindriques, c'est-à-dire une augmentation de flexion afin de mieux agripper l'objet de plus grand diamètre, ce constat n'est pas le cas lors du passage de la bille à la balle de tennis où on observe une diminution de l'angle de flexion. Pour les articulations IPP, si on observe divers comportements entre les sujets pour les articulations IPP2, on constate, toutefois, une diminution globale de l'angle de flexion pour les articulations IPP3 et IPP4, là aussi afin de permettre l'ouverture de la pince pollici-digitale.

Les angles des articulations du doigt V pour les mouvements de prise d'objets sphériques n'ont pas pu être présentés car peu de résultats ont été obtenus pour les sujets analysés. D'une part, le doigt V n'est pas utilisé par les sujets pour la préhension de la bille et seuls quelques sujets commencent à l'utiliser pour la prise de la balle de tennis. D'autre part, certaines articulations du doigt V n'ont pas pu être analysées à cause de la perte de marqueurs. En effet, de nombreuses disparitions de marqueurs ont eu lieu sur les segments du doigt V, empêchant ainsi l'analyse cinématique des articulations de ce doigt.

La présentation des résultats des analyses cinématiques des mouvements de prise d'objets clôture ainsi cette troisième partie. Pour terminer ce chapitre III, nous allons faire une synthèse globale des différents résultats présentés au cours de ce chapitre.

III.5 Synthèse du chapitre III

La présentation des résultats dans ce chapitre III s'est déroulée en trois parties. Dans une première partie, nous avons commenté la phase de post-traitement des données expérimentales. Nous avons pu, au cours de cette première partie, mettre en avant les problèmes rencontrés lors de la labellisation sur Vicon Nexus (VICON, Oxford Metrics Ltd, Oxford, UK) des marqueurs, à cause des nombreuses occlusions qui sont apparues sur les captures de mouvement de la main. De nombreux marqueurs n'ont pas pu être labellisés car les intervalles durant lesquels ils disparaissaient étaient trop longs. La perte de marqueurs empêche, par la suite, la définition des paramètres cinématiques des articulations adjacents aux segments auxquels ils appartiennent. D'autres paramètres cinématiques jugés aberrants ont dû être supprimés à cause de reconstruction des trajectoires de marqueurs de mauvaise qualité.

Après avoir effectué le post-traitement des données expérimentales, les trajectoires des marqueurs sont utilisées dans un premier temps pour quantifier la précision des méthodes fonctionnelles d'estimation des CoR et des AoR : la méthode « Sphere-Fitting » et la méthode « Circle-Fitting », respectivement. Au cours de cette quantification sur Matlab 7.6 (Mathworks, Inc., Natick, MA), nous avons constaté qu'une meilleure précision était obtenue dans le cas du mouvement de F-E des articulations, plutôt qu'en A-A. Suite à ce constat, nous avons décidé d'estimer les AoR des différentes articulations en F-E, plutôt qu'en A-A, pour la construction des FCS par la suite.

Suite à ces premiers résultats, nous avons poursuivi dans la deuxième partie avec l'évaluation de la précision des méthodes fonctionnelles. Pour cela, nous avons utilisé les trajectoires de marqueurs obtenues à partir des mouvements d'un modèle numérique de la main construit sur Adams.MSC (MSC Software Inc., Santa Ana, CA, USA). Nous avons constaté au cours de cette évaluation que les méthodes « Sphere-Fitting » et « SCoRE » étaient de précision équivalente pour l'estimation des CoR des articulations MCP, et de meilleure précision pour la méthode « SCoRE » dans le cas de l'articulation RC du poignet. En revanche, dans le cas de l'articulation TMC du pouce, c'est avec la méthode « Sphere-Fitting » que l'on obtenait une meilleure précision de l'estimation de la position du CoR.

Suite à cette évaluation de la précision des méthodes fonctionnelles, nous avons poursuivi dans cette deuxième partie avec l'évaluation de la méthode d'analyse cinématique présentée dans le chapitre II. Pour cela, nous avons également utilisé les trajectoires des marqueurs du modèle numérique de la main. Les paramètres cinématiques des articulations du modèle numérique étant connus, nous avons pu les comparer à ceux estimés à l'aide de différentes méthodes fonctionnelles présentées précédemment. Les résultats de ces comparaisons ont permis de valider la méthode d'analyse cinématique, à l'exception des articulations TMC et MCP1. En effet, afin de se rapprocher du mouvement réel du pouce, les rotations des articulations TMC et MCP1 ont été faites de sorte à reproduire les mouvements de rotation du pouce en dehors des plans anatomiques de référence de la main. Toutefois, notre méthode d'analyse n'a pas permis de déterminer correctement les différentes rotations ayant lieu dans les articulations TMC et MCP1 au cours des mouvements de F-E et d'A-A du pouce. Cette différence sera explicitée dans le chapitre suivant.

Après cette phase de validation de la méthode d'analyse cinématique à l'aide des mouvements du modèle numérique de la main, nous sommes passés dans la troisième partie à la présentation des résultats des analyses cinématiques des mouvements fonctionnels et des mouvements de prise d'objets. L'analyse cinématique des mouvements fonctionnels a permis d'obtenir des courbes des angles de rotation autour des axes principaux de formes similaires entre les sujets, et également de formes similaires à celles obtenues au cours de l'analyse cinématique des mouvements du modèle numérique de la main. D'autre part, les amplitudes de mouvement obtenues autour de ces axes principaux de rotation sont similaires à celles trouvées dans la littérature pour l'ensemble des articulations de la main, à l'exception de l'articulation TMC. En effet, on constate que les angles

obtenus pour le mouvement de F-E de l'articulation TMC correspondent à des angles en extension, alors que visuellement on s'attend plutôt à avoir des angles en flexion.

Si les amplitudes de rotation observées ont lieu sur les axes de rotation principaux, c'est-à-dire l'axe de flexion-extension pour le mouvement de F-E de l'articulation et l'axe d'inclinaison radio-ulnaire pour le mouvement d'A-A de l'articulation, des rotations de plus petites amplitudes et des courbes de formes similaires entre les sujets sont également observées autour des autres axes de rotation. Nous avons ainsi pu constater que le mouvement d'abduction des articulations MCP des doigts II à V, s'accompagnait également d'un mouvement d'extension des articulations. De même pour l'articulation RC, nous avons pu constater que le mouvement de flexion de l'articulation était accompagné d'un mouvement de rotation axiale, et que le mouvement d'abduction du poignet était accompagné d'un mouvement d'extension et de supination du poignet. Nous avons également remarqué que le mouvement de flexion de l'articulation IP1 était accompagné d'un léger mouvement d'abduction.

Pour l'analyse cinématique des mouvements de prise d'objets, deux géométries d'objets ont été étudiées : les objets cylindriques et les objets sphériques. L'analyse cinématique des mouvements de prise d'objets a été plus hétérogène, car différentes postures ont été choisies par les sujets pour prendre les objets et peu de sujets ont été étudiés au cours de cette thèse afin de permettre une analyse correcte des mouvements de prise d'objets. Toutefois, nous avons pu constater au cours de ces analyses qu'une augmentation du diamètre de l'objet provoquait un mouvement d'extension des articulations MCP des doigts II à V pour les objets cylindriques et sphériques, ainsi qu'un mouvement d'extension des articulations IPP pour les objets sphériques, afin de permettre l'ouverture de la pince pollici-digitale nécessaire à la saisie de l'objet. Nous avons également pu constater que l'augmentation du diamètre de l'objet cylindrique provoquait une augmentation de l'angle de flexion des articulations IPD des doigts II à V afin de permettre au sujet une meilleure préhension de l'objet. Cependant, ce constat n'est pas le même pour les objets sphériques, puisqu'une diminution de l'angle de flexion est observée lorsque le sujet passe de la bille à la balle tennis, puis une augmentation de l'angle de flexion est observée lorsque le sujet passe de la balle de tennis à la balle de handball. Toutefois, un changement de posture a lieu pour l'ensemble des sujets lors du passage de la bille à la balle de tennis.

Avec cette synthèse globale se termine le chapitre III de cette thèse. Nous allons passer dans le prochain chapitre à la discussion des méthodes expérimentales et des méthodes d'analyse mises en place, ainsi que la discussion des résultats obtenus au cours de cette thèse.

Chapitre IV - Discussion

De la pertinence de l'analyse cinématique de la main

La main est un outil de travail et de communication extraordinaire qui nous permet d'interagir et d'échanger quotidiennement avec le monde extérieur. C'est également un organe complexe constitué de 27 os reliés entre eux par des articulations et mis en mouvement à l'aide de 30 muscles intrinsèques et extrinsèques. La main est un système redondant et les nombreux DDL qu'elle possède lui permettent d'amener le pouce en opposition par rapport aux autres doigts, et de former ainsi la pince pollici-digitale. Cette pince permet à l'homme d'effectuer un très grand nombre de mouvements et de postures, lui donnant ainsi la possibilité d'adapter la forme de sa main par rapport aux différents objets ou situations qui se présentent à lui. La main est d'une grande importance dans la vie quotidienne et de nombreux domaines s'intéressent à son étude. Parmi elles, il y a bien évidemment le domaine médical afin de pouvoir diagnostiquer correctement les différentes pathologies pouvant affecter la main, et de pouvoir proposer des prises en charges adaptées aux patients atteints (Adalbert -I. Kapandji, 2005). Le domaine de l'ergonomie s'intéresse également fortement à l'étude de la main, justement dans le but de prévenir tout accident ou le développement de pathologie chez le sujet lors de l'exécution des différents mouvements avec la main (Baker *et al.*, 2007; Baker *et al.*, 2009; Vignais & Marin, 2011; Vignais & Marin, 2014). Le domaine de la robotique et de la télémanipulation s'intéresse également à l'étude de la main depuis quelques années afin de produire des robots anthropomorphiques capables de reproduire avec la même dextérité les mouvements de la main, comme le DLR Hand Arm System (Grebenstein *et al.*, 2011) ou l'Anatomically Correct Testbed (ACT) hand (Deshpande *et al.*, 2013). En effet, ces robots anthropomorphiques permettraient, par exemple, à l'homme d'évoluer dans des milieux dangereux et d'effectuer des travaux pénibles, ou bien d'effectuer des mouvements demandant une grande précision comme certains gestes chirurgicaux, ou encore de pouvoir faire des études sur les mouvements de la main (Deshpande *et al.*, 2013). Le domaine de la réalité virtuelle s'intéresse également à l'étude de main et plus particulièrement à la reconnaissance de ses postures (Cobos *et al.*, 2010; Savescu, 2006), afin de pouvoir piloter les robots anthropomorphiques ou de permettre à l'homme d'évoluer et d'interagir dans un milieu en réalité augmentée. Bien que ces différents domaines s'intéressent de plus en plus aux capacités extraordinaires de la main, de nombreuses questions sur son comportement cinématique et biomécanique restent à l'heure actuelle sans réponse claire. Cette thèse s'inscrit dans une contribution à l'analyse cinématique in vivo et personnalisée des mouvements de la main, et nous avons pour objectif de proposer une méthode de capture du mouvement de la main, ainsi que des outils d'analyse cinématique permettant de quantifier avec précision les différents mouvements capturés.

De la méthode de capture du mouvement et du protocole de pose des marqueurs

Plusieurs méthodes et différents outils de capture du mouvement ont été proposés dans la littérature scientifique. Dans le cadre de cette thèse, les captures de mouvement de la main ont été effectuées à l'aide de 17 caméras Vicon T160 (VICON, Oxford Metrics Ltd, Oxford, UK) disposées dans un rayon de deux à trois mètres autour du volume de capture. Cette méthode de capture du mouvement possède les avantages de ne pas être invasive, d'être simple à utiliser, et de permettre la capture in vivo et de manière simultanée des mouvements de l'ensemble des doigts à l'aide de marqueurs réfléchissants collés sur la peau du sujet. D'autre part, il s'agit d'un des systèmes de capture les plus précis capable de capturer avec une précision inférieure à 1 mm la position des marqueurs (Jérôme Coupier *et al.*, 2015), ce qui permet de capturer les mouvements les plus fins de la main.

Dans le cas de la capture des mouvements de la main à l'aide d'un système optoélectronique, différents protocoles de pose des marqueurs ont été proposés dans la littérature. Ces protocoles ont été regroupés en quatre catégories (C.D. Metcalf et al., 2008) : « one marker per segment », « two markers per segment », « three markers per segment », « rod axis system ». Dans le cadre de cette thèse nous avons choisi un protocole du type « three markers per segment » qui possède plusieurs avantages par rapport aux autres protocoles. D'une part, il permet la construction d'un repère local pour chaque segment de la main, ce qui permet d'analyser les articulations individuellement, contrairement aux

protocoles du type « one marker per segment » et « two marker per segment ». D'autre part, un des inconvénients est l'utilisation de marqueurs collés sur la peau et l'apparition d'artefacts dus aux mouvements de peau sur les trajectoires des marqueurs. Ces artefacts sont d'autant plus importants que les marqueurs sont collés à proximité des articulations, voire sur l'articulation directement. En effet, dans le cas du protocole de pose des marqueurs du type « one marker per segment » Gustus *et al.* (2012) ont mesuré des déplacements de marqueurs pouvant aller au-delà de 10 mm suivant l'axe proximo-distal, et proche de 15 mm au niveau du poignet. Dans le cas du protocole du type « two markers per segment », Ryu *et al.* (2006) ont également mesuré des déplacements en moyenne proches de 11 mm suivant l'axe longitudinal des doigts et de 6 mm suivant l'axe radio-ulnaire. L'avantage que possède le protocole de type « three markers per segment » par rapport aux deux autres types de protocoles mentionnés précédemment est qu'il permet de limiter les déplacements entre les marqueurs d'un même ensemble (Chang & Pollard, 2007a).

Un autre avantage du protocole « three markers per segment » est qu'il n'est pas nécessaire de coller les marqueurs sur des points anatomiques palpables. En effet, les trois marqueurs peuvent être collés dans n'importe quelle configuration sur chaque segment de la main, à condition qu'ils soient collés à une distance suffisante des articulations pour limiter les déplacements des marqueurs dus aux mouvements de peau, et qu'une distance suffisante entre les marqueurs soient conservée pour éviter les superpositions de trajectoires des marqueurs sur les captures du mouvement (Kontaxis *et al.*, 2009). C'est pourquoi nous avons choisi de coller des marqueurs de 1,5 mm de diamètre sur les phalanges des sujets et des marqueurs de trois à cinq millimètres sur la face dorsale de la paume de la main. Toutefois, si ce type de protocole convient pour les sujets sains dans le cadre d'une étude académique, son utilisation dans le cadre d'une étude clinique ou d'une application de routine sur des sujets pathologiques peut être moins adaptée. En effet, la fixation de trois marqueurs par segment prend plus de temps que dans le cas du protocole « One marker per segment ». Cette phase de pose des marqueurs prend également plus de temps que le marqueur est très petit et qu'il est nécessaire d'être vigilant à ce que la surface recouverte du revêtement réfléchissant reste bien visible par rapport aux caméras. D'autre part, plus il y a de marqueurs collés sur les segments de la main, plus le risque de les arracher ou qu'il y ait des occlusions est important, ce qui demande donc une grande vigilance de la part du sujet pendant les mouvements. Or, il se peut qu'une telle attention ne puisse pas être demandée chez un sujet pathologique. C'est pourquoi dans le cadre d'une étude clinique ou d'une application de routine, l'utilisation d'un protocole de pose des marqueurs de type « one marqueur per segment » peut être plus adapté (Metcalf *et al.*, 2008).

De la complexité expérimentale des sessions de capture du mouvement

Une des principales difficultés rencontrées au cours de ce travail de recherche a été de gérer les nombreuses occlusions de marqueurs au cours du post-traitement des captures de mouvement, ainsi que pendant l'analyse cinématique des mouvements de la main à l'aide des captures labellisées. En effet, de nombreuses disparitions de marqueurs, parfois sur de longues périodes, ont été constatées lors de la labellisation. Or, à chaque occlusion de marqueur, il est nécessaire de les ré-identifier et de reconstruire la partie de la trajectoire manquante à l'aide du logiciel, ce qui rallonge considérablement cette phase de labellisation. Parfois, lorsque les marqueurs disparaissent sur plusieurs images successives, il a été impossible de reconstruire la partie de la trajectoire manquante avec le logiciel, car celle-ci devient aberrante. La suppression d'un marqueur n'est pas sans conséquence pour la suite l'analyse, car trois marqueurs par segment sont nécessaires pour pouvoir, d'une part estimer les paramètres cinématiques des articulations, et d'autre part construire les repères fonctionnels de chacun des segments nécessaire à la description cinématique des mouvements articulaires. Ainsi, seules les captures de mouvement de deux tiers des sujets ont pu être en partie ou complètement analysées. Ce ratio de sujets ayant pu être analysés se rapproche de celui présenté dans la thèse de Savescu (2006). Plusieurs raisons peuvent expliquer ces nombreuses occlusions de marqueurs (Degeorges *et al.*, 2005). D'une part, bien que des consignes de précaution ait été données aux sujets, certains marqueurs ont été

involontairement cachés pendant l'exécution des mouvements. Par exemple, dans le cas de la flexion des articulations IPP et IPD, de nombreux marqueurs collés sur les extrémités distales des doigts ont été cachés dans le creux de la paume en flexion complète pour la plupart des sujets. Une solution proposée par Degeorges *et al.* (2005) pour limiter ce genre d'occlusion est de coller les marqueurs aux extrémités de tiges fixées sur des supports en plastique collés sur la peau du sujet. Toutefois, cette méthode limite les amplitudes de mouvement et nécessite une plus grande vigilance de la part du sujet de façon à ce qu'il n'y ait pas d'accrochage des tiges au cours du mouvement. D'autre part, il faut veiller à ce que l'inertie du support sur lequel sont fixées les tiges ne génère pas d'artefact sur les trajectoires des marqueurs. D'autres occlusions sont également apparues lorsque la main était située entre le sujet et l'objet à saisir, rendant ainsi les marqueurs invisibles par rapport aux caméras. Les occlusions de marqueurs peuvent être dues à la baisse de qualité du revêtement réfléchissant au fur et à mesure de leur utilisation. En effet, bien que des précautions aient été prises au moment de coller les marqueurs sur la peau, de la colle se dépose parfois sur le revêtement réfléchissant, réduisant ainsi leur visibilité. Dans le cas des marqueurs de petites tailles, cette surface réfléchissante est faible et peut devenir rapidement inutilisable au fur et à mesure des utilisations. Une solution à ce problème serait de changer régulièrement les marqueurs, mais cela augmenterait le coût des sessions de capture du mouvement. Une autre solution serait d'augmenter la taille des marqueurs, ce qui augmenterait la surface réfléchissante. Toutefois, il faut veiller à ce que les marqueurs ne soient pas collés trop près des articulations, et qu'ils ne soient pas trop proches les uns des autres. La solution ultime serait de ne plus avoir de marqueurs, mais les solutions « markerless » ne sont pas encore assez robustes et précises (Coleca *et al.*, 2015; Corazza *et al.*, 2007).

