



HAL
open science

Analyse et modélisation du mouvement de préhension

A. Savescu

► **To cite this version:**

A. Savescu. Analyse et modélisation du mouvement de préhension. Physique [physics]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2006. Français. NNT: . tel-00543780

HAL Id: tel-00543780

<https://theses.hal.science/tel-00543780>

Submitted on 6 Dec 2010

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.

THESE

présentée
devant l'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1
pour l'obtention du
DIPLOME DE DOCTORAT
présentée et soutenue publiquement le
2 Octobre 2006
par

Mme SAVESCU (STAICU) Adriana Violeta

ANALYSE ET MODELISATION DU MOUVEMENT DE PREHENSION

Directeur de thèse : Prof. Laurence CHEZE

Thèse soutenue le 2 octobre 2006 devant le jury composé de :

Professeur	Philippe	GORCE	Rapporteur
Professeur	Fethi	BEN OUEZDOU	Rapporteur
Expert senior	Claude	ANDRIOT	Examineur
Professeur	Guillaume	HERZBERG	Examineur
Professeur	Laurence	CHEZE	Directeur de thèse
Directeur de recherche	Jean-Pierre	VERRIEST	Codirecteur de thèse

REMERCIEMENTS

Avant de présenter ce rapport, mes plus vifs remerciements, vont à Mlle. Laurence CHEZE, Professeur Universitaire de l'Université Claude Bernard Lyon 1 et à Mr. le directeur du Laboratoire de Biomécanique et Modélisation Humaine, Jean-Pierre VERRIEST, pour m'avoir donné la chance de travailler avec eux, d'avoir partagé leur expérience avec moi et m'avoir donné l'envie de continuer dans le domaine de la recherche. L'ensemble de mon travail leur doit énormément, et en particulier ce mémoire. Qu'ils soient salués pour leur exigence et leur rigueur exemplaires...

Je tiens à exprimer mon profond respect et ma profonde reconnaissance à Mr. Philippe GORCE, Professeur Universitaire de l'Université du Sud Toulon - Var et Mr. Fethi BEN OUEZDOU, Professeur

Universitaire de l'Université de Versailles, d'avoir accepté d'être les rapporteurs de mon travail. Je suis très sensible au grand honneur qu'ils m'ont fait en acceptant d'examiner mon travail.

Également, j'exprime mes vifs remerciements à Mr. Guillaume HERZBERG, Professeur Universitaire de l'Université Lyon 1, et Mr. Claude ANDRIOT, Expert Senior au Commissariat à l'énergie atomique, Centre de Fontenay aux Roses, de m'avoir donné l'occasion de leur présenter mes travaux de thèse en acceptant de faire partie de mon jury et témoigner ainsi leur intérêt pour mes recherches. Leurs participation à ma soutenance en tant que membres du jury, m'honneur beaucoup.

De même, je tiens à adresser mes sincères remerciements à toute l'équipe Ergonomie du laboratoire et plus particulièrement à Mr. George BEURIER, chercheur à l'INRETS, et à Mr. Xuguang WANG, Directeur de Recherche à l'INRETS qui m'ont aidé pour la réalisation du mon travail dans des bonnes conditions.

Par la même occasion, je remercie toutes les personnes du laboratoire LBMH, thésards, stagiaires ou permanents qui ont été près de moi. Ces années de thèse se sont enrichies de fructueux échanges avec eux...

Je tiens à remercier ma petite famille que j'aime énormément et que je remercie chaleureusement du fond du cœur, d'avoir supporté mon

absence durant tous ces années de thèse et qui m'a soutenu à chaque moment difficile de ma vie.

Enfin, je tiens à remercier tous ceux que je n'ai pas cités mais que je n'ai pas oubliés pour autant et qui de près comme de loin m'ont aidé, soutenu et encourager aux moments opportuns. A tous, un grand MERCI !

Adriana

Adriana – Violeta SAVESCU

Thèse en biomécanique / 2006

Laboratoire de Biomécanique et Modélisation Humaine

Institut National de Recherche sur les Transports et leur Sécurité/Université Claude Bernard, Lyon1

Résumé

Le mouvement de préhension est un mouvement très complexe qui a fait l'objet de nombreuses recherches, non seulement dans le domaine ergonomique mais aussi dans le domaine clinique, en neurophysiologie, en robotique ou dans l'animation. Dans le contexte ergonomique, il est de plus en plus usuel d'utiliser un mannequin numérique pour reproduire et simuler des mouvements de préhension. Un tel outil, MAN3D, a été développé à l'INRETS. MAN3D permet la représentation des sujets humains (homme et femme) dans un environnement, ainsi que des interactions entre ces sujets et leur environnement. Cependant, dans l'état actuel de développement, les mouvements au niveau de la main sont peu réalistes et certaines postures réelles sont impossibles à reproduire. Cette limite est principalement liée à la modélisation trop simplifiée du modèle cinématique de la main.