De la modélisation cinématique pour les différentes articulations de la main

Une fois les marqueurs labellisés, les trajectoires des marqueurs ont été exportées sous forme de fichiers afin de pouvoir les analyser à l'aide de routines de calculs développées sur Matlab (Matworks Inc., Natick, MA). Toutefois, pour pouvoir analyser les trajectoires des marqueurs, il a été nécessaire de décrire les articulations de la main autour desquelles les déplacements des marqueurs s'effectuent. Nous avons vu qu'en cinématique, la description d'un déplacement d'un point par rapport à un repère choisi s'effectue à l'aide de trois translations et de trois rotations. C'est pourquoi un certain nombre d'hypothèses simplificatrices concernant la description des articulations a dû être fait afin de développer des outils d'analyse cinématique qui soient en adéquation avec les mouvements observés. Parmi les hypothèses faites, les os de la main ont été supposés comme étant rigides et les liaisons qui les relient comme étant parfaites (Buchholz & Armstrong, 1992). D'autre part, les articulations de la main sont généralement modélisées par des liaisons pivot, des joints de Cardan, ou alors par des liaisons sphériques. Enfin, les déplacements des axes de rotation étant petits, environ 1 mm (Gustus *et al.*, 2012), à l'exception du pouce, les AoR sont supposés fixes. Ainsi, plusieurs modèles cinématiques de la main ont été proposés dans la littérature scientifique. Suite aux hypothèses faites par les auteurs sur la modélisation des articulations, le nombre des DDL diffère d'un modèle à un autre. L'objectif étant de trouver un compromis entre la complexité anatomique de la main, la précision avec lequel les mouvements de la main peuvent être mesurés, et l'efficacité des calculs nécessaires à la description de ces mouvements.

Dans le cadre de cette thèse, les articulations MCP1 et IP1 du pouce, ainsi que les articulations IPP et IPD des doigts II à V, sont modélisées par des liaisons pivot à 1 DDL. Les articulations MCP des doigts II à V, ainsi que l'articulation RC du poignet ont été modélisées par des joints de Cardan dont les axes de rotation sont orthogonaux. L'articulation TMC du pouce a été modélisée par deux liaisons pivot dont les axes de rotation sont supposés concourants mais non-orthogonaux. Enfin, nous avons supposé la paume de la main comme étant un unique segment rigide. Si un fort consensus est observé dans la littérature scientifique concernant la modélisation des articulations IP1 du pouce et des articulations IPP et IPD des doigts II à V par des liaisons pivot, ainsi que pour la modélisation des articulations MCP des doigts II à V et RC du poignet par des joints de Cardan dont les axes sont

orthogonaux (Bullock *et al.*, 2012; Goislard de Monsabert *et al.*, 2014; Stillfried & Smagt, 2010), cela est moins évident pour les articulations TMC et MCP1 du pouce, ainsi que les articulations de la paume. Concernant les articulations de la paume, certains auteurs ont préféré les supposer comme rigides à cause du manque d'accessibilité aux mouvements à l'aide des marqueurs externes (Bullock *et al.*, 2012), alors que d'autres auteurs ont tenté de quantifier les déformations de l'arche palmaire (C.D. Metcalf *et al.*, 2008) ou de les modéliser (Cobos *et al.*, 2010; A. Savescu, 2006). Pour des raisons de manque d'accessibilité aux articulations, mais aussi pour des raisons de simplification des calculs, nous avons préféré supposer la paume comme un segment fixe. Concernant l'articulation MCP1, celle-ci est généralement modélisée par un joint de cardan dont les axes de rotation sont concourants et orthogonaux. En effet, Hollister *et al.* (1992) ont montré que l'angle entre les axes de F-E et d'A-A était en moyenne de $88 \pm 12.2^\circ$, donc ces axes peuvent être considérés comme étant quasiment orthogonaux. Cependant, en plus d'être difficile à quantifier, Kapandji (2005) a montré que le mouvement d'A-A de l'articulation MCP1 n'était pas actif mais passif. Ces raisons expliquent pourquoi nous avons préféré modéliser l'articulation MCP1 par une liaison simple pivot en F-E. Du fait que l'articulation TMC soit également difficilement accessible, et que les AoR en F-E et en A-A soient inclinés entre eux et par rapport aux plans anatomiques de référence, rende l'étude et la modélisation de l'articulation TMC extrêmement difficile (Bullock *et al.*, 2012; Chèze *et al.*, 2001; Cooney *et al.*, 1981). Dans le cadre de cette thèse, nous avons donc modélisé l'articulation TMC par deux liaisons pivot dont les axes de rotation sont concourants mais non orthogonaux. Cette solution privilégie une approche clinique plan par plan, mais aura le désavantage d'être mathématiquement non unique.

De la validation des méthodes fonctionnelles d'estimation des paramètres cinématiques

Afin de pouvoir étudier la cinématique des mouvements de la main et de pouvoir quantifier correctement les amplitudes de mouvement, il est nécessaire de définir dans un premier temps les LCS des segments proximal et distal pour chaque articulation. Pour cela, deux définitions de repères existent dans la littérature (Goislard de Monsabert *et al.*, 2014; Kontaxis *et al.*, 2009) : les repères anatomiques et les repères fonctionnels. Dans le cas des repères anatomiques, des recommandations ont été proposées par l'ISB (Wu *et al.*, 2005) sur l'identification des différents points anatomiques et la construction des différents axes des repères anatomiques. Toutefois, les points anatomiques sont difficilement accessibles et nécessitent parfois de disposer de matériels d'imagerie médicale adaptés. Dans le cas des repères fonctionnels, noté FCS, un des axes du repère correspond à l'un des axes fonctionnel de l'articulation. En plus d'être simple à mettre en place, cette méthode de définition des FCS permet de quantifier avec une plus grande précision les amplitudes de mouvement des articulations, notamment les mouvements autour des axes de rotation secondaires (Goislard de Monsabert *et al.*, 2014; Kontaxis *et al.*, 2009). Cette méthode de définition des repères nécessite d'estimer avec précision les CoR et les AoR des articulations. Pour cela deux approches existent dans la littérature : l'approche prédictive et l'approche fonctionnelle. La première approche utilise des relations empiriques sur des données anthropométriques pour l'estimation des paramètres cinématiques de l'articulation, alors que la deuxième approche estime la position et l'orientation des CoR et des AoR à partir des trajectoires des marqueurs. L'utilisation des trajectoires des marqueurs permet une estimation plus précise des paramètres cinématiques que dans le cas de l'approche prédictive. Différentes méthodes fonctionnelles ont été proposées dans la littérature scientifique (Chang & Pollard, 2007a; Ehrig *et al.*, 2006; Marin *et al.*, 2003; Piazza *et al.*, 2001; Woltring *et al.*, 1985). Certaines d'entre elles permettent d'estimer la position d'un CoR (Chang & Pollard, 2007b; Ehrig *et al.*, 2006; Marin *et al.*, 2003; Piazza *et al.*, 2001), alors que d'autres permettent d'estimer la position et l'orientation d'un AoR (Chang & Pollard, 2007a; Woltring *et al.*, 1985). D'autre part, certaines méthodes fonctionnelles consistent à superposer, au sens des moindres carrés, des formes géométriques aux trajectoires des marqueurs. Pour cela, les auteurs supposent qu'un des segments de l'articulation soit au repos, et que l'autre segment soit mobile. Les trajectoires du segment mobile étant de forme circulaire, plane ou sphérique en fonction de l'articulation étudiée, les formes

géométriques superposées sont des plans, des cercles ou des sphères. Ainsi Chang & Pollard (2007a) estiment la position et l'orientation des AoR en F-E des articulations de l'index en superposant des cercles aux trajectoires des marqueurs pour chaque articulation. Dans une autre étude, Chang & Pollard (2007b) estiment la position du CoR de l'articulation TMC en superposant, au sens des moindres carrés, des sphères aux trajectoires des marqueurs du 1^{er} métacarpien. A contrario des méthodes fonctionnelles d'estimation par superposition au sens des moindres carrés, d'autres auteurs préfèrent, quant à eux, estimer la position du CoR en recherchant le point autour duquel les transformations de corps rigides des segments sont effectuées et dont les déplacements de ce point sont minimum au cours du mouvement. Dans l'étude de Marin *et al.* (2003), le CoR est estimé en déterminant le point pour lequel les déplacements sont minimaux au cours des différentes transformations du mouvement de corps rigide du segment mobile par rapport au segment de référence. Ehrig *et al.* (2006) ont également opté pour cette même approche pour l'estimation du CoR. Toutefois, ces derniers estiment la position du CoR de l'articulation à partir des transformations de corps rigides des deux segments mobiles, en plus d'utiliser une fonction et une méthode d'optimisation différentes. Ces différentes méthodes fonctionnelles d'estimation conviennent dans le cas où le CoR ou l'AoR de l'articulation étudiée est supposé fixe. Dans le cas où le CoR ou l'AoR de l'articulation sont supposés mobiles, il est alors préférable d'utiliser une méthode alternative comme les axes de vissage (Chang & Pollard, 2007a; Woltring *et al.*, 1985).

Au cours de cette thèse, trois méthodes fonctionnelles ont été utilisées. Deux d'entre elles permettent d'estimer la position du CoR : la méthode « Sphere-Fitting » et la méthode « SCoRE » (Ehrig *et al.*, 2006). La troisième méthode, dite « Circle-Fitting », permet d'estimer la position et l'orientation de l'AoR. Pour les méthodes « Sphere-Fitting » et « Circle-Fitting », on se place dans le cas où un des segments est au repos et l'autre segment est mobile. Pour cela, les trajectoires des marqueurs des segments proximal et distal sont exprimées dans le LCS du segment distal. Dans le cas de la méthode « Sphere-Fitting », on suppose que la trajectoire du marqueur appartient à une calotte sphérique. Après avoir calculé la trajectoire du marqueur barycentrique à l'aide des trajectoires des marqueurs du segment mobile, la position du CoR de l'articulation correspond au centre de la sphère se superposant, au sens des moindres carrés, aux trajectoires du marqueur barycentrique. Dans le cas de la méthode « Circle-Fitting », on suppose que la trajectoire du marqueur est contenue dans un plan et qu'elle est de forme circulaire. Un marqueur barycentrique est également calculé à partir des marqueurs du segment mobile. Ensuite, l'orientation de l'AoR est déduite de la normale du plan des moindres carrés se superposant au mieux à la trajectoire du marqueur barycentrique. Après projection de la trajectoire du marqueur sur le plan des moindres carrés, la position de l'AoR est déduite à partir du centre du cercle des moindres carrés se superposant au mieux à la trajectoire projetée.

Les performances en termes de précision des méthodes fonctionnelles d'estimation des CoR et des AoR ont été évaluées à l'aide d'un modèle *in silico* de la main créé sur Adams.MSC (MSC Software Inc., Santa Ana, CA, USA). Les différents segments de la main ont été modélisés, ainsi que les marqueurs collés sur la peau. Les CoR et les AoR ont été définis pour chacune des articulations du modèle, ainsi que les amplitudes de mouvement. Toutefois, nous n'avons pas tenu compte des artefacts dus aux mouvements de peau et aux erreurs de mesure des systèmes de capture du mouvement (Ehrig *et al.*, 2006). Les mouvements implémentés dans le modèle *in silico* étaient parfaits. L'évaluation des méthodes d'estimation des CoR pour l'ensemble des articulations MCP a été effectuée à l'aide des mouvements de F-E et d'A-A. Les comparaisons entre les CoR estimés à ceux implémentés dans le modèle montrent des résultats identiques et d'une précision inférieure à 0,01 mm pour les méthodes « Sphere-Fitting » et « SCoRE ». En revanche, des différences de précision ont été observées entre les deux méthodes dans le cas des articulations TMC du pouce et RC du poignet. Dans le cas de l'articulation TMC, une meilleure précision d'estimation est obtenue avec la méthode « Sphere-Fitting ». Dans le cas de l'articulation RC, c'est avec la méthode « SCoRE » que l'estimation CoR est la plus précise. De même, la précision de la méthode « Circle-Fitting » a été évaluée pour l'ensemble des articulations IP, en comparant la position et l'orientation estimées de l'AoR à la

position et l'orientation théorique de l'axe implémenté dans le modèle pour chaque articulation. Les résultats montrent que les axes de rotation sont estimés avec une erreur de position largement inférieure à 0,01 mm, et une erreur d'orientation inférieure à 0,06°. Ces résultats montrent que les méthodes fonctionnelles étudiées permettent d'estimer les positions et les orientations des CoR et des AoR avec précision, à l'exception de la méthode « SCoRE » dans le cas de l'articulation TMC. En revanche, la robustesse de ces méthodes d'estimation n'a pas été évaluée dans le cas où des artefacts, dus aux mouvements de peau et aux erreurs de mesure des systèmes de capture du mouvement, ont été ajoutés aux trajectoires des marqueurs du modèle *in silico* de la main. En effet, la description de ces artefacts dus aux mouvements de peau reste encore peu étudiée et, bien que ces artefacts soient généralement modélisés par des bruits aléatoires de distribution normale ou par des sinusoides (Chang & Pollard, 2007a, 2007b; Ehrig *et al.*, 2006), aucun consensus quant à leur description n'a pour le moment été trouvé. C'est pourquoi la modélisation des déplacements de la peau sur la main reste pour le moment une question ouverte.

De la validation des méthodes d'estimation des paramètres cinématiques des articulations

L'étude de la qualité d'estimation des paramètres cinématiques des articulations a été effectuée à l'aide des captures expérimentales de mouvements. Dans le cas de la méthode « Circle-Fitting », cette étude a été effectuée pour l'ensemble des articulations en F-E. Dans le cas de l'A-A, cette étude s'est limitée uniquement aux articulations MCP des doigts II à V, ainsi qu'à l'articulation TMC et MCP1 du pouce, et à l'articulation RC du poignet. Dans le cas du mouvement de F-E des articulations IP1 du pouce, ainsi que des articulations IPP et IPD des doigts II à V, les RMSE des plans et des cercles des moindres carrés obtenus à partir des captures de mouvement de l'ensemble des sujets étaient de l'ordre de quelques dixièmes de millimètre. Compte tenu des amplitudes de rotation en F-E de ces articulations, ces résultats nous ont permis d'en conclure que ces mouvements pouvaient être assimilables à des mouvements plans et circulaires, et que l'ensemble des articulations IP étaient modélisables par des liaisons pivot. Si effectivement les RMSE des plans des moindres carrés obtenus pour ces articulations sont de l'ordre du centième de millimètre, les RMSE des cercles des moindres carrés sont supérieurs et de l'ordre de quelques dixièmes de millimètre. Une explication à ces résultats peut être le fait que les AoR des articulations IP1 du pouce, ainsi que des articulations IPP et IPD des doigts II à V, ne sont pas tout à fait fixes et qu'il existe des déplacements d'environ 1 mm des AoR (Smagt & Stillfried, 2008). Cette différence de RMSE entre les plans des moindres carrés et les cercles des moindres carrés peut être également due aux mouvements de peau qui ont lieu principalement suivant l'axe longitudinal (Ryu *et al.*, 2006). Dans le cas des mouvements de F-E et d'A-A des articulations MCP, TMC du pouce et RC du poignet, nous avons observé des RMSE des plans des moindres carrés de l'ordre de quelques centièmes de millimètre, avec de meilleurs résultats obtenus pour l'ensemble de ces articulations dans le cas du mouvement d'A-A. Des écarts plus importants entre les RMSE en F-E et ceux en A-A ont été obtenus dans le cas des cercles des moindres carrés, avec des valeurs aux alentours de 0,5 mm dans le cas de la F-E à des valeurs de l'ordre de quelques millimètres dans le cas de l'A-A pour l'ensemble des articulations. Si les faibles valeurs des RMSE obtenues en F-E pour les articulations MCP, TMC du pouce et RC du poignet, permettent d'assimiler la F-E à un mouvement plan et circulaire, et de modéliser ces articulations par des liaisons pivot en F-E, cette conclusion est en revanche moins évidente dans le cas du mouvement d'A-A du fait des valeurs importantes des RMSE des cercles des moindres carrés. En effet, van der Smagt *et al.* (2008) considèrent que pour des déplacements d'environ 1 mm de la position des AoR, ces derniers peuvent être considérés comme fixes. En revanche, aucune précision n'est donnée dans le cas où les variations de la position de l'AoR atteignent 4,8 mm, comme c'est le cas dans l'articulation TMC (Smagt & Stillfried, 2008). C'est pour cette raison, mais également parce que le mouvement global de la main est celui de la F-E, que nous avons préféré par la suite travailler avec les AoR en F-E de l'ensemble des articulations pour la construction des FCS des segments adjacents, à l'exception de l'articulation TMC du pouce où l'AoR en A-A palmaire a également été pris en compte.

Une limitation à la méthode « Circle-Fitting » est qu'elle ne permet d'obtenir qu'un point sur l'AoR. En effet, la position et l'orientation de l'AoR sont estimées à partir de la trajectoire du marqueur barycentrique. Or, ce dernier est calculé à partir des positions des marqueurs collés sur le segment. Par conséquent, le centre du cercle des moindres carrés obtenu, avec lequel est définie la position de l'AoR, ne correspond pas forcément au CoR de l'articulation. Comme nous l'avons vu dans le chapitre II, les origines des FCS sont positionnées sur les CoR des articulations. De plus, les CoR des articulations sont utilisés pour la construction des axes des FCS, de façon à ce que l'orientation de l'axe de rotation interne-externe se rapproche de l'axe longitudinal du segment auquel il appartient. Dans le cas des articulations MCP1 et IP1 du pouce, ainsi que des articulations IPP et IPD des doigts II à V, les marqueurs collés sur ces phalanges ont une disposition telle que les centres des cercles des moindres carrés, sont situés à proximité des centres géométriques des articulations. Par conséquent, les positions des centres des cercles des moindres carrés peuvent être utilisées pour définir les origines et les axes des FCS des segments distaux aux articulations MCP1 et IP1 du pouce, ainsi que les articulations IPP et IPD des doigts II à V. Dans le cas des articulations MCP des doigts II à V, TMC du pouce et RC du poignet, la disposition des marqueurs ne permet pas définir directement l'origine du FCS une fois l'AoR estimé. En effet, un CoR est estimé pour chacune de ces articulations à partir des mouvements de F-E et d'A-A. Les axes en F-E et en A-A étant supposés concourants, les trajectoires des marqueurs barycentriques pour ces deux mouvements définissent donc une surface assimilable à une calotte sphérique à partir de laquelle est estimé le CoR à l'aide de la méthode « Sphere-Fitting ». Cette approche d'utiliser une méthode « Sphere-Fitting » pour estimer la position de l'AoR, puis une méthode « Plane-Fitting » pour estimer l'orientation de cet AoR a déjà été utilisée dans la littérature scientifique (Chang & Pollard, 2007a). Les RMSE des sphères des moindres carrés sont en moyenne compris entre 0,5 et 0,7 mm pour les articulations MCP des doigts II à V, TMC du pouce et RC du poignet. Ces valeurs correspondent à celles présentées dans l'étude d'Ehrig *et al.* (2006) et nous ont permis d'en conclure que les trajectoires des marqueurs en F-E et en A-A étaient effectivement assimilables à des calottes sphériques. Comme pour la méthode « Circle-Fitting », ces RMSE peuvent être dues aux mouvements de peau, bien que des précautions aient été prises à ne pas coller les marqueurs trop près des articulations. Ces mouvements de peau peuvent atteindre des amplitudes de l'ordre 11 mm dans le sens longitudinal et 6 mm dans le sens radio-ulnaire (Ryu *et al.*, 2006), déformant ainsi les trajectoires des marqueurs de la calotte sphérique initiale. D'autre part, nous avons supposé que les axes de F-E et d'A-A étaient concourants. T, Chèze *et al.* (2001) ont mesuré un écart de $0,7 \pm 0,5$ mm entre ces deux axes de rotation pour l'articulation TMC. De ce fait, les trajectoires des marqueurs en F-E et en A-A ne reposent pas exactement sur une même calotte sphérique, ce qui pourrait expliquer les valeurs des RMSE obtenus.

De la construction des repères fonctionnels et du choix de la description des rotations

Une fois les paramètres cinématiques des différentes articulations estimés, il a été possible de construire les FCS des différents segments de la main. Toutefois, bien que des recommandations aient été proposées par l'ISB (Wu *et al.*, 2005), celles-ci ne sont pas adaptées dans le cas de l'analyse cinématique des mouvements de la main (Cheze *et al.*, 2009). En effet, la méthode de décomposition des angles de Cardan proposée par l'ISB consiste à déterminer la première rotation autour de l'axe de F-E, puis la deuxième rotation autour de l'axe de P-S, enfin la troisième rotation autour de l'axe d'A-A. Cette méthode de décomposition s'inspire des recommandations faites par Grood & Suntay (1983), dans le cas de l'analyse du mouvement de l'articulation du genou où les mouvements de rotation se font principalement en F-E, puis en P-S. Or, si les mouvements se font principalement en F-E dans le cas de la main, le deuxième mouvement de rotation que l'on observe généralement sur la main n'est pas la P-S mais l'A-A. C'est pourquoi pour construire les FCS de la main, nous nous sommes appuyés, d'une part, sur les recommandations de l'ISB (Wu *et al.*, 2005) pour définir le sens des axes de rotation, ainsi que la convention de signe, et, d'autre part, sur les études de Chèze *et al.* (2009), Domalain (2010) et Goislard de Monsabert *et al.* (2014) pour définir les axes fonctionnels de rotation des articulations à partir desquels les FCS seront construits. Le mouvement global de l'ensemble des

articulations de la main étant un mouvement de flexion-extension, nous avons donc utilisé l'axe fonctionnel de F-E de chaque articulation pour construire le FCS du segment distal. Dans le cas de l'articulation TMC, nous avons montré que les AoR en F-E et en A-A palmaire n'étaient pas orthogonaux mais inclinés de $43,25 \pm 11,98^\circ$ pour la main droite et de $33,45 \pm 19,59^\circ$ pour la main gauche, ce qui correspond à l'angle d'inclinaison de $42 \pm 10^\circ$ trouvé par Chèze *et al.* (2001). Par conséquent, deux FCS ont été construits pour l'articulation TMC, l'un appartenant au premier métacarpien, et l'autre appartenant au segment du carpe. L'AoR d'A-A palmaire de l'articulation TMC étant situé à la base du premier métacarpien (Hollister *et al.*, 1992), celui-ci a été utilisé pour construire le FCS du premier métacarpien, tandis que l'AoR de F-E traversant le trapèze, ce dernier a été utilisé pour la construction du FCS du trapèze supposé fixe par rapport au segment du carpe. La description des mouvements de rotation articulaires autour des axes des FCS a été faite par décomposition des angles de Cardan. Des recommandations ont également été proposées par l'ISB (Wu *et al.*, 2005). Toutefois, l'ordre de décomposition des angles de Cardan étant basé sur les mouvements de l'articulation du genou, dont les principaux mouvements sont la F-E et la P-S (Grood & Suntay, 1983), celui-ci n'est pas adapté à la description des mouvements de la main, dont les principaux sont la F-E et l'A-A (Chèze *et al.*, 2009). C'est pourquoi nous nous sommes inspirés sur les études de Chèze *et al.* (2009) et de Goislard de Monsabert *et al.* (2014) pour définir l'ordre de décomposition des angles de Cardan, dont la première rotation est celle autour de l'axe de F-E, la deuxième rotation est celle autour de l'axe d'A-A, et la dernière est celle autour de l'axe de P-S.

L'ordre de décomposition des angles ayant été défini, il a été possible d'analyser les différents mouvements de la main. Cependant, nous avons constaté lors de la présentation des résultats que les AoR en F-E des articulations IPP et IPD des doigts II à V étaient inclinés de $11,95 \pm 8,58^\circ$, $9,83 \pm 5,53^\circ$, $5,72 \pm 2,82^\circ$ et $21,03 \pm 2,55^\circ$, respectivement, pour la main droite, et de $10,49 \pm 3^\circ$, $6,53 \pm 4,03^\circ$, $13,99 \pm 9,82^\circ$ et $28,31 \pm 11,2^\circ$, respectivement, pour la main gauche. Tsai *et al.* (2011) ont également montré que les axes de rotation des articulations IPP et IPD n'étaient pas parallèles. Toutefois, nous n'avons pas pu comparer les angles d'inclinaison à ceux de Tsai *et al.* (2011) car, en plus de ne pas être parallèles, les orientations des AoR des articulations IPP et IPD ne sont pas fixes (Kapandji, 2005; Tsai & Lee, 2011) et peuvent varier jusqu'à 14° (Miyata *et al.*, 2004). Si les angles d'inclinaison entre les AoR de IPP et IPD du doigt II sont similaires pour la main droite et la main gauche, des écarts plus importants sont observés dans le cas des doigts III, IV et V. Ces différences d'inclinaison peuvent être dues aux mouvements de peau, qui ajoutent une erreur de mesure sur les trajectoires réelles des marqueurs, et qui impactent par la suite l'estimation des orientations des AoR des articulations. Ces différences d'inclinaison peuvent aussi être dues à la mauvaise qualité de certaines captures de mouvement dont les occlusions ont nécessité la reconstruction de certaines trajectoires. Du fait de ces inclinaisons entre les AoR en F-E des articulations IPP et IPD, ou les AoR en F-E et en A-A palmaire pour l'articulation TMC, lorsque la main est en position de référence, les axes des FCS des segments proximal et distal pour chaque articulation ne sont pas alignés. En d'autres termes, les angles de Cardan ne sont pas nuls lorsque la main est en position de référence, et nous avons appelés ces angles résiduels « angles d'offset ». Or, bien que ces inclinaisons entre les AoR n'ont pas d'influence sur le calcul des amplitudes totales de mouvement (Coupier *et al.*, 2014), une définition correcte de la position de référence permettrait de pouvoir quantifier les amplitudes de mouvement en flexion, en extension, en abduction, en adduction, en pronation et en supination. Cette position de référence correspond à celle où la paume et les doigts II à V sont étendus de telle sorte que : l'axe de chacun des doigts soit dans le prolongement de l'axe longitudinal du métacarpien auquel appartient le doigt, et que les axes longitudinaux du troisième métacarpien et du doigt III soient alignés par rapport à l'axe de l'avant-bras (Delprat *et al.*, 2005). Dans le cas du pouce, la position de référence correspond à celle où le pouce est oblique par rapport aux plans de référence de la main (Delprat *et al.*, 2005). Toutefois, cette position de référence n'ayant pas toujours été respectée lors de la capture du mouvement, nous en avons défini une autre afin de rendre les courbes des angles de Cardan comparables entre les sujets. Cette position correspond à celle où l'ensemble des doigts, ainsi

que le pouce, sont étendus dans le plan palmaire et joints, et où l'axe longitudinal du doigt III est aligné par rapport à ceux du 3^{ème} métacarpiens et de l'avant-bras. Afin que les axes des FCS des segments proximal et distal soient alignés pour chaque articulation lorsque la main est en position de référence, une transformation géométrique a été appliquée au FCS du segment proximal. Cette même transformation géométrique a été appliquée au FCS du segment proximal à chaque instant au cours du mouvement. Ensuite, la matrice de rotation du nouveau FCS du segment proximal vers le FCS du segment distal a été calculée pour en déduire les angles de Cardan du mouvement à chaque instant.

Ces méthodes de construction des FCS, de compensation des angles d'offset et de décomposition des angles de Cardan, autrement dit, cette méthode d'analyse cinématique des mouvements a été étudiée pour validation à l'aide du modèle *in silico* de la main. Les mouvements étudiés étaient : (i) F-E des articulations MCP, IPP et IPD des doigts II à V, ainsi que des articulations MCP1 et IP1 du pouce ; (ii) A-A des articulations TMC et MCP1 du pouce, ainsi que des articulations MCP des doigts II à V ; (iii) F-E de l'ensemble des articulations de la colonne du pouce ; (iv) F-E de l'articulation RC du poignet ; (v) A-A de l'articulation RC du poignet. Les très bons résultats obtenus pour l'ensemble des articulations, à l'exception des articulations TMC et MCP1 du pouce, aussi bien sur la forme des courbes des angles de Cardan obtenus que sur les amplitudes de ces courbes, ont permis de valider la méthode d'analyse cinématique pour ces articulations. Dans le cas des articulations TMC et MCP1 du pouce, les courbes ne correspondent pas aux mouvements de rotation que nous avons imposé au modèle *in silico*. En effet, les amplitudes des courbes des angles ne correspondent pas à celles des mouvements imposés au modèle, et des rotations autour de certains axes sont observées alors qu'elles n'existent pas dans le mouvement imposé. Ces différences d'analyse peuvent s'expliquer par le fait que les mouvements, à partir desquels les paramètres cinématiques des articulations TMC et MCP1 ont été estimés pour la construction des FCS, ne sont pas exactement ceux des axes de rotation des mouvements de F-E ou d'A-A. En effet, il a été nécessaire pour les articulations MCP1 et TMC de combiner plusieurs mouvements de rotation, parfois autour des trois axes, pour que les mouvements du modèle du pouce se rapprochent des mouvements en F-E et d'A-A d'un pouce réel, c'est-à-dire des mouvements qui soient effectués dans des plans différents des plans de référence de la main, et qui permettent des déplacements du pouce en avant du plan palmaire (Delprat *et al.*, 2005; Adalbert -I. Kapandji, 2005). Or pour pouvoir décrire correctement les mouvements de rotation des articulations, il est important que les AoR soient estimés avec précision et qu'ils soient alignés aux AoR réels de l'articulation. Pour cela, il est important que les mouvements fonctionnels effectués par les sujets, et utilisés pour l'estimation des paramètres cinématiques, soient effectués correctement. En effet, les méthodes d'estimation des AoR étant sensibles aux mouvements effectués par les sujets, une mauvaise exécution des mouvements fonctionnels peut conduire à des erreurs d'estimation de positions et d'orientations des AoR (Cheze *et al.*, 2009; Goubier *et al.*, 2009). Comme ces AoR sont utilisés pour la construction des FCS nécessaire à la description cinématique des mouvements articulaires, une mauvaise estimation des AoR peut donc conduire à des erreurs de calculs des angles de Cardan. Il est donc possible que les mouvements de F-E et d'A-A des articulations TMC et MCP1 du modèle *in silico* ne soient pas exactement contenus dans les plans de F-E et d'A-A, respectivement, de ces articulations. Cette modélisation des mouvements de F-E et d'A-A des articulations TMC et MCP1 peut être à l'origine des erreurs en amplitude des angles de Cardan observés lors de l'analyse cinématique des mouvements, ainsi que l'apparition de rotations autour d'axes secondaires. Ce type d'erreur, appelé « crosstalk cinématique », est d'autant plus important que l'AoR estimé est incliné par rapport à l'AoR réel de l'articulation (Coupier *et al.*, 2014; Piazza & Cavanagh, 2000). Ce phénomène est particulièrement présent dans le cas de l'articulation TMC (Domalain, 2010) où aucun consensus n'a été trouvé pour le moment sur l'orientation des plans de F-E et d'A-A palmaire (Coupier *et al.*, 2015; Goislard de Monsabert *et al.*, 2014), et, qui plus est, dont les axes de rotation ne sont pas orthogonaux (Chèze *et al.*, 2001; Hollister *et al.*, 1992).

Une des limitations concernant cette étude de validation de la méthode d'analyse cinématique des mouvements à l'aide d'un modèle *in silico* de la main est que les trajectoires étudiées sont des

trajectoires autour d'axes fixes (liaisons pivot et sphériques parfaites). Or comme nous l'avons vu dans le chapitre I, les trajectoires des marqueurs issus d'une capture du mouvement sont entachées d'artefacts et de bruits de mesure. En effet, de nombreuses erreurs de mesure viennent s'ajouter aux trajectoires des marqueurs. Ces artefacts proviennent d'une part du bruit des systèmes de capture du mouvement, appelé « bruit blanc » (Skogstad *et al.*, 2013), et d'autre part des mouvements de peau qui provoquent un mouvement relatif entre les marqueurs d'un même ensemble, ainsi qu'un mouvement de cet ensemble par rapport à l'os sous-jacent du segment sur lequel les marqueurs sont collés (Gustus *et al.*, 2012; J. H. Ryu *et al.*, 2006). Il serait intéressant d'observer l'influence de ces artefacts sur les résultats des analyses cinématiques, ce qui permettrait d'étudier la robustesse de la méthode d'analyse cinématique. Pour cela, on pourrait par exemple ajouter un bruit cyclique modélisant les mouvements de peau, ainsi qu'un bruit aléatoire modélisant le « bruit blanc », aux trajectoires des marqueurs du modèle *in silico*. Dans l'étude d'Ehrig *et al.* (2006), la précision de la méthode « SCoRE » a été évaluée en ajoutant du bruit aux trajectoires des marqueurs d'un modèle *in silico* de la hanche. Le bruit ajouté aux trajectoires avait pour but de modéliser le mouvement relatif entre les marqueurs d'un même ensemble, ainsi que les mouvements de cet ensemble par rapport à l'os sous-jacent, dus aux mouvements de peau. Cette étude a montré que les artefacts dus aux mouvements de peau ont une influence importante sur la précision des méthodes d'estimation de type « Sphere-Fitting », alors que la méthode « SCoRE » est moins influencée. La méthode de compensation des angles d'offset possède également une limitation. En effet, le calcul de la matrice de transformation permettant de compenser les angles d'offset à chaque instant est effectué depuis la position de référence de la main. Or, cette position de référence peut être difficile à atteindre dans le cas des sujets pathologiques et sont difficilement reproductibles inter-sujets du fait des nombreux DDL. Ce problème a également été soulevé dans l'étude de Coupier *et al.* (2015). Toutefois, aucune procédure n'a été proposée par ces derniers pour définir une position de référence dans le cas des sujets pathologiques.

De l'analyse cinématique des mouvements *in vivo*

Après avoir analysé les mouvements du modèle *in silico* de la main, la méthode d'analyse cinématique a été appliquée à l'étude des mouvements fonctionnels *in vivo* à partir des captures de mouvement de la main de sujets sains volontaires. Nous avons ainsi pu constater pour le mouvement de F-E des articulations IPP et IPD que les variations des angles de Cardan étaient présentes principalement autour de l'axe de flexion-extension, et que ces courbes étaient similaires entre les différents sujets, aussi bien pour la main droite que pour la main gauche. De plus, les amplitudes des variations angulaires de ces articulations autour de l'axe de flexion-extension sont similaires à celles trouvées dans la littérature, à l'exception des articulations IPP5 et IPD5 où les valeurs obtenues sont très faibles. De faibles variations angulaires sont également observées autour des axes d'inclinaison radio-ulnaire et de rotation interne-externe. Toutefois, il est difficile de trouver des similitudes entre les courbes des différents sujets. Les courbes obtenues sont cohérentes par rapport à celles présentées par Coupier *et al.* (2015). En effet, les rotations ont lieu principalement autour de l'axe de flexion, et les amplitudes de variations angulaires sont proches de celles que nous avons trouvées. Si peu de variations des angles de Cardan sont également observées autour de l'axe de pronation-supination pour les articulations IPP et IPD des doigts II à IV sur les courbes de Coupier *et al.* (2015), on constate, cependant, que le mouvement de flexion s'accompagne d'un mouvement de supination pour les articulations IPP5 et IPD5, ce qui permet de faciliter la mise en opposition du doigt V par rapport au pouce (Adalbert -I. Kapandji, 2005). On constate également que le mouvement de flexion des articulations IPP et IPD s'accompagne également une d'une inclinaison radiale pour les articulations IPP2 et IPD2 et d'une inclinaison ulnaire pour les articulations IPP et IPD des doigts IV et V.

Pour le mouvement de F-E des articulations MCP des doigts II à V, on constate que la rotation se fait aussi principalement autour de l'axe de flexion-extension, que les courbes sont semblables entre les sujets, et que les amplitudes sont pour la plupart se rapprochent de celles trouvées dans la littérature pour la plupart des articulations des mains droites et gauches. Des variations angulaires sont également

constatées autour des axes d'inclinaison radio-ulnaire et de rotation interne-externe. Il est difficile de trouver des similitudes entre les courbes des différents sujets. Cependant, il semble que le mouvement de flexion des articulations MCP s'accompagne d'un mouvement d'inclinaison ulnaire pour les doigts II à V. On constate également pour la main droite que la flexion s'accompagne d'un mouvement de rotation interne pour la plupart de ces articulations, à l'exception des articulations MCP3, alors que pour la main gauche cette flexion s'accompagne d'un mouvement de rotation interne pour l'articulation MCP2 et d'un mouvement de rotation externe pour les articulations MCP4 et MCP5. Les courbes en flexion-extension sont de formes et d'amplitudes semblables à celles obtenues par Coupier *et al.* (2015). On constate également sur les courbes obtenues par ces derniers que le mouvement de flexion des articulations MCP s'accompagne d'un mouvement d'inclinaison ulnaire et de rotation externe pour les doigts II à V. Il a été montré par Kapandji (2005) que les axes des doigts II à V convergeaient vers un point situé à la base de la gouttière du pouls, ce qui expliquerait le mouvement d'inclinaison ulnaire des doigts afin de permettre ce rapprochement des axes. Dans le cas du mouvement d'A-A des articulations MCP des doigts II à V, on constate que la rotation se fait principalement autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire, avec une inclinaison radiale pour l'articulation MCP2 et une inclinaison ulnaire pour les articulations MCP4 et MCP5 sur l'ensemble des sujets analysés. Aucune rotation radio-ulnaire n'a été constatée pour l'articulation MCP3. Les formes des courbes obtenues sont de formes similaires entre les sujets, et entre la main droite et gauche, et les amplitudes trouvées correspondent à celles présentées dans la littérature. Les formes et les amplitudes des courbes sont également similaires à celles trouvées par Coupier *et al.* (2015). Comme avec ce dernier, on constate l'apparition d'un mouvement d'extension de petite amplitude des articulations MCP lorsque celles-ci sont en abduction complète.