L'objectif de cette thèse est donc en premier lieu de développer un modèle cinématique de la main, intégré dans le mannequin numérique MAN3D, capable de reproduire et de simuler, de la manière la plus réaliste possible, des postures de préhension. Un second objectif est d'exploiter ce modèle pour réaliser une base de données de postures de préhension adoptées naturellement lors de la prise et la manipulation de plusieurs types d'objets.

La démarche mise en œuvre a tout d'abord été expérimentale, pour le choix des objets et des postures à reproduire mais aussi pour déterminer les axes de mouvement au niveau de l'articulation trapézo-métacarpienne du pouce, très controversés dans la littérature. Puis, un nouveau modèle cinématique de la main a été développé, plus proche de l'anatomie fonctionnelle que les modèles existants, avec comme principale amélioration la possibilité de déformer la paume en réalisant l'arche métacarpienne. Cette qualité lui confère la possibilité de reproduire des postures de main non réalisables jusqu'à lors ou plus réalistes. Suite au développement de ce nouveau modèle, celui-ci a été intégré dans l'environnement du mannequin numérique MAN3D. Afin de déterminer les variables articulaires du modèle permettant de simuler les différentes postures, un algorithme minimisant l'écart entre les positions des centres articulaires expérimentales (estimées à partir de celles de marqueurs de surface recueillies à l'aide d'un système d'analyse du mouvement) et celles des points correspondants du modèle a été développé.

Ce modèle a enfin été exploité pour la réalisation d'une base de données des postures de la main, à partir de données expérimentales. Cette base de données contient des postures de préhension de force et de précision, adoptées lors de la prise d'objets de forme sphérique, cylindrique et cubique de différentes dimensions (40, 60, 80 mm de diamètre ou le côté). Des validations qualitatives et quantitatives du modèle ont ensuite été effectuées. La comparaison entre le modèle existant et le nouveau modèle de main, portant sur l'écart entre les centres articulaires estimés à partir des données expérimentales et ceux du modèle, montrent une amélioration moyenne de 20 mm sur l'ensemble des doigts et des postures analysées. Cette différence renforce l'hypothèse concernant la nécessité d'introduire dans le modèle de la main la déformation en arche de la paume.

Table de matières

THESE	1
REMERCIEMENTS	3
Chapitre 1	13
Introduction générale	13
1. Problématique	15
2. Objectifs	18
3. Organisation du mémoire de thèse	19
Chapitre 2	21
Caractérisation des postures de la main	21
1. Considérations anatomiques	23
1.1 Les plans du corps et de la main	24
1.1.1 Dénomination des plans du corps utilisés dans les descriptions anatomiques.....	24
1.1.2 Dénomination des plans de la main utilisés dans les descriptions anatomiques.....	25
1.2 Les os et les articulations de la main	26
1.3 Les mouvements de la main.....	27
1.3.1 Le creusement de la paume	28
1.3.2 Les mouvements des doigts	30
1.3.3 Les mouvements du pouce	32
2. Classifications des postures de préhension	35
3. Etude expérimentale des modes de préhension naturels	40
3.1 Objectif.....	40
3.2 Description de l'expérimentation.....	41
3.3 Résultats	42
4. Moyens de mesure	51

4.1	Moyens de mesure en statique	52
4.2	Moyens de mesure du mouvement	53
4.2.1	CyberGlove	53
4.2.2	Système de mesure opto-électronique	58
5.	Synthèse	61
Chapitre 3.....		63
Développement du modèle cinématique de la main.....		63
1.	Etude bibliographique.....	65
2.	Construction du modèle cinématique de la main	75
2.1	Etude expérimentale de l'articulation trapézo-métacarpienne du pouce	78
2.1.1.	Objectif.....	78
2.1.2.	Description de l'expérimentation	79
2.1.3.	Méthode de calcul des paramètres des axes des mouvements	82
2.1.4.	Résultats	85
2.1.5.	Conclusions	86
2.2	Définition du modèle cinématique de la main	88
2.2.1.	Méthode : Convention Denavit – Hartenberg	88
2.2.2.	Définition du modèle	90
2.2.3.	Modèle cinématique du majeur et de l'index.....	91
2.2.4.	Modèle cinématique de l'annulaire et de l'auriculaire.....	93
2.2.5.	Modèle cinématique du pouce.....	96
2.3	Intégration du modèle dans MAN3D	97
2.3.1.	Intégration dans MAN3D de l'architecture du modèle de la main.....	98
2.3.2.	Etude expérimentale pour la validation qualitative du nouveau modèle dans l'environnement MAN3D	99
2.3.2.1	Objectif.....	99
2.3.2.2	Objets et postures réalisées.....	99
2.3.2.3	Sujets.....	101
2.3.2.4	Description de l'expérimentation	103
2.3.2.5	Méthode de positionnement et dimensionnement de MAN3D.....	104
2.3.2.6	Résultats	105
2.4	Modèle cinématique inverse	107
2.5	Etude expérimentale pour la validation quantitative du modèle	118
2.5.1.	Objectif.....	118
2.5.2.	Description de l'expérimentation	118
2.5.3.	Résultats et validation.....	120
3.	Synthèse.....	123
Chapitre 4.....		127
Exploitation du modèle cinématique de la mai.....		127
1.	Reproduction postures de main	129
1.1	Etude expérimentale préliminaire pour le choix du moyen de mesure.....	129
1.1.1	Objectif.....	130
1.1.2	Description de l'expérimentation	130
1.1.3	Méthode	132
1.1.4	Résultats	136
1.2	Etude expérimentale pour déterminer une base de données des postures de la main... 140	

1.2.1	Objectif.....	140
1.2.2	Forme et dimensions d'objets.....	141
1.2.3	Position de l'objet.....	142
1.2.4	Postures de main imposées.....	142
1.2.5	Sujets.....	143
1.2.6	Dimensions anthropométriques.....	144
1.2.7	Positionnement des marqueurs.....	145
1.2.8	Moyen de mesure utilisé.....	146
1.2.9	Description de l'expérimentation.....	146
1.2.10	Résultats.....	148
1.3	Reproduction des postures de la main à l'aide du mannequin numérique MAN3D.....	152
2.	Analyse des postures de main.....	156
3.	Synthèse.....	164
	<i>Conclusions et perspectives.....</i>	<i>167</i>
	<i>Bibliographie.....</i>	<i>173</i>
	Annexe I : Mesures anthropométriques.....	183
	Annexe II : Concept de vissage fini.....	186
	Annexe III : Intégration dans MAN3D de l'architecture du modèle de la main.....	190

Chapitre 1

Introduction générale

1. Problématique

L'ergonomie connaît un essor de plus en plus important dans tous les domaines d'activités. Mais que signifie « ergonomie » ? Si l'on consulte un dictionnaire, l'**ergonomie** (du grec ergos, le travail et de Nomos, la loi) est une discipline qui vise l'adaptation d'un système à son utilisateur, afin que ce dernier puisse mener ses activités avec un maximum d'efficacité, de satisfaction et de bien-être, avec une phase d'adaptation réduite. En conséquence, l'ergonomie suscite plusieurs types de questions, ayant trait à des problématiques d'ordre physique ou d'ordre mental. D'un côté, on cherche à adapter l'outil aux caractéristiques physiologiques et morphologiques de l'être humain (ou d'une certaine population) dans son environnement. De l'autre côté, on adapte les outils au fonctionnement cognitif des utilisateurs. Mais intéressons nous de plus près à l'ergonomie physique ... Un des outils qui peuvent aider à répondre aux questions de l'ergonomie physique est le mannequin numérique. Un mannequin numérique est à même de représenter géométriquement des sujets humains (de différentes tailles) dans leur environnement. La capacité des mannequins numériques à s'adapter facilement à différentes situations et environnements fait qu'ils remplacent progressivement les maquettes physiques souvent coûteuses et non réutilisables. Ainsi, la mise en œuvre des mannequins numériques permet de réduire les coûts et le temps de conception d'un produit, ce qui est un objectif majeur de toute industrie. La figure 1.1. montre une comparaison entre les coûts de conception d'un produit utilisant une maquette physique et un autre faisant appel au mannequin numérique.