Pour les articulations du pouce, nous avons constaté pour le mouvement de F-E de l'articulation IP1 que les variations angulaires avaient bien lieu principalement autour de l'axe de flexion-extension. De plus, les courbes obtenues montrent que le mouvement de flexion s'accompagne d'un mouvement d'inclinaison ulnaire et d'une rotation externe de petites amplitudes de l'articulation IP1. Les courbes en flexion-extension sont similaires à celles obtenues par Coupier *et al.* (2015). En revanche, on observe également sur ses courbes que le mouvement de flexion s'accompagne plutôt d'un mouvement d'inclinaison radiale et de rotation interne de petites amplitudes, ce qui serait plus en accord avec la description par Kapandji (2005). Dans le cas du mouvement de F-E des articulations MCP1 et TMC, l'analyse des courbes a été plus difficile à effectuer étant donné que la méthode d'analyse n'a pas été validée pour ces articulations. On peut néanmoins observer que les variations angulaires se font principalement autour des axes de flexion-extension. Des variations angulaires d'amplitudes non négligeables ont également été observées autour des axes d'inclinaison radio-ulnaire et de rotation interne-externe. Dans le cas des variations autour de l'axe d'inclinaison radio-ulnaire, il n'a pas été possible de déterminer des similitudes entre les courbes des différents sujets. Le même problème a été constaté pour les variations autour de l'axe de rotation interne-externe, en plus du peu de courbes ayant pu être obtenues pour la main gauche. Toutefois, il semble qu'un mouvement de rotation interne accompagne la flexion de l'articulation MCP1, et qu'un mouvement de rotation externe accompagne la flexion de l'articulation TMC. Bien que les amplitudes de mouvement total en flexion-extension se rapprochent fortement des valeurs présentées par Freivalds (2004) pour les articulations MCP1 et TMC. Les amplitudes déterminées par Coupier *et al.* (2015) sont plus petites que celles que nous avons trouvées. Par contre, on constate que les amplitudes en flexion des articulations MCP1 et TMC sont plus importantes qu'en extension, alors que c'est l'inverse qui est observé sur nos courbes. Les valeurs dépendent de la position de référence de la main à partir de laquelle les angles d'offset sont compensés. Si dans notre cas, elle correspond à celle où les doigts sont jointifs dans le plan palmaire, la position de référence utilisée par Coupier *et al.* (2015) n'est pas clairement définie. Toutefois, le choix de la position de référence que nous avons fait, n'explique pas le fait que les amplitudes en extension que nous avons obtenues pour les articulations MCP1 et TMC soient plus grandes que celles en flexion, alors que l'on peut logiquement s'attendre à l'inverse. Ce

problème d'amplitude peut, en revanche, s'expliquer par le fait que les angles de rotation des articulations MCP1 et TMC sont décrits à l'aide de repères orthogonaux, alors que les axes fonctionnels de rotation de ces articulations, comme les axes de F-E et d'A-A, ne sont pas orthogonaux (Domalain, 2010).

Comme nous avons pu le voir au cours de cette thèse, et comme cela est régulièrement mentionné dans la littérature (Chèze *et al.*, 2001, 2009; Cooney *et al.*, 1981; Domalain, 2010; Goubier *et al.*, 2009; Hollister *et al.*, 1992), les articulations MCP1 et TMC sont celles de la main les plus difficiles à étudier. D'une part, les segments proximaux et distaux de ces articulations, à l'exception de la phalange proximale du pouce, sont difficilement accessibles et sont soumis à des mouvements de peau importants, notamment le segment du métacarpien. D'autre part, il existe un manque de consensus concernant la définition des mouvements fonctionnels de l'articulation TMC (Coupier *et al.*, 2015; Goislard de Monsabert *et al.*, 2014) du fait de l'inclinaison des AoR en F-E et en A-A palmaire par rapport aux plans anatomiques de référence de la main (Cooney *et al.*, 1981). Or, comme nous l'avons vu précédemment, les méthodes fonctionnelles sont sensibles aux mouvements utilisés pour l'estimation des paramètres cinématiques. Une mauvaise exécution d'un mouvement fonctionnel entraîne une mauvaise estimation des paramètres cinématiques, puis à des erreurs de calcul des angles de Cardan. Cette mauvaise exécution des mouvements fonctionnels peut être due à des variations inter-sujets, mais aussi à un manque de consensus concernant la définition de ces mouvements (Domalain, 2010). De plus, les mouvements de l'articulation TMC sont décrits à l'aide de repères orthonormés alors que les AoR en F-E et A-A palmaire de l'articulation TMC sont inclinés entre eux (Chèze *et al.*, 2001; Hollister *et al.*, 1992), ce qui a pour conséquence de faire apparaître un phénomène de « crosstalk cinématique ». Ce phénomène est notamment présenté par Domalain (2010) où l'on observe la présence de variations en flexion-extension pendant le mouvement d'A-A palmaire de l'articulation TMC. Enfin, nous avons supposé que l'articulation MCP1 était une articulation pivot à 1 DDL en F-E, alors que plusieurs auteurs la modélisent par une liaison pivot à 2 DDL en F-E et en A-A. Nous avons fait ce choix car il n'était pas possible de mouvoir l'articulation MCP1 en A-A sans mouvoir l'articulation TMC, du fait que ce sont les mêmes muscles qui commandent ces articulations (Bullock *et al.*, 2012). D'autre part, peu d'information ont été trouvés dans la littérature sur la réalisation d'un mouvement spécifique permettant d'obtenir avec précision l'axe fonctionnel de rotation en A-A de l'articulation TMC. Nous avons simplement relevé que l'amplitude d'A-A de l'articulation MCP1 est maximale lorsque l'articulation TMC est en position de flexion intermédiaire (Kapandji, 2005).

Les courbes des angles de Cardan à la suite des analyses cinématiques des mouvements fonctionnels se rapprochent de celles de Coupier *et al.* (2015). Les différences pouvant exister entre nos courbes et les leurs peuvent provenir d'une part de la qualité des captures de mouvement, d'autre part par le fait qu'ils utilisent des supports en plastique collés sur la peau du sujet et adaptés aux formes géométriques des segments. Ces différences peuvent également provenir de la différence de position de référence choisie, ainsi que de la méthode de compensation des angles d'offset. Si aucune différence significative n'a été trouvée entre les amplitudes de mouvement des articulations de la main droite et celles de la main gauche, Coupier *et al.* (2015) ont quant à eux trouvé une différence significative entre les amplitudes de mouvement en F-E des articulations MCP, IPP et IPD de la main droite et celles de la main gauche. Toutefois, les courbes présentées par Coupier *et al.* (2015) correspondent aux valeurs moyennes des angles de Cardan sur trois cycles, alors que dans notre cas seul un cycle de mouvement n'a pu être étudié du fait de la mauvaise qualité des captures de mouvement. Par conséquent, nous n'avons pu calculer les angles de Cardan que sur un seul cycle. Les différences entre les formes et les amplitudes de nos courbes et celles de Coupier *et al.* (2015) peuvent également être dues à une différence de définition de la position de référence de la main et de méthode de compensation des angles d'offset. Cette position de référence et cette méthode de compensation ne sont pas clairement définies dans l'étude de Coupier *et al.* (2015), et sont donc très subjectives. Dans notre cas, la méthode de compensation a permis de compenser les angles d'offset entre les FCS des

segments proximal et distal en position de référence. La position de référence, quant à elle, correspond à celle où les doigts sont jointifs dans le plan palmaire. Si cette position de référence nous a permis d'obtenir des angles de Cardan d'amplitudes similaires à celles présentées dans la littérature, elle ne correspond cependant pas exactement à la position de référence anatomique de la main (Delprat *et al.*, 2005). Enfin, les mouvements de peau n'ont pas été pris en compte dans notre cas pour le calcul des angles de Cardan, ce qui peut avoir une influence sur la quantification des amplitudes de mouvement. En effet, les mouvements de peau provoquent des déplacements entre les marqueurs d'un même ensemble, ainsi que le déplacement global de cet ensemble par rapport à l'os sous-jacent au segment sur lequel il est collé. Ces artefacts dus aux mouvements de peau peuvent fausser l'estimation des paramètres cinématiques des articulations, et, par conséquent, le calcul des angles de Cardan. Différentes méthodes ont été proposées dans la littérature pour limiter les effets dus aux mouvements de peau, comme l'utilisation de support en plastiques sur lesquels sont collés les marqueurs (Coupier *et al.*, 2015; Degeorges *et al.*, 2005), la méthode de solidification proposée par Chèze *et al.* (1995) ou la méthode d'optimisation des mouvements de peau proposée par Lu & O'Connor (1999). L'utilisation de lamelles en plastique permet de supprimer les déplacements entre les marqueurs d'un même ensemble. Toutefois, elle ne supprime pas le déplacement global de cet ensemble par rapport à l'os sous-jacent au segment sur lequel il est collé (Coupier *et al.*, 2015; Degeorges *et al.*, 2005). Ce constat est le même dans le cas de la méthode de solidification par Chèze *et al.* (1995). En effet, cette méthode consiste à estimer, au sens des moindres carrés, un ensemble solide de marqueurs pour chaque segment à partir des trajectoires des marqueurs. L'estimation de cet ensemble solide de marqueurs permet de supprimer les déplacements entre les marqueurs, mais cela ne supprime pas le déplacement de l'ensemble par rapport à l'os sous-jacent (Chèze *et al.*, 1995). En plus d'améliorer la qualité des captures de mouvement, il serait également intéressant d'étudier l'influence d'une méthode de limitation des artefacts dus aux mouvements de peau sur l'estimation des paramètres cinématiques et sur le calcul des angles de Cardan.

Néanmoins, la méthode d'analyse développée est pertinente car elle permet une étude cinématique complète des mouvements de la main. Les courbes des angles de Cardan peuvent ainsi être exploitées pour identifier des corrélations entre les mouvements des différentes articulations de la main, comme celles que nous avons trouvées entre les articulations IPP et IPD en flexion et en extension ou celles trouvées par Cobos *et al.* (2010). Ces corrélations permettraient, par exemple, de réduire le nombre de paramètres à contrôler pour la reproduction de postures de la main en réalité virtuelle (Cobos *et al.*, 2010; Ip *et al.*, 2001) ou sur les robots (Greibenstein *et al.*, 2011). Ces angles de Cardan peuvent également être utilisés pour la description des postures de la main lors des mouvements de prises d'objet, afin de déterminer s'il existe des corrélations entre les angles articulaires et la géométrie des objets saisis. C'est dans cet objectif que nous avons étudié quelques mouvements de prise d'objets cylindriques et sphériques. Les deux types de prises décrites par Napier (1956), les prises de force et les prises de précision, ont été observés. Pour les objets cylindriques, seules des prises de force ont été utilisées par l'ensemble des sujets. Toutefois, seuls deux objets cylindriques, une petite et une grande bouteille, ont été utilisés pour étudier les postures de la main. Il aurait été intéressant d'étudier ces postures avec des objets de diamètres plus petits comme un stylo ou le manche d'un marteau. Dans le cas des objets sphériques, des prises de précision bi-digitales ou tri-digitales ont été utilisées par les différents sujets pour la bille, alors que des prises de précision avec les quatre premiers ou les cinq doigts ont été préférées pour la balle de tennis. Pour la balle de handball, c'est une prise pinta-digitale qui est systématiquement utilisée par les sujets. Si une plus grande diversité de mouvements est obtenue dans le cas des objets sphériques, cette bibliothèque de mouvements que nous avons étudiés reste très incomplète par rapport à l'infinité de postures que peut prendre la main pour s'adapter à la géométrie de l'objet à saisir et à la tâche à effectuer avec celui-ci (Napier, 1956). Toutefois, quelques corrélations entre les angles articulaires et la géométrie des objets saisis ont pu être constatées. Nous avons pu ainsi constater une diminution de l'angle de flexion des articulations MCP des doigts II à V sur l'ensemble des sujets lorsque le diamètre des objets cylindriques ou sphériques augmente. Cette

diminution de l'angle de flexion des articulations MCP a pour but d'ouvrir la pince pollici-digitale, afin de pouvoir y loger au mieux l'objet à saisir. Nous avons également constaté une augmentation de l'angle de flexion des articulations IPD des doigts II à V lorsque les sujets passaient de la petite bouteille à la grande. La même corrélation avait été observée par Savescu (2006). En revanche, nous avons observé une diminution de l'angle de flexion des articulations IPD pour les doigts en contact avec l'objet lorsque les sujets passaient de la bille à la balle de tennis, puis une augmentation de cet angle lorsqu'ils passaient de la balle de tennis à la balle de handball. Il semble qu'il y ait une diminution de l'angle de flexion des articulations IPD lorsque le diamètre de l'objet augmente, et ce jusqu'à un certain diamètre. Au-delà, c'est le phénomène inverse qui se produit, c'est-à-dire que l'angle de flexion des articulations IPD augmente lorsque le diamètre de l'objet augmente. En effet, les objets de très petit diamètre comme les aiguilles à coudre ou les billes de petits diamètres sont plus souvent pris avec l'extrémité distale de la pulpe des doigts, alors les objets de diamètre moyen, comme la balle de tennis, sont plutôt saisis avec la pulpe même. C'est cette différence de zone de contact qui provoque une flexion plus ou moins importante de l'articulation IPD. Lorsque le diamètre de l'objet devient trop important, comme dans le cas de la grande bouteille ou de la balle de handball, les sujets augmentent naturellement l'angle de flexion au niveau des articulations IPD afin de mettre les efforts de contact au maximum en opposition, ce qui permet de stabiliser la prise. Aucune corrélation n'a été trouvée entre les angles de F-E ou d'A-A des articulations du pouce et les différents diamètres des objets. Toutefois, la méthode d'analyse cinématique n'a pas été validée dans le cas du pouce. D'autre part, c'est notamment au niveau du pouce que les captures de mouvement de mauvaise qualité ont en grande partie été observées. Aucune corrélation n'a également été observée entre les angles d'A-A des articulations MCP et les différents diamètres des objets. Cependant, plusieurs facteurs viennent limiter cette étude de corrélation. D'une part, le nombre de sujets utilisés pour cette étude est trop faible pour pouvoir représenter objectivement l'ensemble de la population. D'autre part, de nombreuses captures de nombreuses occlusions, ont dus être écartées, nécessitant parfois même d'écarter certains sujets, limitant ainsi fortement l'ensemble de données exploitables. Enfin, le nombre de prises d'objets ayant été étudiées est très faible face à la diversité des postures que peut prendre la main. L'augmentation de nombre du sujets à étudier, ainsi que du nombre de prises d'objets permettrait une étude plus fine des corrélations entre les angles articulaires et les différentes postures que peut prendre la main en fonction des objets saisis et de la tâche à effectuer.

Conclusion

Conclusion

L'objectif de cette thèse était de contribuer à l'analyse cinématique in vivo et non invasive des mouvements de la main. Pour cela, un protocole de capture du mouvement à l'aide d'un système optoélectronique, ainsi qu'un protocole de pose des marqueurs, ont été mis en place, permettant ainsi la capture des mouvements fonctionnels et des mouvements de prise d'objets des mains droites et gauches d'une cohorte de neuf sujets de différentes tranches d'âges. Une méthode d'analyse cinématique à partir des trajectoires des marqueurs collés sur la peau du sujet a été mise en place, afin d'estimer les paramètres cinématiques des articulations de la main d'une part, et de décomposer les mouvements de chacune d'entre elles en trois rotations autour des axes du repère fonctionnel du segment proximal d'autre part. Trois méthodes fonctionnelles ont été utilisées pour estimer les paramètres cinématiques : la méthode « Circle-Fitting », la méthode « Sphere-Fitting » et la méthode « SCoRE ». La décomposition des angles de Cardan a été faite dans l'ordre suivant : flexion-extension, inclinaison radio-ulnaire et rotation interne-externe. Une étude à l'aide d'un modèle in silico de la main a permis de valider la méthode d'analyse cinématique que nous avons développée pour l'ensemble des articulations TMC et MCP1 du pouce. En effet, des problèmes ont été rencontrés pour la modélisation des mouvements de F-E et d'A-A des articulations TMC et MCP1 dans des plans différents des plans anatomiques de la main, empêchant ainsi une estimation correcte des paramètres cinématiques. Si des résultats d'analyse cinématique prometteurs ont été obtenus, il serait intéressant d'évaluer la précision de notre méthode d'analyse dans le cas où du bruit modélisant les mouvements de peau et les erreurs de mesure des appareils de capture du mouvement seraient ajoutés aux trajectoires des marqueurs. Bien qu'elle ait été fortement affectée par la qualité des captures de mouvement, l'analyse cinématique des mouvements fonctionnels à l'aide de la méthode que nous avons développée, nous a permis d'obtenir des courbes de formes et d'amplitudes comparables à celles présentées dans la littérature, à l'exception des articulations TMC et MCP1 dont l'étude cinématique des mouvements reste difficile et sujette à des discussions passionnées dans le milieu scientifique. Enfin, l'étude des mouvements de prise d'objets nous a permis de trouver des corrélations intéressantes entre les angles articulaires et les différentes postures de préhension effectuées par les sujets. Devant la multitude de postures que peut prendre la main, il serait intéressant d'enrichir notre bibliothèque de mouvements de prise d'objets, afin d'affiner les recherches sur les différentes corrélations entre les mouvements articulaires de la main d'une part, et entre les postures de la main, la géométrie de l'objet saisi et la tâche à effectuer d'autre part.