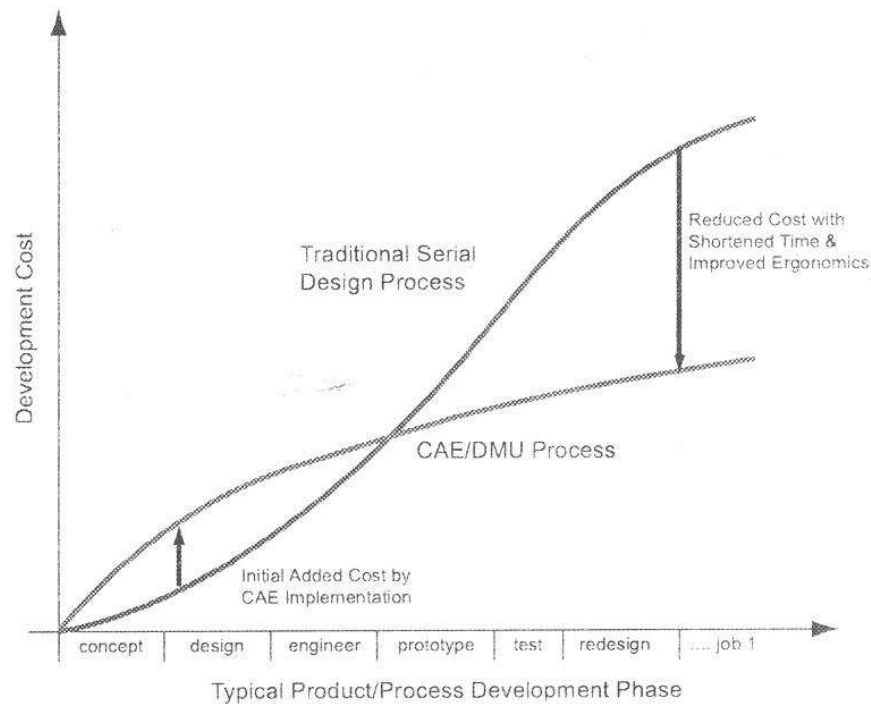


Figure 1.1. Comparaison des profils des coûts d'un produit utilisant une méthode traditionnelle (Traditional Serial Design Process) et utilisant une méthode de conception par ordinateur (Computer Aided Engineering) [Zhang et al., 2005]

Un tel outil, MAN3D, a été développé à l'INRETS. MAN3D est un logiciel permettant de créer des représentations géométriques de sujets humains, homme ou femme, de dimensions variées. Ces sujets peuvent être mis en place dans un environnement, avec une posture (debout, assis,...) qui peut être modifiée par l'utilisateur pour s'adapter aux conditions créées par l'environnement. Des mouvements des membres et du tronc peuvent également être simulés de façon à évaluer les interactions géométriques des sujets avec l'environnement [MAN3D, Manuel de référence, 2002].

Le mannequin est composé de quatre modèles complémentaires :

- Le modèle géométrique est constitué des chaînons squelettiques et des volumes solides associés. Ces deux types d'éléments permettent de reproduire les contours corporels dans diverses attitudes. Les chaînons sont des barres rectilignes reliant deux points articulaires ayant 1, 2 ou 3 degrés de liberté. Le squelette de MAN3D est défini par 55 chaînons liés

par des articulations (Figure 1.2.).

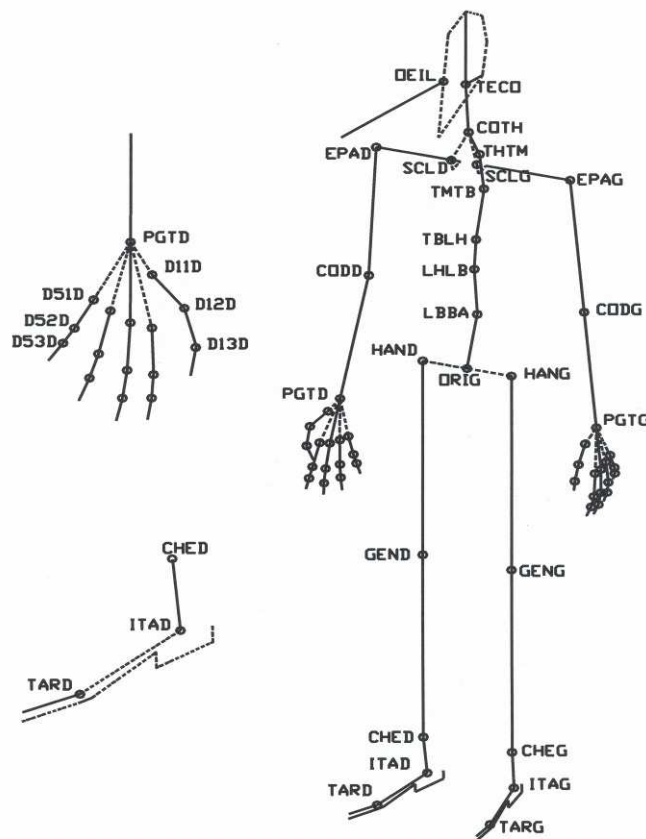


Figure 1.2. Emplacement des articulations dans MAN3D

- Le modèle anthropométrique représente le corps humain par 54 variables anthropométriques de base, judicieusement choisies. Ces variables correspondent à des mesures externes de longueur, diamètre (largeur ou profondeur), circonférence. Dans ces variables sont incluses également les longueurs de chaînes internes qui ne sont pas à proprement parler des mesures anthropométriques.
- Le modèle cinématique représente l'architecture des chaînes du squelette, liés entre eux par des articulations possédant 1, 2 ou 3 degrés de liberté en rotation. Le formalisme de Denavit-Hartenberg [Denavit et al., 1955] a été retenu pour décrire la chaîne cinématique de l'ensemble du squelette.

- Le modèle fonctionnel, enfin, permet d'une part, de représenter des individus de sexe et de dimensions différentes et, d'autre part, de placer ces individus en situation afin d'examiner les interactions entre ceux-ci et l'environnement.

Il est à noter qu'ici, ainsi que dans la suite de ce document, le terme « modèle cinématique » fait référence à la description des degrés de liberté et de l'agencement des liaisons de la chaîne cinématique. Cette terminologie générique est largement employée dans la littérature pour décrire l'architecture de la chaîne cinématique [Rijkema and Girard, 1991], [Bucholtz et al., 1992], [Rohling et al., 1994], [Griffin et al., 2000], [Zhang, 2004], bien que dans la littérature spécifique au domaine robotique, ceci corresponde à ce qui est communément appelé modèle géométrique ; le terme modèle cinématique étant réservé à la description de l'état des vitesses articulaires (voir ces définitions au Chapitre 3, paragraphe 2.4). Dans ce travail, seul le modèle géométrique (au sens strictement roboticien) sera considéré, mais dénommé modèle cinématique comme dans la littérature non spécialisée.

Comme d'autres mannequins numériques Jack [UGS, 2004] ou Ramsis [Human Solution, 2004], une des limitations actuelles de MAN3D est son incapacité à simuler de façon réaliste des postures de mains complexes, du fait d'un modèle cinématique de la main assez peu évolué.

2. Objectifs

Dans ce contexte, l'objectif principal du travail de thèse est de développer un modèle cinématique de la main permettant la simulation réaliste de postures, en trouvant un bon compromis entre un modèle très fidèle de la complexité fonctionnelle de la main humaine et un nombre de degrés de liberté indépendants raisonnable pour permettre la commande du modèle. Une fois ce modèle mis en place, des expérimentations vont être conduites pour nous permettre d'établir une

base de données de postures de préhension d'objets de différentes formes (sphère, cylindre et cube) et dimensions variées (40, 60, 80 mm). L'analyse des postures naturelles de préhension va ensuite permettre de mettre en évidence des relations entre les paramètres de l'objet et de la main pour définir des lois de couplage des mouvements élémentaires des doigts définissant ces attitudes. Les résultats de ce travail permettront, par la suite, de générer, pour la main, des commandes paramétrées d'exécution de gestes de préhension.

3. Organisation du mémoire de thèse

L'organisation de ce document suit la démarche adoptée pour la réalisation du travail de thèse.

Tout d'abord, la première partie (Partie 2 : Caractérisation des postures de la main) résume quelques considérations anatomiques de la main pour mieux comprendre sa morphologie et sa fonctionnalité. Puis, se focalisant davantage sur les postures de préhension, un bref rappel bibliographique a été fait en ce qui concerne la classification des postures de préhension. Puisque la majorité des tâches de préhension implique des objets, une étude expérimentale a ensuite été menée pour observer quel type d'objet est le plus utilisé et quelle posture est la plus fréquente. Enfin, la démarche à suivre étant basée sur l'expérimentation, l'attention a été portée sur les moyens de mesure possibles à utiliser pour atteindre les objectifs établis.

La deuxième partie (Partie 3 : Développement du modèle cinématique de la main) commence avec une description bibliographique des modèles cinématiques de la main existants dans la littérature de spécialité. Un manque de consensus ayant été constaté en ce qui concerne la modélisation de l'articulation trapézo-métacarpienne du pouce ; une étude expérimentale a été mise en place pour but de définir les axes de mouvement de cette articulation. Le modèle cinématique de la

main est ensuite décrit en détail, ainsi que la méthode adoptée pour son développement. Une première validation qualitative de l'architecture du modèle de la main a fait l'objet d'une étude expérimentale. Puis, la commande du modèle, c'est-à-dire la détermination des variables articulaires permettant de reproduire des postures données a été mise en place, suivie d'une seconde étude expérimentale ayant permis une validation quantitative du modèle et de l'algorithme de calcul des paramètres articulaires.

La dernière partie (Partie 4 : Exploitation du modèle cinématique de la main) présente l'étude expérimentale mise en œuvre pour construire une base de données de postures de main, dans le cadre de la manipulation d'objets de formes et tailles différentes

Chapitre 2

Caractérisation des postures de la main

1. Considérations anatomiques

Située à l'extrémité du poignet, la main est un outil très perfectionné [Calais Germain, 1991], doté d'une grande richesse fonctionnelle qui lui procure une surabondance de possibilités dans les positions, les mouvements et les actions [Kapandji, 1980].

Du point de vue physiologique, la main représente l'extrémité effectrice du membre supérieur. Elle permet au membre supérieur de se présenter dans la position la plus favorable pour une action donnée. Cependant, la main n'est pas seulement un organe d'exécution, c'est aussi un récepteur sensoriel extrêmement sensible et précis dont les données sont indispensables à son action même. Le facteur sensoriel peut donner des informations sur l'objet et, implicitement, sur la posture à réaliser pour une préhension stable. La main est aussi, comme Kapandji le définissait, l'éducateur de la vue. Elle permet de contrôler et d'interpréter les informations. Elle est à la base de ce sens très particulier, la stéréognosie, connaissance du relief, de la forme, de l'épaisseur, de l'espace en un mot.