Références bibliographiques

- Abdel-Aziz, Y. I., & Karara, H. M. (1971). Direct Linear Transformation from Comparator Coordinates into Object Space Coordinates in Close-Range Photogrammetry. *Photogrammetric Engineering & Remote Sensing*, 81(2), 103–107.
- Albrecht, S., Janssen, D., Quarz, E., Newell, K. M., & Schöllhorn, W. I. (2014). Individuality of movements in music – Finger and body movements during playing of the flute. *Human Movement Science*, 35, 131–144.
- Alexander, E. J., & Andriacchi, T. P. (2001). Correcting for deformation in skin-based marker systems. *Journal of Biomechanics*, 34, 355–361.
- Allin, S., Baker, N., Eckel, E., & Ramanan, D. (2010). Robust Tracking of the Upper Limb for Functional Stroke Assessment. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18(5), 542–550.
- Armand, S. (2005). *Analyse Quantifiée de la Marche : extraction de connaissances à partir de données pour l'aide à l'interprétation clinique de la marche digitigrade*. Thèse Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, Valenciennes.
- Bae, S., & Armstrong, T. J. (2011). A finger motion model for reach and grasp. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 41(1), 79–89.
- Baker, N. a., Cham, R., Cidboy, E. H., Cook, J., & Redfern, M. S. (2007). Kinematics of the fingers and hands during computer keyboard use. *Clinical Biomechanics*, 22(1), 34–43.
- Baker, N. a., Cook, J. R., & Redfern, M. S. (2009). Rater reliability and concurrent validity of the Keyboard Personal Computer Style instrument (K-PeCS). *Applied Ergonomics*, 40(1), 136–144.
- Bell, A., Pedersen, D., & Brand, R. (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *Journal of Biomechanics*, 23(6), 617–621.
- Benoit, D. L., Ramsey, D. K., Lamontagne, M., Xu, L., Wretenberg, P., & Renström, P. (2006). Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait and Posture*, 24, 152–164.
- Berger, R. a. (1996). The Anatomy and Basic Biomechanics of the Wrist joint. *Journal of Hand Therapy*, 9(2), 84–93.
- Bertram, C. P., Lemay, M., & Stelmach, G. E. (2005). The effect of Parkinson's disease on the control of multi-segmental coordination. *Brain and Cognition*, 57(1), 16–20.
- Bockemühl, T., Troje, N. F., & Dürr, V. (2010). Inter-joint coupling and joint angle synergies of human catching movements. *Human Movement Science*, 29(1), 73–93.
- Bonnel, F., & Allieu, Y. (1984). Les articulations radio-cubito-carpienne et médio-carpienne. *Annales de Chirurgie de La Main*, 3(4), 287–296.
- Braido, P., & Zhang, X. (2004a). Quantitative analysis of finger motion coordination in hand manipulative and gestic acts. *Human Movement Science*, 22(6), 661–678.
- Buchholz, B., & Armstrong, T. J. (1992). A kinematic model of the human hand to evaluate its prehensile capabilities. *Journal of Biomechanics*, 25(2), 149–162.
- Buczek, F. L., Sinsel, E. W., Gloekler, D. S., Wimer, B. M., Warren, C. M., & Wu, J. Z. (2011). Kinematic performance of a six degree-of-freedom hand model (6DHand) for use in occupational biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 44(9), 1805–1809.
- Bullock, I. M., Borrás, J., & Dollar, A. M. (2012). Assessing assumptions in kinematic hand models: A review. In *2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, 139–146.
- Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A., & Chiari, L. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: Theoretical background. *Gait and Posture*, 21(2), 186–196.

- Carlson, J. N., Das, S., De la Torre, F., Callaway, C. W., Phrampus, P. E., & Hodgins, J. (2012). Motion Capture Measures Variability in Laryngoscopic Movement During Endotracheal Intubation. *Simulation in Healthcare: The Journal of the Society for Simulation in Healthcare*, 7(4), 255–260.
- Carpinella, I., Mazzoleni, P., Rabuffetti, M., Thorsen, R., & Ferrarin, M. (2006). Experimental protocol for the kinematic analysis of the hand: Definition and repeatability. *Gait and Posture*, 23(4), 445–454.
- Cempini, M., Cortese, M., & Vitiello, N. (2015). A Powered Finger–Thumb Wearable Hand Exoskeleton With Self-Aligning Joint Axes. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 20(2), 705–716.
- Cerveri, P., De Momi, E., Lopomo, N., Baud-Bovy, G., Barros, R. M. L., & Ferrigno, G. (2007). Finger kinematic modeling and real-time hand motion estimation. *Annals of Biomedical Engineering*, 35(11), 1989–2002.
- Cerveri, P., Pedotti, A., & Ferrigno, G. (2005). Kinematical models to reduce the effect of skin artifacts on marker-based human motion estimation. *Journal of Biomechanics*, 38, 2228–2236.
- Chalfoun, J., Younes, R., Renault, M., & Ouezdou, F. B. (2005). Forces, activation and displacement prediction during free movement in the hand and forearm. *Journal of Robotic Systems*, 22(11), 653–660.
- Chan, J. C. P., Leung, H., Tang, J. K. T., & Komura, T. (2011). A Virtual Reality Dance Training System Using Motion Capture Technology. *IEEE Transactions on Learning Technologies*, 4(2), 187–195.
- Chang, L. Y., & Pollard, N. S. (2007b). Constrained least-squares optimization for robust estimation of center of rotation. *Journal of Biomechanics*, 40(6), 1392–1400.
- Chang, L. Y., & Pollard, N. S. (2007a). Robust estimation of dominant axis of rotation. *Journal of Biomechanics*, 40(12), 2707–2715.
- Chang, L. Y., & Pollard, N. S. (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. (1980). Justification of triaxial goniometer for the measure of joint rotation. *J Biomech*, 13, 989–1006.
- Chevallier, J.-M. (1998). *Anatomie, tome 2 : L'appareil locomoteur* (1ère éd.). Paris: Médecine-Sciences Flammarion.
- Chèze, L., Doriot, N., Eckert, M., Rumelhart, C., & Comtet, J. J. (2001). Étude cinématique in vivo de l'articulation trapézométacarpienne. *Chirurgie de La Main*, 20(1), 23-30.
- Chèze, L., Dumas, R., Comtet, J. J., Rumelhart, C., & Fayet, M. (2009). A joint coordinate system proposal for the study of the trapeziometacarpal joint kinematics. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 12(3), 277–282.
- Chèze, L., Dumas, R., Comtet, J. J., Rumelhart, C., & Fayet, M. (2012). Determination of the number of degrees of freedom of the trapeziometacarpal joint-An in vitro study. *IRBM*, 33(4), 271–276.
- Chèze, L., Fregly, B. J., & Dimnet, J. (1995). A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *Journal of Biomechanics*, 28(7), 879–884.
- Chèze, 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.
- Chiri, a., Giovacchini, F., Vitiello, N., Cattin, E., Roccella, S., Vecchi, F., & Carrozza, M. C. (2009). HANDEXOS: Towards an exoskeleton device for the rehabilitation of the hand. In *2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 1106–1111.
- Chiu, H. Y., & Wang, S. T. (1998). The motion analysis system and the fingertip motion area. *Journal of Hand Surgery*, 23 B(1), 53–56.

- Cobos, S., Ferre, M., Sánchez-Urán, M. Á., Ortego, J., & Aracil, R. (2010). Human hand descriptions and gesture recognition for object manipulation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(3), 305–317.
- Cocchiarella, L., & Anderson, G. B. J. (2001). *Guides to the Evaluation of Permanent Impairment* (5th ed.). Chicago: American Medical Association.
- Coert, J. H., van Dijke, G. a H., Hovius, S. E. R., Snijders, C. J., & Meek, M. F. (2003). Quantifying thumb rotation during circumduction utilizing a video technique. *Journal of Orthopaedic Research*, 21(6), 1151–1155.
- Coleca, F., State, A., Klement, S., Barth, E., & Martinetz, T. (2015). Neurocomputing Self-organizing maps for hand and full body tracking. *Neurocomputing*, 147, 174–184.
- Cooney, W. P., Lucca, M. J., Chao, E. Y., & Linscheid, R. L. (1981). The kinesiology of the thumb trapeziometacarpal joint. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 63(9), 1371–1381
- Corazza, S., Mündermann, L., & Andriacchi, T. (2007). A framework for the functional identification of joint centers using markerless motion capture, validation for the hip joint. *Journal of Biomechanics*, 40(15), 3510–3515.
- Coupier, J., Hamoudi, S., Telese-izzi, S., Feipel, V., Rooze, M., & Sint, S. Van. (2015). Clinical Biomechanics A novel method for in-vivo evaluation of finger kinematics including definition of healthy motion patterns. *Clinical Biomechanics*, 31, 47-58.
- Coupier, J., Moiseev, F., Feipel, V., Rooze, M., & Van Sint Jan, S. (2014). Motion representation of the long fingers: A proposal for the definitions of new anatomical frames. *Journal of Biomechanics*, 47(6), 1299–1306.
- Crisco, J. J., Halilaj, E., Moore, D. C., Patel, T., Weiss, A. P. C., & Ladd, A. L. (2015). In vivo kinematics of the trapeziometacarpal joint during thumb extension-flexion and abduction-adduction. *Journal of Hand Surgery*, 40(2), 289–296.
- Crotin, R. L., Kozlowski, K., Horvath, P., & Ramsey, D. K. (2014). Altered Stride Length in Response to Increasing Exertion among Baseball Pitchers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 46(3), 565–571.
- Cutkosky, M. R. (1989). On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 5(3), 269–279.
- Dalla Bella, S., & Palmer, C. (2011). Rate Effects on Timing, Key Velocity, and Finger Kinematics in Piano Performance. *PLoS ONE*, 6(6), e20518.
- Davis III, R., Ounpuu, S., Tyburski, D., & Gage, J. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10(5), 575–587.
- Day, J. S., Dumas, G. a., & Murdoch, D. J. (1998). Evaluation of a long-range transmitter for use with a magnetic tracking device in motion analysis. In *Journal of Biomechanics*, 31(10), 957–961.
- Degeorges, R., Parasie, J., Mitton, D., Imbert, N., Goubier, J.-N., & Lavaste, F. (2005). Three-dimensional rotations of human three-joint fingers: an optoelectronic measurement. Preliminary results. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 27(1), 43–50.
- Delprat, J., Ehrler, S., & Meyer, J.-C. (2005). Poignet et main : bilan articulaire. *EMC - Kinésithérapie*, 1(1), 33–55.
- Deshpande, A. D., Xu, Z., Weghe, M. J. Vande, Brown, B. H., Ko, J., Chang, L. Y., ... Matsuoka, Y. (2013). Mechanisms of the Anatomically Correct Testbed Hand. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 18(1), 238–250.
- Devos, P., Ben Mansour, K., Hansen, C., & Marin, F. (2014). Estimation of the fingers joint axes of rotation in flexion–extension. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17(sup1), 96–97.

- Domalain, M. (2010). *Modélisation biomécanique de la main pour l'estimation des contraintes du système musculo-squelettique lors de la préhension*. Thèse Aix-Marseille Université, Marseille.
- Domalain, M., Evans, P. J., Seitz, W. H., & Li, Z.-M. (2011). Influence of Index Finger Proximal Interphalangeal Joint Arthrodesis on Precision Pinch Kinematics. *The Journal of Hand Surgery*, 36(12), 1944–1949.
- 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.
- Duparc, J., De la Caffinière, J. Y., & Pineau, H. (1971). Approche bio-mécanique et cotation des mouvements du premier métacarpien. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de L'appareil Moteur*, 57(1), 3–12.
- Ehrig, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N., & Heller, M. O. (2006). A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of Biomechanics*, 39(15), 2798–2809.
- El-Shennawy, M., Nakamura, K., Patterson, R. M., & Viegas, S. F. (2001). Three-dimensional kinematic analysis of the second through fifth carpometacarpal joints. *The Journal of Hand Surgery*, 26(6), 1030–1035.
- Endo, Y., Tada, M., & Mochimaru, M. (2014). Reconstructing individual hand models from motion capture data. *Journal of Computational Design and Engineering*, 1(1), 1–12.
- Erol, A., Bebis, G., Nicolescu, M., Boyle, R. D., & Twombly, X. (2007). Vision-based hand pose estimation: A review. *Computer Vision and Image Understanding*, 108(1–2), 52–73.
- Fedorcik, G. G., Queen, R. M., Abbey, A. N., Moorman, C. T., & Ruch, D. S. (2012). Differences in wrist mechanics during the golf swing based on golf handicap. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 15(3), 250–254.
- Fernandes, L. F. R. M., & de Barros, R. M. L. (2012). Grip pattern and finger coordination differences between pianists and non-pianists. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(3), 412–418.
- Fischer, M., Smagt, P. Van Der, & Hirzinger, G. (1998). Learning techniques in a dataglove based telemanipulation system for the DLR hand. *Proceedings. 1998 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.98CH36146)*, 2(May), 1603–1608.
- Freivalds, A. (2004). *Biomechanics of the upper limbs : mechanics, modeling, and musculoskeletal injuries* (1st ed.). Boca Raton, FL: CRC Press.
- Friigo, C., & Rabuffetti, M. (1998). Multifactorial estimation of hip and knee joint centres for clinical application of gait analysis. *Gait & Posture*, 8(2), 91–102.
- Fu, Q., & Santello, M. (2010). Tracking whole hand kinematics using extended Kalman filter. In *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC'10*, 4606–4609.
- Furuya, S. (2011). Distinct inter-joint coordination during fast alternate keystrokes in pianists with superior skill. *Frontiers in Human Neuroscience*, 5(May), 1–13.
- Furuya, S., Nakamura, A., & Nagata, N. (2014). Acquisition of individuated finger movements through musical practice. *Neuroscience*, 275, 444–454.
- Furuya, S., Nakamura, A., & Nagata, N. (2014). Extraction of practice-dependent and practice-independent finger movement patterns. *Neuroscience Letters*, 577, 38–44.
- Gabiccini, M., Stillfried, G., Marino, H., & Bianchi, M. (2013). A data-driven kinematic model of the human hand with soft-tissue artifact compensation mechanism for grasp synergy analysis. In *2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 3738–3745.
- Gamage, S. S. H. U., & Lasenby, J. (2002). New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *Journal of Biomechanics*, 35(1), 87–93.

Références bibliographiques

- Gander, W., & Hřebíček, J. (1995). *Solving Problems in Scientific Computing Using Maple and MATLAB®*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Goebel, W., & Palmer, C. (2008). Tactile feedback and timing accuracy in piano performance. *Experimental Brain Research*, 186(3), 471–479.
- Goebel, W., & Palmer, C. (2013). Temporal Control and Hand Movement Efficiency in Skilled Music Performance. *PLoS ONE*, 8(1), e50901.
- Goislard De Monsabert, B., Rossi, J., Berton, É., & Vigouroux, L. (2012). Quantification of hand and forearm muscle forces during a maximal power grip task. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(10), 1906–1916.
- Goislard de Monsabert, B., Visser, J. M. a, Vigouroux, L., Van der Helm, F. C. T., & Veeger, H. E. J. (2014). Comparison of three local frame definitions for the kinematic analysis of the fingers and the wrist. *Journal of Biomechanics*, 47(11), 2590–2597.
- Goubier, J.-N. (2007). *Etude cinématique in vivo de l'articulation trapézo-métacarpienne*. Thèse Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris.
- Goubier, J. N., Devun, L., Mitton, D., Lavaste, F., & Papadogeorgou, E. (2009). Normal range-of-motion of trapeziometacarpal joint. *Chirurgie de La Main*, 28(5), 297–300.
- Gray, H. (1918). *Anatomy of the human body*. (W. H. Lewis, Ed.) (20th ed.). Philadelphia, PA: Lea & Febiger.
- Grebenstein, M., Albu-Schaffer, A., Bahls, T., Chalon, M., Eiberger, O., Friedl, W., ... Hirzinger, G. (2011). The DLR hand arm system. In *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 3175–3182.
- Grebenstein, M., Chalon, M., Hirzinger, G., & Siegwart, R. (2010). A Method for Hand Kinematics Designers 7 Billion Perfect Hands. In *1st International Conference on Applied Bionics and Biomechanics*.
- Griffin, W., & Findley, R. (2000). Calibration and mapping of a human hand for dexterous telemanipulation. *ASME IMECE 2000 Conference Haptic Interfaces for Virtual Environments and Teleoperator System Symposium*.
- Good, E. S., & Suntay, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105(2), 136–144.
- Gupta, a, Rash, G. S., Somia, N. N., Wachowiak, M. P., Jones, J., & Desoky, A. (1998). The motion path of the digits. *The Journal of Hand Surgery*, 23(6), 1038–1042.
- Gustus, A., Stillfried, G., Visser, J., Jörntell, H., & van der Smagt, P. (2012). Human hand modelling: kinematics, dynamics, applications. *Biological Cybernetics*, 106(11), 741-755.
- Halilaj, E., Rainbow, M. J., Got, C. J., Moore, D. C., & Crisco, J. J. (2013). A thumb carpometacarpal joint coordinate system based on articular surface geometry. *Journal of Biomechanics*, 46(5), 1031–1034.
- Halilaj, E., Rainbow, M. J., Got, C., Schwartz, J. B., Moore, D. C., Weiss, A. P. C., ... Crisco, J. J. (2014). In vivo kinematics of the thumb carpometacarpal joint during three isometric functional tasks. In *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 472(4), 1114–1122.
- Hebert, J. S., Lewicke, J., Williams, T. R., & Vette, A. H. (2014). Normative data for modified Box and Blocks test measuring upper-limb function via motion capture. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 51(6), 918–932.
- Hermisdörfer, J., Marquardt, C., Wack, S., & Mai, N. (1999). Comparative analysis of diadochokinetic movements. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9(4), 283–295.
- Hollister, A., & Giurintano, D. J. (1995). Thumb Movements, Motions, and Moments. *Journal of Hand Therapy*, 8(2), 106–114.