Pour pouvoir décrire plus avant les spécificités de la main, nous allons d'abord rappeler le vocabulaire spécifique utilisé par les anatomistes.

1.1 Les plans du corps et de la main

1.1.1 Dénomination des plans du corps utilisés dans les descriptions anatomiques

Pour éliminer les possibles confusions, les chercheurs ont adopté une position anatomique standard, proposée par les anatomistes, pour décrire le corps humain et ses mouvements. Dans la **position anatomique standard** le corps est droit, debout, la face et les yeux regardent droit devant, les bras le long du corps et les paumes orientées vers l'avant [MacKenzie, Iberall, 1994].

La figure suivante (Figure 2.1.) montre les plans du corps définis dans la position anatomique standard. Le **plan sagittal** est un plan vertical qui divise le corps en deux parties : la partie droite et la partie gauche. Le **plan frontal** (coronal) est un plan vertical qui découpe le corps en une partie antérieure et une partie postérieure. Le bas et le haut du corps sont divisés par le **plan transversal** (horizontal).

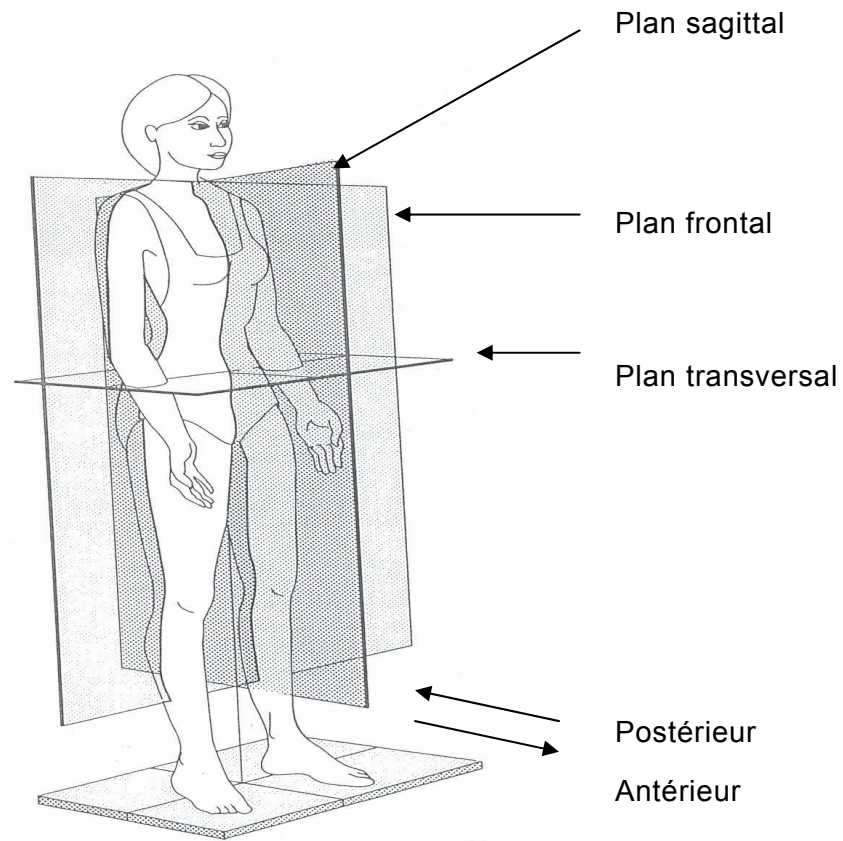


Figure 2.1. Dénominations des plans du corps [MacKenzie et al., 1994].

1.1.2 Dénomination des plans de la main utilisés dans les descriptions anatomiques

Les descriptions anatomiques de la main distinguent quatre plans :

- le **plan dorsal** qui correspond à la partie dorsale de la main,
- le **plan palmaire** représentant la partie palmaire de la main,
- le **plan radial** situé du côté du radius (côté pouce),

- le **plan ulnaire** qui se situe du côté du cubitus (ulna).

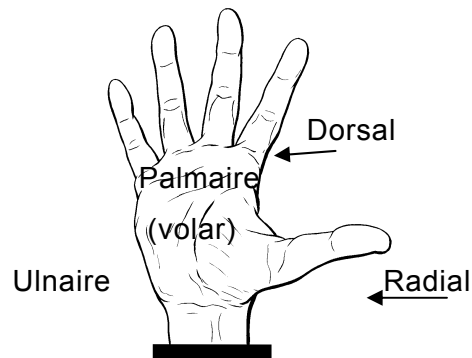


Figure 2.2. Dénominations des plans de la main

1.2 Les os et les articulations de la main

La main, vue côté palmaire, montre trois régions osseuses (Figure 2.3.) :

- la première rangée, antibrachiale, comprend les os du carpe et fait suite aux os de l'avant-bras (cubitus et radius) ;
- la deuxième rangée, métacarpienne, comprend les cinq métacarpiens qui forment les os de la paume ;
- la troisième rangée, les phalanges (proximales, médiales et distales), forment le squelette du doigt.

Les os du squelette sont liés entre eux par des articulations comportant un, deux ou trois degrés de liberté. L'index, le majeur, l'annulaire et l'auriculaire, appelés aussi doigts longs, comportent trois articulations : l'articulation métacarpo-phalangienne (MCP), l'articulation inter-phalangienne proximale (IPP) et l'articulation inter-phalangienne distale (IPD). Contrairement aux autres doigts, le pouce comporte une grande mobilité au niveau de l'articulation carpo-métacarpienne (CMC). Il ne possède que deux phalanges, avec une articulation métacarpo-phalangienne (MCP) et une articulation inter-phalangienne (IP).

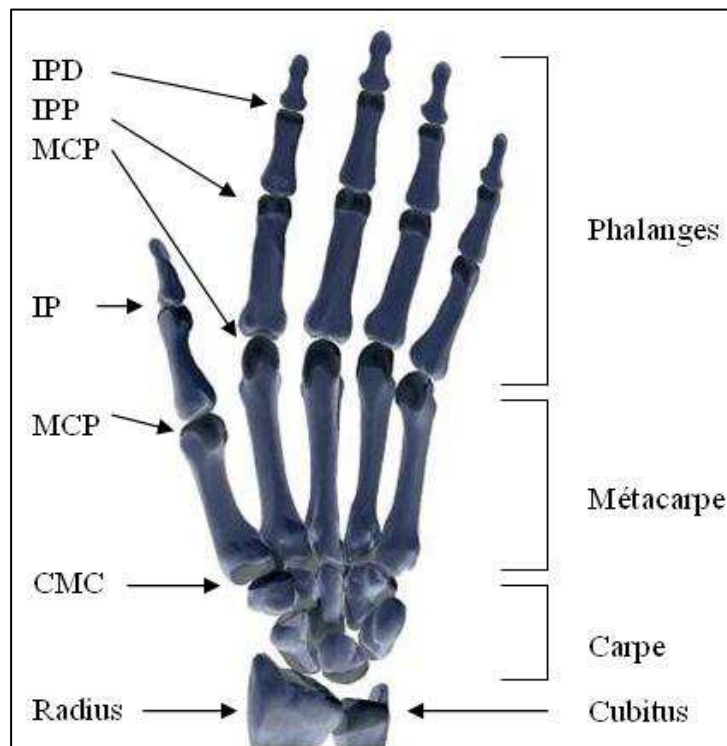


Figure 2.3. Les os et les articulations de la main

1.3 Les mouvements de la main

Il est difficile de définir les mouvements de la main car, comme Kapandji le précise, les mouvements des doigts ne s'effectuent habituellement pas par rapport au plan de symétrie du corps (mouvements d'adduction/abduction), mais par rapport à *l'axe de la main*. L'axe de la main est constitué par *le troisième métacarpien et le majeur*. Cet axe a un rôle particulier car, pendant les mouvements d'écartement et de rapprochement des doigts, le

majeur reste pratiquement immobile. Ceci est également renforcé par le fait que lorsqu'on écarte volontairement les doigts (Figure 2.4.), l'axe de chacun des cinq doigts vient converger vers la base de l'éminence thénar, en un point qui correspond approximativement au tubercule du scaphoïde.