Références bibliographiques

- Hollister, a. M., Buford, W. L., Myers, L. M., Giurintano, D. J., & Novick, a. (1992). The axes of rotation of the thumb carpometacarpal joint. *Journal of Orthopaedic Research*, 10(3), 454–460.
- Imaeda, T., An, K. N., Cooney, W. P., & Linscheid, R. (1993). Anatomy of trapeziometacarpal ligaments. *The Journal of Hand Surgery*, 18(2), 226–231.
- Imaeda, T., Cooney, W. P., Niebur, G. L., Linscheid, R. L., & An, K. N. (1996). Kinematics of the trapeziometacarpal joint: a biomechanical analysis comparing tendon interposition arthroplasty and total-joint arthroplasty. *The Journal of Hand Surgery*, 21(4), 544–553.
- Ip, H. H., Lam, M. S., Law, K. C., & Chan, S. C. (2001). Animation of hand motion from target posture images using an anatomy-based hierarchical model. *Computers & Graphics*, 25(1), 121–133.
- Jennings, A. (2014). Closed solution for sphere fitting. Matlab File Exchange.
- Jintae Lee, & Kunii, T. L. (1995). Model-based analysis of hand posture. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 15(5), 77–86.
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wootten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 8(3), 383–392.
- Kapandji, A.-I. (1986). Cotation clinique de l'opposition et de la contre-opposition du pouce. *Annales de Chirurgie de La Main*, 5(1), 67–73.
- Kapandji, A.-I. (1987). Biomécanique du carpe et du poignet. *Annales de Chirurgie de La Main*, 6(2), 147–169.
- Kapandji, A.-I. (2005). *Anatomie fonctionnelle : Tome 1 - Membres supérieurs. Physiologie de l'appareil locomoteur* (6ème éd.). Paris: Maloine.
- Kapandji, T., & Kapandji, A.-I. (1993). Nouvelles données radiologiques sur la trapézo-métacarpienne. Résultats sur 330 dossiers. *Annales de Chirurgie de La Main et Du Membre Supérieur*, 12(4), 263–274.
- Kawasaki, H., Komatsu, T., & Uchiyama, K. (2002). Dexterous anthropomorphic robot hand with distributed tactile sensor: Gifu hand II. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 7(3), 296–303.
- Kessler, G. D., Hodges, L. F., & Walker, N. (1995). Evaluation of the CyberGlove as a whole-hand input device. *ACM Transactions on Computer-Human Interaction*, 2(4), 263–283.
- Kolwadkar, Y. V., Brown, S. I., Abboud, R. J., & Wang, W. (2011). Comparison of two actuation systems for laparoscopic surgical manipulators using motion analysis. *Surgical Endoscopy*, 25(3), 964–974.
- Kontaxis, a., Cutti, a. G., Johnson, G. R., & Veeger, H. E. J. (2009). A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. *Clinical Biomechanics*, 24(3), 246–253.
- Kotecha, A., O'Leary, N., Melmoth, D., Grant, S., & Crabb, D. P. (2009). The Functional Consequences of Glaucoma for Eye–Hand Coordination. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 50(1), 203–213.
- Krishnan, J., & Chipchase, L. (1997). Passive axial rotation of the metacarpophalangeal joint. *The Journal of Hand Surgery: British & European Volume*, 22(2), 270–273.
- Kuczynski, K. (1974). Carpometacarpal joint of the human thumb. *Journal of Anatomy*, 118(Pt 1), 119–126.
- Kuczynski, K. (1975). The thumb and the saddle. *The Hand*, 7(2), 120–122.
- Kuhlmann, J. . (2001). Importance du complexe ligamentaire postéromédial trapézométacarpien. *Chirurgie de La Main*, 20(1), 31–47.

Références bibliographiques

- 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.
- Kuo, L. C., Su, F. C., Chiu, H. Y., & Yu, C. Y. (2002). Feasibility of using a video-based motion analysis system for measuring thumb kinematics. *Journal of Biomechanics*, 35(11), 1499–1506.
- Kuo, L., Chiu, H., Chang, C., Hsu, H., & Sun, Y. (2009). Functional workspace for precision manipulation between thumb and fingers in normal hands. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(5), 829–839.
- Lee, Y.-H., & Tsai, C.-Y. (2009). Taiwan sign language (TSL) recognition based on 3D data and neural networks. *Expert Systems with Applications*, 36(2), 1123–1128.
- Levangie, P., & Norkin, C. (2005). *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis* (4th ed.). Philadelphia, PA: F.A. Davis Company.
- Li, Z. M., & Tang, J. (2007). Coordination of thumb joints during opposition. *Journal of Biomechanics*, 40(3), 502–510.
- Liarokapis, M. V., Artemiadis, P. K., & Kyriakopoulos, K. J. (2013). Telemanipulation with the DLR/HIT II robot hand using a dataglove and a low cost force feedback device. In *21st Mediterranean Conference on Control and Automation*, 431–436.
- Liu, H. (2011). Exploring human hand capabilities into embedded multifingered object manipulation. *IEEE Transactions on Industrial Informatics*, 7(3), 389–398.
- Lu, S., Kuo, L., Hsu, H., Jou, I., Sun, Y., & Su, F. (2015). Finger Movement Function After Ultrasound-Guided Percutaneous Pulley Release for Trigger Finger: Effects of Postoperative Rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96(1), 91–97.
- Lu, S., Kuo, L., Jou, I., Wu, C., Tung, W., Sun, Y., & Su, F. (2013). Quantifying catch-and-release: The extensor tendon force needed to overcome the catching flexors in trigger fingers. *Journal of Orthopaedic Research*, 31(7), 1130–1135.
- Lu, T.-W., & O'Connor, J. J. (1999). Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 32(2), 129–134.
- Luker, K. R., Aguinardo, A., Kenney, D., Cahill-Rowley, K., & Ladd, A. L. (2014). Functional Task Kinematics of the Thumb Carpometacarpal Joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 472(4), 1123–1129.
- Maletsky, L. P., Sun, J., & Morton, N. a. (2007). Accuracy of an optical active-marker system to track the relative motion of rigid bodies. *Journal of Biomechanics*, 40(3), 682–685.
- Mallon, W. J., Brown, H. R., & Nunley, J. a. (1991). Digital ranges of motion: Normal values in young adults. *The Journal of Hand Surgery*, 16(5), 882–887.
- Marin, F., Mannel, H., Claes, L., & Dürselen, L. (2003). Accurate Determination of a Joint Rotation Center Based on the Minimal Amplitude Point Method. *Computer Aided Surgery*, 8(1), 30–34.
- Mason, C. R., Gomez, J. E., & Ebner, T. J. (2001). *Hand synergies during reach-to-grasp*. *Journal of neurophysiology*, 86(6), 2896–2910.
- Maycock, J., Steffen, J., Haschke, R., & Ritter, H. (2011). Robust tracking of human hand postures for robot teaching. In *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2947–2952.
- Metcalf, C. D., & Notley, S. V. (2011). Modified Kinematic Technique for Measuring Pathological Hyperextension and Hypermobility of the Interphalangeal Joints. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(5), 1224–1231.
- Metcalf, C. D., Notley, S. V., Chappell, P. H., Burrige, J. H., & Yule, V. T. (2008). Validation and application of a computational model for wrist and hand movements using surface markers. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(3), 1199–1210.

- Miyata, N., Kouchi, M., Kmhara, T., & Mochimaru, M. (2004). Modeling of human hand link structure from optical motion capture data. In *2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 3, 2129–2135.
- Miyata, N., Kouchi, M., Mochimaru, M., & Kurihara, T. (2005). Finger joint kinematics from MR images. In *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS*, 4110–4115.
- Moojen, T. M., Snel, J. G., Ritt, M. J. P. F., Kauer, J. M. G., Venema, H. W., Bos, K. E., & Den Heeten, G. J. (2002). Three-dimensional carpal kinematics in vivo. *Clinical Biomechanics*, 17(7), 506–514.
- Murgia, A., Kyberd, P. J., Chappell, P. H., & Light, C. M. (2004). Marker placement to describe the wrist movements during activities of daily living in cyclical tasks. *Clinical Biomechanics*, 19(3), 248–254.
- Napier, J. R. (1956). The prehensile movements of the human hand. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 38-B(4), 902–913.
- Napier, J. R. (1955). The form and function of the carpo-metacarpal joint of the thumb. *Journal of Anatomy*, 89(3), 362–369.
- Nataraj, R., Evans, P. J., Seitz, W. H., & Li, Z. (2014a). Effects of Carpal Tunnel Syndrome on Reach-to-Pinch Performance. *PLoS ONE*, 9(3), e92063.
- Nataraj, R., Evans, P. J., Seitz, W. H., & Li, Z.-M. (2014b). Pathokinematics of precision pinch movement associated with carpal tunnel syndrome. *Journal of Orthopaedic Research*, 32(6), 786–792.
- Nataraj, R., & Li, Z. (2013). Robust Identification of Three-Dimensional Thumb and Index Finger Kinematics With a Minimal Set of Markers. *Journal of Biomechanical Engineering*, 135(9), 91002.
- Navarro, A. (1921). Luxaciones del carpo. *Anales de La Facultad de Medicina*, 6, 113–141.
- Panchal-Kildare, S., & Malone, K. (2013). Skeletal anatomy of the hand. *Hand Clinics*, 29(4), 459–471.
- Peterson, D. H., & Bergmann, T. F. (2002). *Chiropractic Technique* (2nd ed.). Saint Louis, MO: Mosby.
- Piazza, S. J., & Cavanagh, P. R. (2000). Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment. *Journal of Biomechanics*, 33, 1029–1034.
- Piazza, S. J., Okita, N., & Cavanagh, P. R. (2001). Accuracy of the functional method of hip joint center location: effects of limited motion and varied implementation. *Journal of Biomechanics*, 34(7), 967–973.
- Pratt, V. (1987). Direct least-squares fitting of algebraic surfaces. In *Proceedings of the 14th annual conference on Computer graphics and interactive techniques - SIGGRAPH '87* (pp. 145–152). New York, New York, USA: ACM Press.
- Quam, D. L., Williams, G. B., Agnew, J. R., & Browne, P. C. (1989). An Experimental Determination of Human Hand Accuracy with a DataGlove. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*.
- Raab, F. H., Blood, E. B., Steiner, T. O., & Jones, H. R. (1979). Magnetic Position and Orientation Tracking System. *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*, AES-15(5).
- Rash, G. S., Belliappa, P. P., Wachowiak, M. P., Somia, N. N., & Gupta, A. (1999). A demonstration of the validity of a 3-D video motion analysis method for measuring finger flexion and extension. *Journal of Biomechanics*, 32(12), 1337–1341.
- Renault, M., & Ouezdou, F. B. (2001). Dynamic simulation of hand-forearm system. In *Proceedings 10th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, 3, 20–25.

- Rezzoug, N., & Gorce, P. (2008). Prediction of fingers posture using artificial neural networks. *Journal of Biomechanics*, 41(12), 2743–2749.
- Richards, J. G. (1999). The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. *Human Movement Science*, 18, 589–602.
- Rijkema, H., & Girard, M. (1991). Computer animation of knowledge-based human grasping. *ACM SIGGRAPH Computer Graphics*, 25(4), 339–348.
- Rohling, R. N., & Hollerbach, J. M. (1994). Modeling and parameter estimation of the human index finger. In *Proceedings of the 1994 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 223–230.
- Rongieres, M. (2004). Anatomie et physiologie de l'articulation trapézométacarpienne humaine. *Chirurgie de La Main*, 23(6), 263–269.
- Ruby, L. K., III, W. C., & An, K. N. (1988). Relative motion of selected carpal bones: a kinematic analysis of the normal wrist. *The Journal of Hand Surgery*, 13(1), 1–10.
- 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.
- Ryu, J. Y., Cooney, W. P., Askew, L. J., An, K. N., & Chao, E. Y. S. (1991). Functional ranges of motion of the wrist joint. *The Journal of Hand Surgery*, 16(3), 409–419.
- Sakai, N., Liu, M. C., Su, F. C., Bishop, A. T., & An, K. N. (2006). Hand Span and Digital Motion on the Keyboard: Concerns of Overuse Syndrome in Musicians. *Journal of Hand Surgery*, 31(5), 830–835.
- Salvia, P., Woestyn, L., David, J. H., Feipel, V., Van, S., Jan, S., ... Rooze, M. (2000). Analysis of helical axes, pivot and envelope in active wrist circumduction. *Clinical Biomechanics*, 15(2), 103–111.
- Sancho-Bru, J. ., Pérez-González, 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.
- Sancho-Bru, J. L., Perez-Gonzalez, A., C., M., E., B., Vergara, M., L., J., ... Morales, A. (2011). Towards a Realistic and Self-Contained Biomechanical Model of the Hand. In *Theoretical Biomechanics*, 211–240.
- Sanso, R. M., & Thalmann, D. (1994). A Hand Control and Automatic Grasping System for Synthetic Actors. *Computer Graphics Forum*, 13(3), 167–177.
- Savescu, A. (2006). *Analyse et modélisation du mouvement de préhension*. Université Claude Bernard - Lyon 1.
- Savescu, A.-V., Cheze, L., Wang, X., Beurier, G., & Verriest, J.-P. (2004). A 25 Degrees of Freedom Hand Geometrical Model for Better Hand Attitude Simulation.
- Schmidt, J., Berg, D. R., Ploeg, H. L., & Ploeg, L. (2009). Precision, repeatability and accuracy of Optotrak® optical motion tracking systems. *International Journal of Experimental and Computational Biomechanics*, 114-127.
- Schmidt, R., Disselhorst-Klug, C., Silny, J., & Rau, G. (1999). A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions. *Journal of Biomechanics*, 32(6), 615–621.
- Seo, N. J., Sindhu, B. S., & Shechtman, O. (2011). Influence of pain associated with musculoskeletal disorders on grip force timing. *Journal of Hand Therapy*, 24(4), 335–344.
- Shen, Z. L., Mondello, T. A., Nataraj, R., Domalain, M. F., & Li, Z.-M. (2012). A digit alignment device for kinematic analysis of the thumb and index finger. *Gait & Posture*, 36(3), 643–645.

- Skogstad, S., Nymoen, K., Høvin, M., Holm, S., & Jensenius, A. (2013). Filtering Motion Capture Data for Real-Time Applications. In *Proceedings of the 13th International Conference on New Interfaces for Musical Expression*, 143–147.
- Smagt, P. Van Der, & Stillfried, G. (2008). Using MRI data to compute a hand kinematic model. *9Th Conference on Motion and Vibration Control*, 1–10.
- Söderkvist, I., & Wedin, P.-Å. (1993). Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *Journal of Biomechanics*, 26(12), 1473–1477.
- Somia, N., Rash, G. S., Wachowiak, M., & Gupta, A. (1998). Initiation and sequence of digital joint motion. A three-dimensional motion analysis. *Journal of Hand Surgery*, 23 B(6), 792–795.
- Sonenblum, S. E., Crisco, J. J., Kang, L., & Akelman, E. (2004). In vivo motion of the scaphotrapezio-trapezoidal (STT) joint. *Journal of Biomechanics*, 37(5), 645–652.
- Stafford, R. (2007). Curvature and radius of curvature of a plane curve. Matlab File Exchange.
- Stillfried, G., Hillenbrand, U., Settles, M., & van der Smagt, P. (2014). MRI-based skeletal hand movement model. In R. Balasubramanian & V. J. Santos (Eds.), *The Human Hand as an Inspiration for Robot Hand Development*, 49–75.
- Stillfried, G., & Smagt, P. Van Der. (2010). Movement model of a human hand based on magnetic resonance imaging (MRI). *International Conference on Applied Bionics and Biomechanics (ICABB)*.
- Sturman, D. J., & Zeltzer, D. (1994). A survey of glove-based input. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 14(1), 30–39.
- Su, F.-C., Kuo, L.-C., Chiu, H.-Y., & Hsu, H.-Y. (2002). The validity of using a video-based motion analysis system for measuring maximal area of fingertip motion and angular variation. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 216(4), 257–263.
- Su, F. C., Chou, Y. L., Yang, C. S., Lin, G. T., & An, K. N. (2005). Movement of finger joints induced by synergistic wrist motion. *Clinical Biomechanics*, 20(5), 491–497.
- Su, F. C., Kuo, L. C., Chiu, H. Y., & Chen-Sea, M. J. (2003). Video-computer quantitative evaluation of thumb function using workspace of the thumb. *Journal of Biomechanics*, 36(7), 937–942.
- Sun, J. S., Shih, T. T. F., Ko, C. M., Chang, C. H., Hang, Y. S., & Hou, S. M. (2000). In vivo kinematic study of normal wrist motion: An ultrafast computed tomographic study. *Clinical Biomechanics*, 15(3), 212–216.
- Suttle, C. M., Melmoth, D. R., Finlay, A. L., Sloper, J. J., & Grant, S. (2011). Eye–Hand Coordination Skills in Children with and without Amblyopia. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 52(3), 1851–1864.
- Taleisnik, J. (1980). Post-traumatic carpal instability. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 149, 73–82.
- Todorov, E., & Ghahramani, Z. (2004). Analysis of the synergies underlying complex hand manipulation. *Conference Proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 6, 4637–4640.
- Toft, R., & Berme, N. (1980). A biomechanical analysis of the joints of the thumb. *Journal of Biomechanics*, 13(4), 353–360.
- Tsai, M., & Lee, H. (2011). Construction of a Realistic Hand Model with 22 Joint Freedoms. *13th World Congress in Mechanism and Machine Science*, 19–25.
- Turgeon, S. (2013). L'évaluation du poignet et de la main, clé en main. *Lemedecinduquebec.org*, 48(3), 29–36.

- Turner, M. L., Findley, R. P., Griffin, W. B., Cutkosky, M. R., & Gomez, D. H. (2000). Development and Testing of a Telemanipulation System with Arm and Hand Motion. In *ASME Dynamic Systems and Control Division (Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environments and Teleoperators)*, 1057–1063.
- Veldpaus, F. E., Woltring, H. J., & Dortmans, L. J. M. G. (1988). A least-squares algorithm for the equiform transformation from spatial marker co-ordinates. *Journal of Biomechanics*, 21(1), 45–54.
- Vignais, N., & Marin, F. (2011). A Musculoskeletal Model of the Hand for Biomechanical and Ergonomic Analyses of Manual Tasks. *IEA-Digital Human Modeling*, 1–5.
- Vignais, N., & Marin, F. (2014). Analysis of the musculoskeletal system of the hand and forearm during a cylinder grasping task. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 44(4), 535–543.
- Wagner, H., Pfusterschmied, J., Klous, M., von Duvillard, S. P., & Müller, E. (2012). Movement variability and skill level of various throwing techniques. *Human Movement Science*, 31(1), 78–90.
- Wang, L., Lin, H., Lo, K., Hsieh, Y., & Su, F. (2010). Comparison of segmental linear and angular momentum transfers in two-handed backhand stroke stances for different skill level tennis players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(4), 452–459.
- Wiles, A. D., Thompson, D. G., & Frantz, D. D. (2004). Accuracy assessment and interpretation for optical tracking systems. *Medical Imaging 2004: Visualizations, Image-Guided Procedures and Display. Proceedings of SPIE*, 5367, 421–432.
- Wilkinson, D. D., Weghe, M. V., & Matsuoka, Y. (2003). An extensor mechanism for an anatomical robotic hand. *2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.03CH37422)*, 1, 238–243.
- Williams, E. M., Gordon, A. D., & Richmond, B. G. (2014). Biomechanical strategies for accuracy and force generation during stone tool production. *Journal of Human Evolution*, 72, 52–63.
- Windolf, M., Götzen, N., & Morlock, M. (2008). Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems-exemplified on the Vicon-460 system. *Journal of Biomechanics*, 41(12), 2776–2780.
- Woltring, H. J., Huiskes, R., de Lange, A., & Veldpaus, F. E. (1985). Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. *Journal of Biomechanics*, 18(5), 379–389.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., ... Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543-548.
- Wu, G., Van Der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., ... Buchholz, B. (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.
- Yang, P.-F., Sanno, M., Bruggemann, G.-P., & Rittweger, J. (2012). Evaluation of the performance of a motion capture system for small displacement recording and a discussion for its application potential in bone deformation in vivo measurements. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 226(11), 838–847.
- Yasumuro, Y., Chen, Q., & Chihara, K. (1999). Three-dimensional modeling of the human hand with motion constraints. *Image and Vision Computing*, 17(2), 149–156.
- Yasumuro, Y., Imura, M., & Chihara, K. (2003). Realtime Hand Animation with Potential-based Constraints. *Chihara.Naist.Jp*, 1–8.
- Yi, X., Qin, S., & Kang, J. (2009). Generating 3D architectural models based on hand motion and gesture. *Computers in Industry*, 60(9), 677–685.

Références bibliographiques

- Zatsiorsky, V. M. (1998). *Kinematics of human motion*. United States: Human Kinetics.
- Zhang, X., Braido, P., Lee, S.-W., Hefner, R., & Redden, M. (2005). A normative database of thumb circumduction in vivo: center of rotation and range of motion. *Human Factors*, 47(3), 550–561.
- Zollo, L., Roccella, S., Guglielmelli, E., Carrozza, M. C., & Dario, P. (2007). Biomechatronic Design and Control of an Anthropomorphic Artificial Hand for Prosthetic and Robotic Applications. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 12(4), 418–429.

Annexe

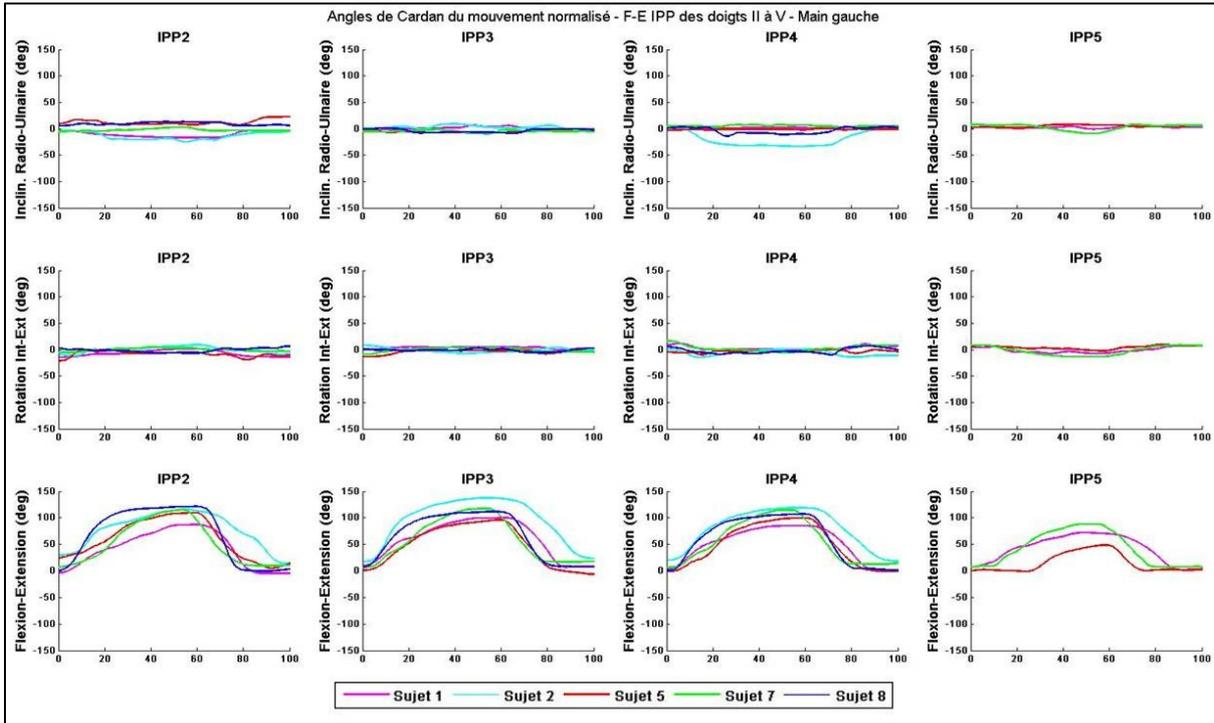


Figure 125. Courbes des angles de Cardan d'un cycle du mouvement de F-E des articulations IPP des doigts II à V des mains gauches de l'ensemble des sujets analysés.

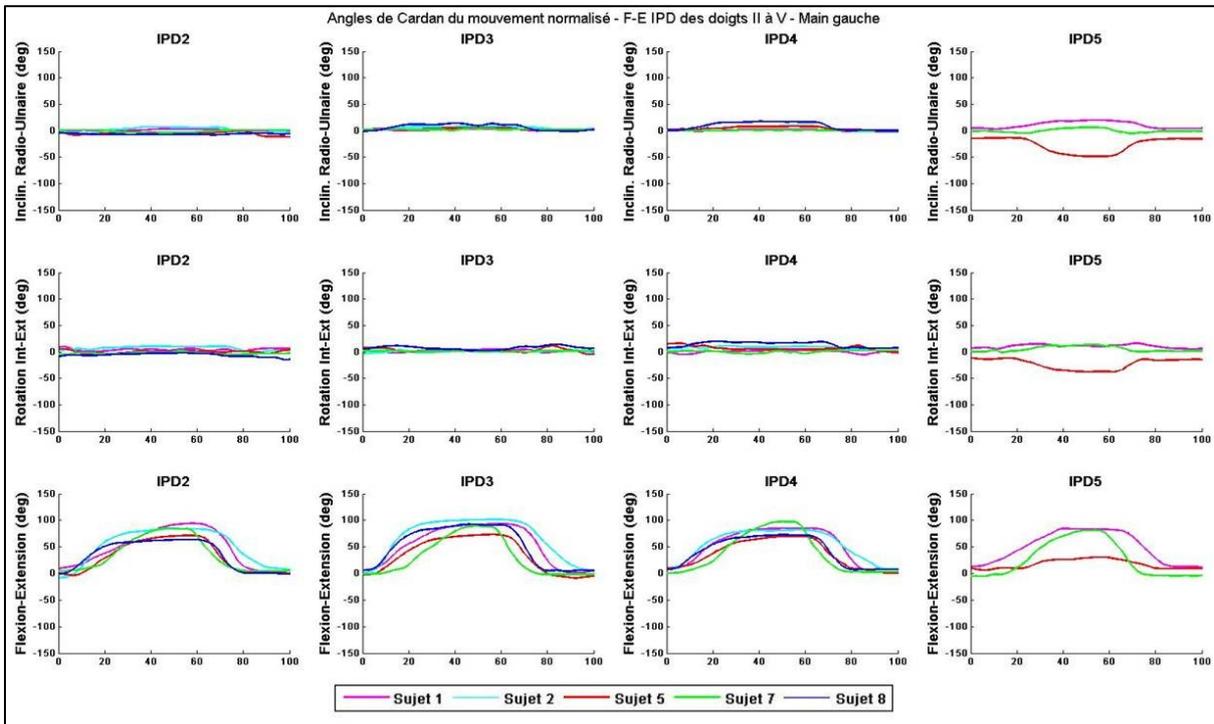


Figure 126. Courbes des angles de Cardan d'un cycle du mouvement de F-E des articulations IPD des doigts II à V des mains gauches de l'ensemble des sujets analysés.

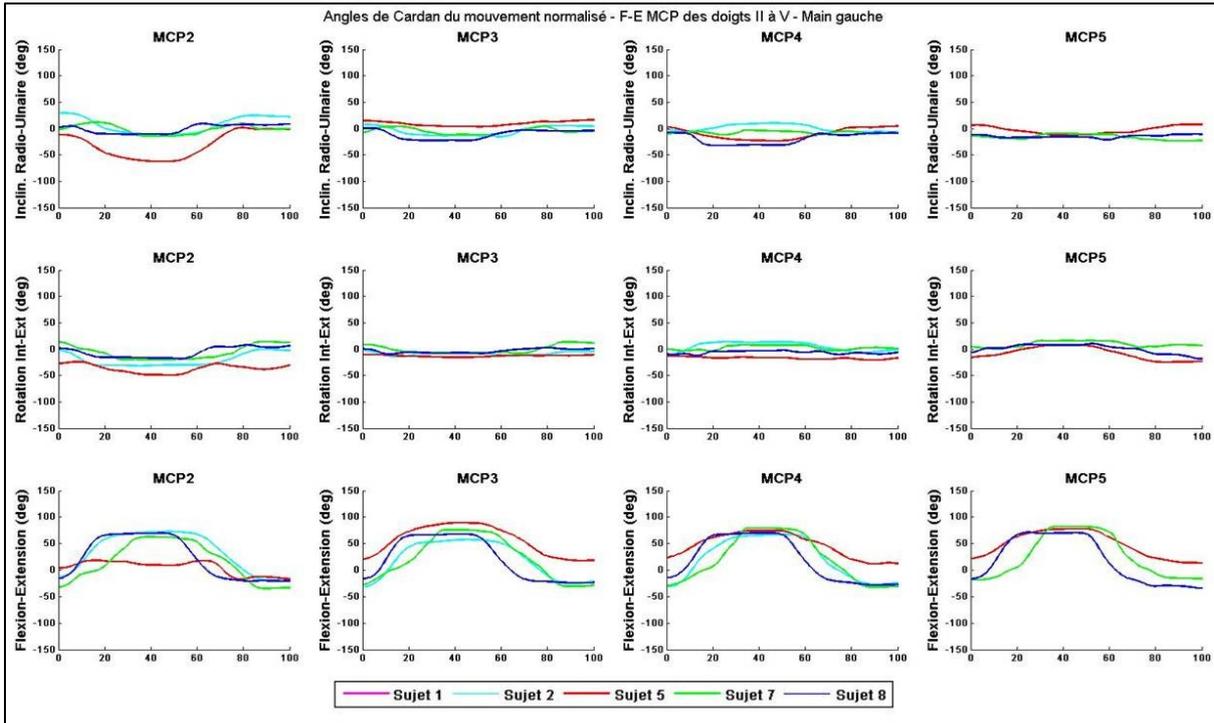


Figure 127. Courbes des angles de Cardan d'un cycle du mouvement de F-E des articulations MCP des doigts II à V des mains droites de l'ensemble des sujets analysés.

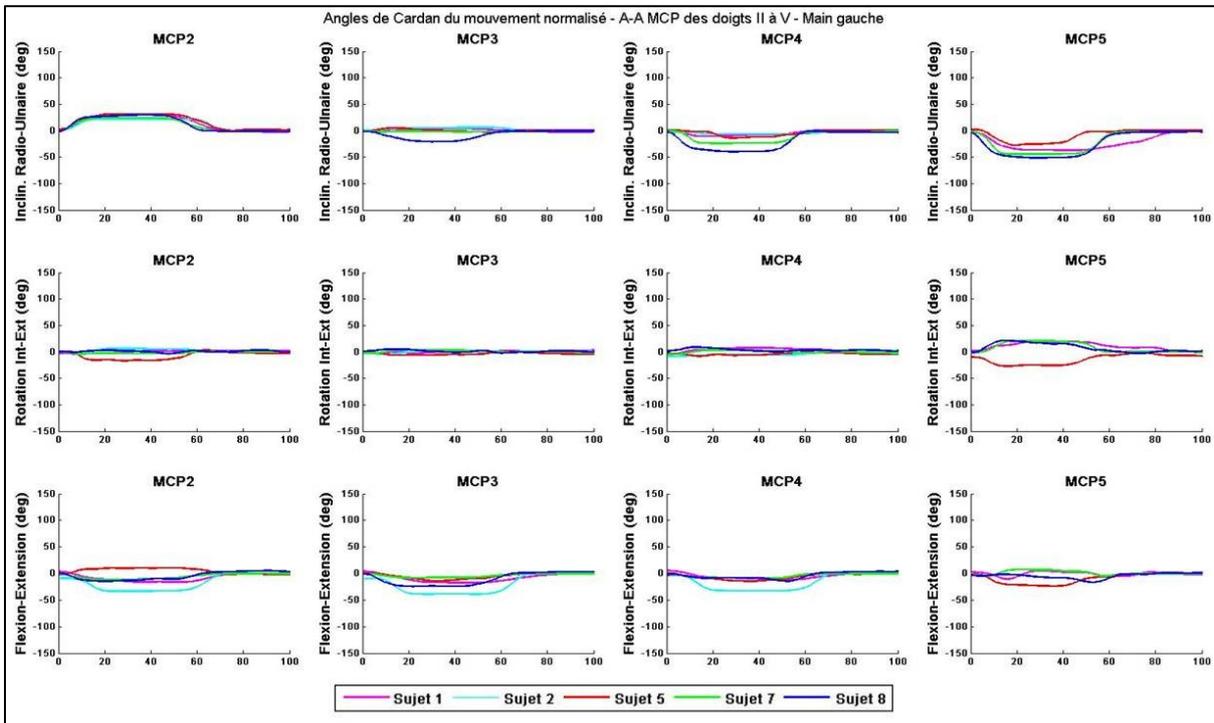


Figure 128. Courbes des angles de Cardan d'un cycle du mouvement d'A-A des articulations MCP des doigts II à V des mains droites de l'ensemble des sujets analysés.

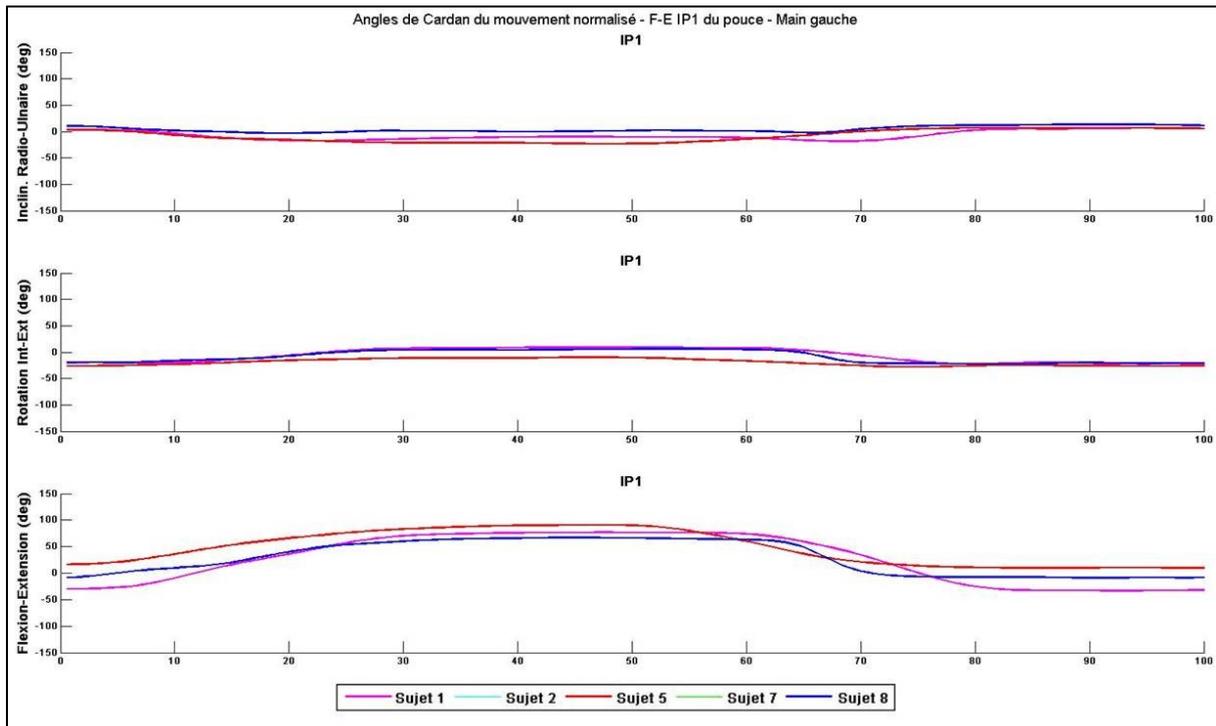


Figure 129. Courbes des angles de Cardan d'un cycle du mouvement de F-E de l'articulation IP1 du pouce des mains droites de l'ensemble des sujets analysés.

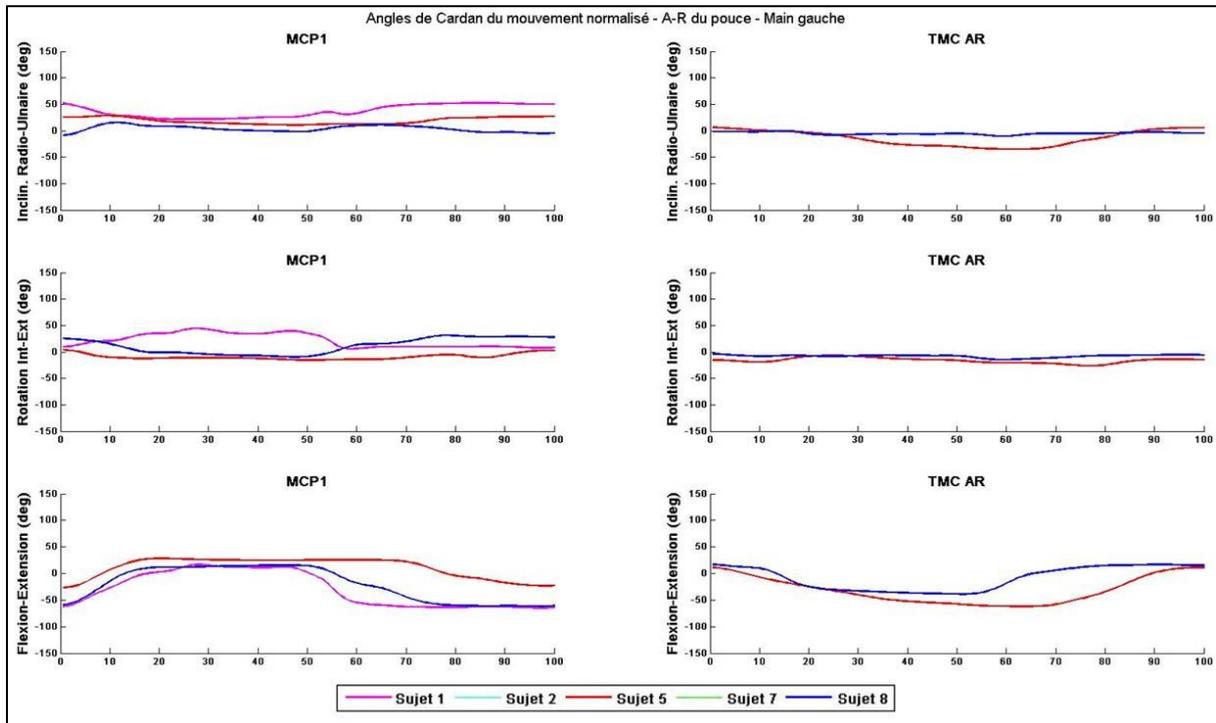


Figure 130. Courbes des angles de Cardan d'un cycle du mouvement de F-E des articulations TMC et MCP1 du pouce des mains droites de l'ensemble des sujets analysés.

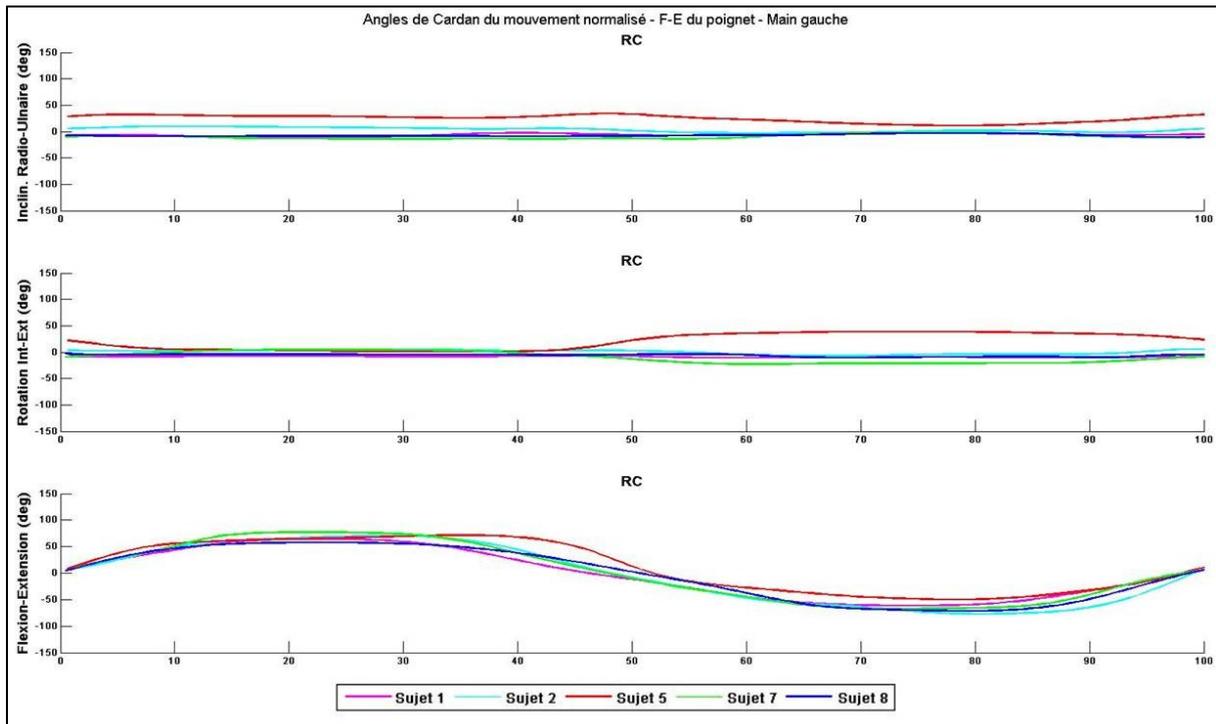


Figure 131. Courbes des angles de Cardan d'un cycle du mouvement de F-E de l'articulation RC du poignet des mains droites de l'ensemble des sujets analysés.

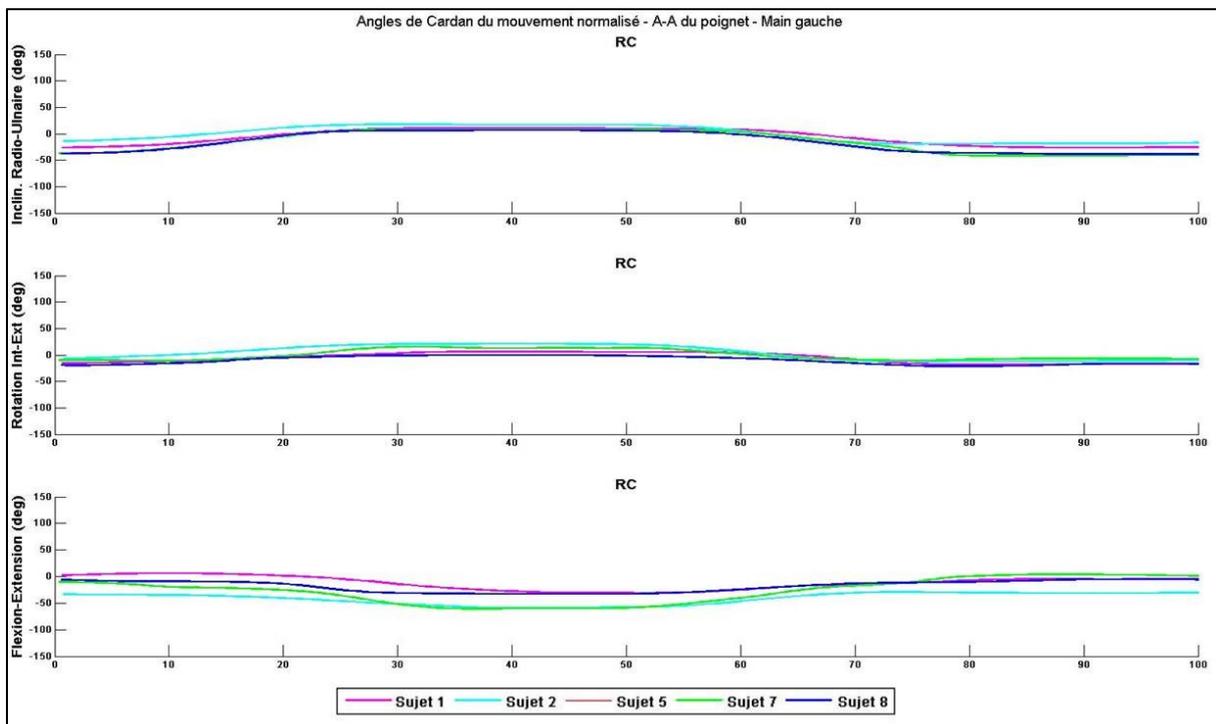


Figure 132. Courbes des angles de Cardan d'un cycle du mouvement d'A-A de l'articulation RC du poignet des mains droites de l'ensemble des sujets analysés.

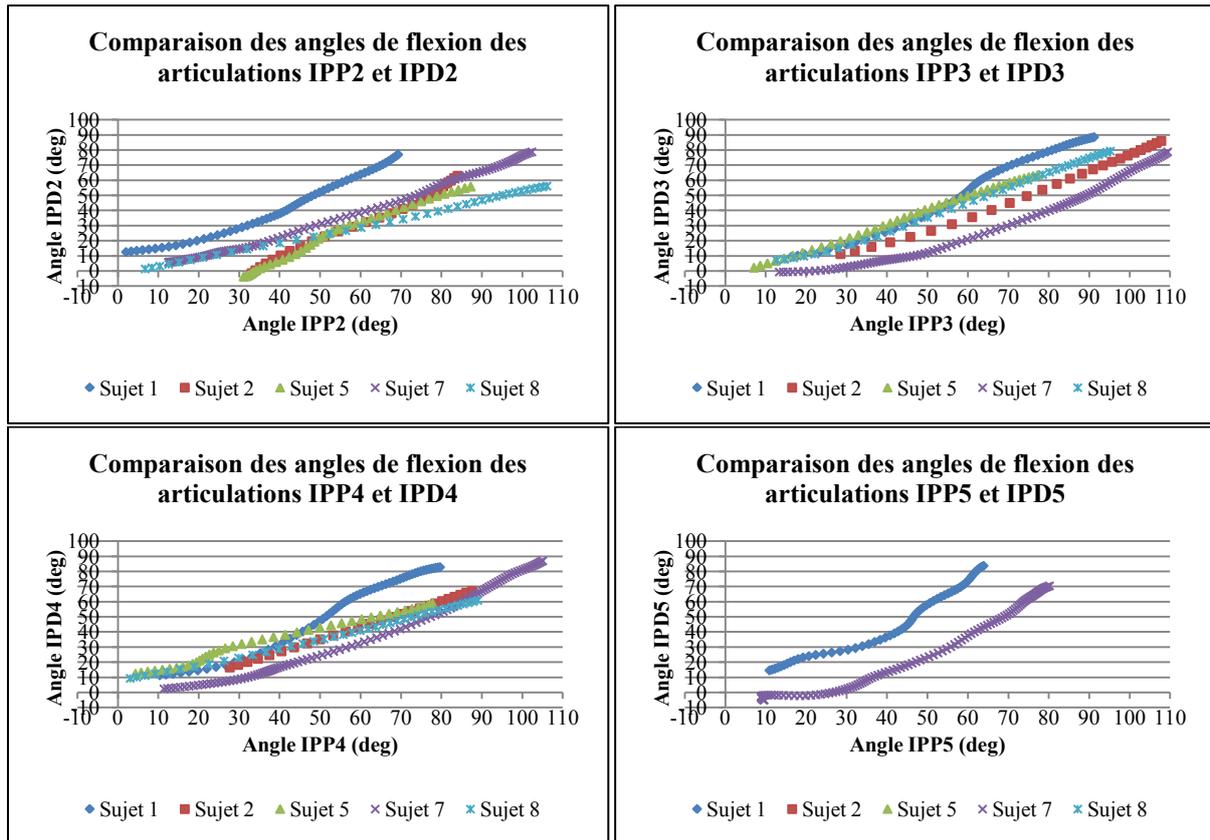


Figure 133. Représentations graphiques des angles de flexion des articulations IPD en fonction de ceux des articulations IPP des doigts II à V des mains droites de l'ensemble des sujets analysés.

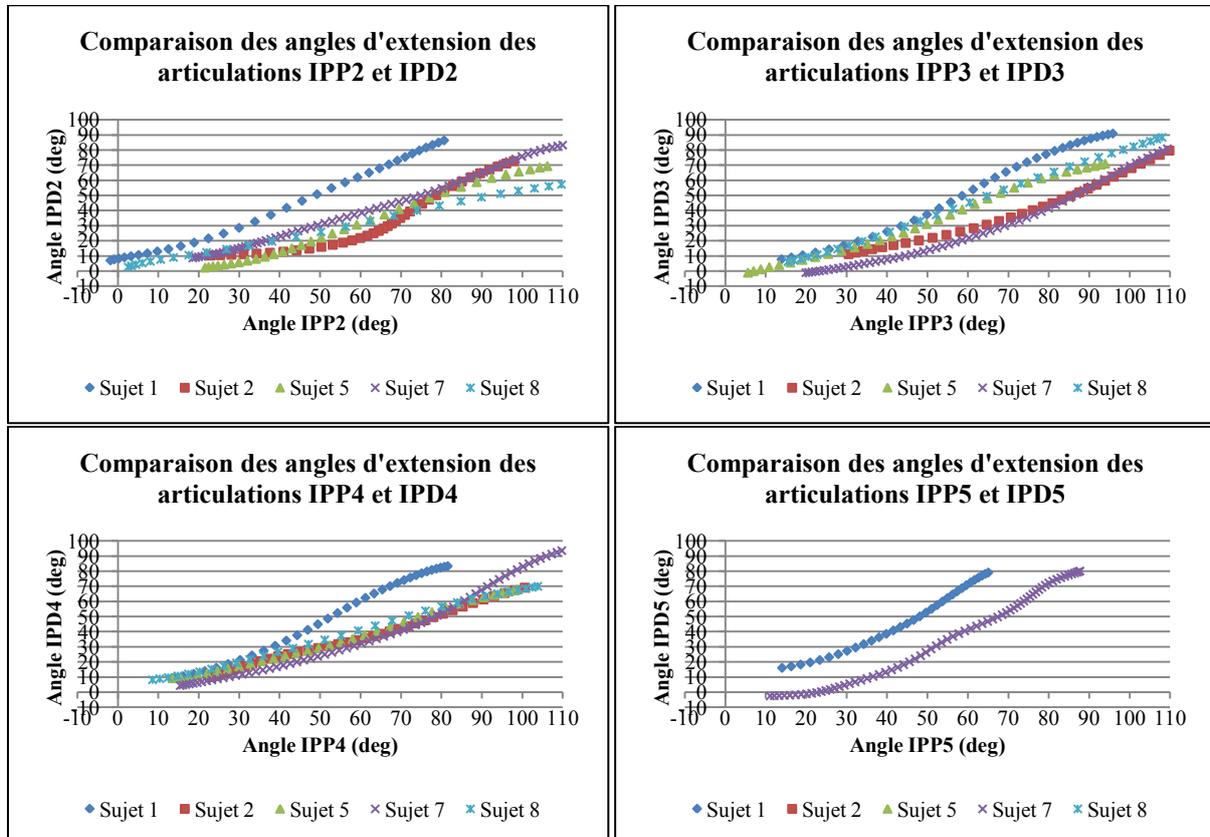


Figure 134. Représentations graphiques des angles d'extension des articulations IPD en fonction de ceux des articulations IPP des doigts II à V des mains gauches de l'ensemble des sujets analysés.

Abstract / Résumé

Biomechanical contribution to the in vivo kinematic analysis of the human hand motion

Abstract: The human hand is a prehensile organ which allows people to handle objects with various sizes and shapes. It is wonderful tool that can be used to perform different simple or complex tasks with strength or great dexterity. It is also a crucial tool in the daily life, both at home and in the workspace, and loss of hand functionality may quickly become disabling for some people. There are few studies in the literature. However, motion capture and kinematic analysis of the hand is becoming more and more of an interest in different areas such as medicine, ergonomics, sport, robotics, virtual reality and video games. Results from these studies have improved knowledge about skills of the hand and how to preserve them. The studies have also improved interactions between people and computers in order to command robots or to progress in virtual reality. The aim of the thesis was to develop methods for an in vivo and subject-specific kinematic analysis in order to contribute to the improvement of knowledge about the human hand motion. A first part of this thesis was to develop a protocol for the motion capture of the hand for male and female subjects aged from 20 to 50 years old. The motion capture was performed using an optoelectronic system with passive markers glued on the skin of the hand. Two sorts of movements were captured. Firstly, functional movements like flexion-extension and abduction-adduction. Secondly, prehensile movements of cylindrical and spherical objects. Then, markers on the motion captures were identified in order to extract their trajectories. The second part of this thesis consisted in the development of a method for the kinematic analysis of external hand movements from the marker trajectories. Validation of this method was achieved using a model of the hand developed in silico. Since no noise was added to the marker trajectories in the silico model; kinematic parameters were estimated with precision. Moreover, assessment of the functional methods showed that the hand motions can be approximated by a plane, a circular arc or a spherical cap depending on the joint studied. After constructing the functional coordinate systems for each segment of the hand using the joint kinematic parameters, it was possible to decompose any joint rotation into three Cardan angles. This decomposition method was validated using the marker trajectories of the hand model, except for the trapeziometacarpal (TMC) and the metacarpophalangeal (MCP1) joints of the thumb which are more difficult to study. The last part of this thesis consisted in the analysis of the functional and the prehensile movements from the motion captures. The curves of the Cardan angles obtained from the functional movements are similar to those presented in the literature for all of the joints, except for the TMC joint. It was also noticed that the joint rotations do not occur around only one axis, but around one dominant axis and one or two secondary axes. However, some differences between the curves of the Cardan angles around the secondary axes obtained in this thesis and those presented in the literature were noticed for some joints. Despite only few prehensile grasps were analyzed, some interesting correlations were also found between the hand shape and the objects grasped, more particularly at the metacarpophalangeal (MCP) and the distal interphalangeal (DIP) joints.

Keywords: biomechanics, kinematic analysis, hand, motion capture, in vivo

Contribution biomécanique à l'analyse cinématique in vivo des mouvements de la main humaine

Résumé : La main est l'organe de préhension chez l'homme qui lui permet de manipuler des objets de tailles et de formes diverses et variées. Elle lui permet également d'effectuer des tâches, parfois d'une grande complexité, avec force ou avec une grande finesse. Il s'agit d'un outil d'une importance cruciale au quotidien, tant sur le plan domestique que sur le plan professionnel, et la perte de fonctionnalité de la main peut rapidement devenir un handicap pour certaines personnes. Bien qu'il existe encore peu d'études sur la capture et l'analyse des mouvements de la main dans la littérature scientifique, de nombreux domaines comme la médecine, l'ergonomie, le sport, la robotique, la réalité virtuelle ou les jeux vidéo s'y intéressent de plus en plus, afin de permettre aux personnes d'exploiter au mieux les fonctionnalités de la main tout en la préservant, ou de créer des interfaces homme-machine afin que celui-ci puisse interagir avec des robots ou en environnement virtuel. L'objectif de cette thèse a été de développer une méthode d'analyse cinématique in vivo et personnalisée afin de contribuer à une meilleure compréhension des mouvements de la main de l'homme. Une première partie du travail consiste à mettre en place un protocole de capture du mouvement de la main sur des sujets masculins et féminins de différentes tranches d'âges, allant de 20 à 50 ans. Les captures de mouvement ont été effectuées à l'aide d'un système optoélectronique et de 56 marqueurs passifs collés sur la peau de la main du sujet. Deux types de mouvements ont été capturés : les mouvements fonctionnels en flexion-extension et en abduction-adduction de la main, et les mouvements de prise d'objets cylindriques et sphériques. Les captures de mouvement sont ensuite labellisées afin d'identifier les différents marqueurs et de pouvoir en extraire les trajectoires. La deuxième partie du travail consiste à développer une méthode d'analyse cinématique des mouvements externes de la main à partir des trajectoires des marqueurs et de la valider à l'aide d'un modèle in silico. En plus d'estimer les paramètres cinématiques avec précision dans le cas où les trajectoires des marqueurs sont parfaites, l'évaluation des méthodes fonctionnelles montre que les mouvements de la main sont assimilables à des mouvements plans, circulaires ou sphériques en fonction de l'articulation étudiée. La construction des repères fonctionnels à partir des paramètres cinématiques pour chaque segment de la main permet ensuite de décrire les mouvements de rotation des articulations à l'aide des angles de Cardan. Les courbes des angles de Cardan obtenues à partir des trajectoires des marqueurs du modèle in silico permettent de valider la méthode de décomposition développée pour l'ensemble des articulations, à l'exception des articulations trapézo-métacarpienne (TMC) et métacarpo-phalangienne (MCP1) du pouce qui sont plus difficiles à analyser. La dernière partie de ce travail de thèse consiste à analyser les mouvements fonctionnels et les mouvements de prise d'objets à partir des captures expérimentales. Les courbes des angles de Cardan obtenues à partir des mouvements fonctionnels correspondent globalement à celles obtenues dans la littérature, sauf dans le cas de l'articulation TMC. De plus, ces courbes montrent que les rotations articulaires ne s'effectuent pas uniquement autour d'un axe, mais autour d'un axe de rotation dominant et d'un ou deux axes de rotation secondaires. Toutefois, les courbes des angles de Cardan des rotations autour des axes secondaires ne correspondent pas toujours à celles présentées dans la littérature. Bien que peu de mouvements de prise d'objets aient pu être analysés, certaines corrélations intéressantes ont pu être trouvées entre les postures de la main et la géométrie des objets manipulés, notamment au niveau des articulations MCP et IPD.

Mots-clefs : biomécanique, analyse cinématique, main, capture du mouvement, in vivo