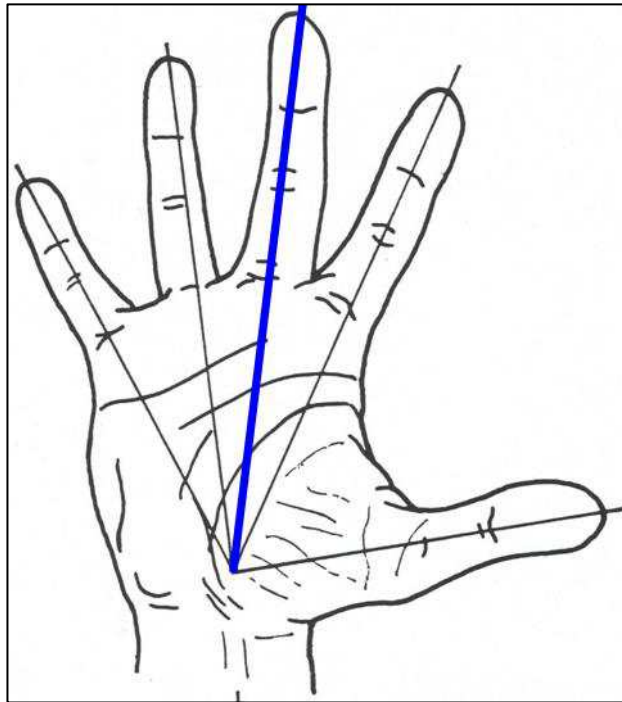


Figure 1.6. L'axe de la main

1.3.1 Le creusement de la paume

Lors des mouvements de creusement de la paume de la main, la concavité de la gouttière carpienne s'accroît légèrement, grâce à de petits mouvements de glissement dans les arthroïdes siégeant entre les différents os du carpe.

Par convention, les doigts sont numérotés de 1 à 5 en partant du pouce. Le creusement de la paume résulte essentiellement des mouvements des quatre derniers métacarpiens par rapport au carpe. Ces mouvements, effectués dans **les articulations carpo-métacarpiennes**, consistent en flexions/extensions de faibles amplitudes, cette amplitude allant croissant du deuxième au cinquième métacarpien.

Lorsque la main est plate, les têtes des quatre derniers métacarpiens sont alignées sur une même droite AB ; [Kapandji, 1980]. Lorsqu'elle se creuse (Figure 2.5.), la tête des trois derniers métacarpiens « avance », et ce, d'autant plus qu'on se rapproche du cinquième. Les têtes des métacarpiens se disposent alors suivant une ligne courbe A'B : l'arche transversale métacarpienne.

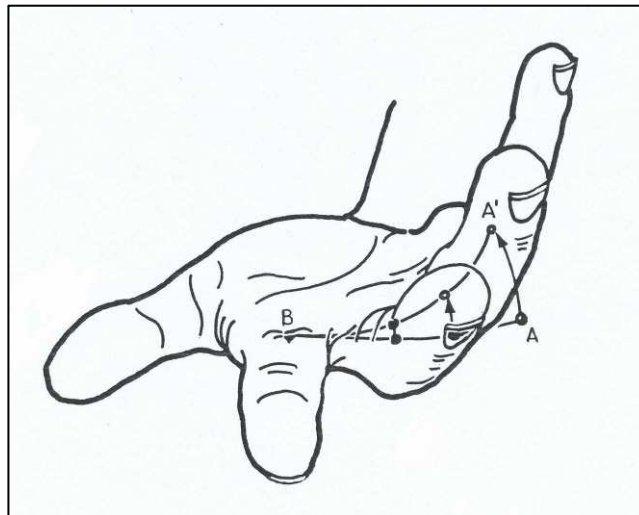


Figure 2.5. L'arche transversale métacarpienne

La tête du cinquième métacarpien A, animé du mouvement le plus ample, se porte non seulement en avant, mais encore légèrement en dehors en position A' à cause d'une double obliquité dans l'articulation os crochu-cinquième métacarpien, d'une part par rapport au plan frontal et d'autre part, par rapport à l'axe diaphysaire du cinquième métacarpien (Figure 2.6.) :

- l'obliquité de l'axe XX' détermine, pour l'auriculaire, un mouvement en avant par rapport au plan frontal et en direction du grand os (suivant la flèche blanche) ;

- l'obliquité par rapport à l'axe diaphysaire du cinquième métacarpien porte l'auriculaire en dehors (rotation conique).

La figure 2.6 présente une vue distale de la deuxième rangée du complexe du carpe, de la main droite.

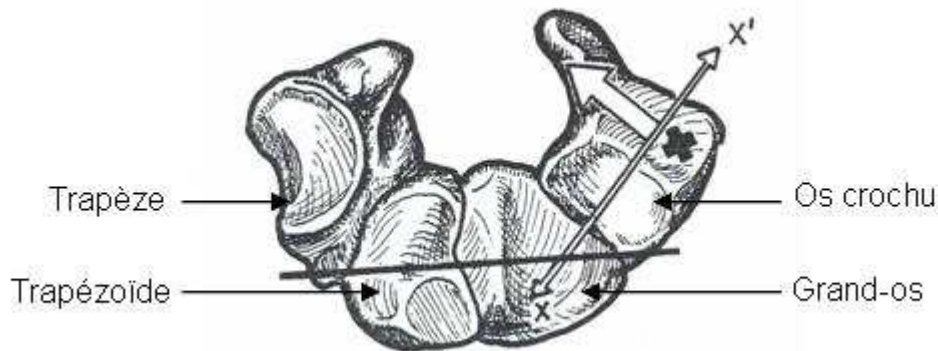


Figure 2.6. L'obliquité dans l'articulation os crochu – cinquième métacarpe

Ce mouvement du cinquième métacarpien en avant et en dehors, en même temps qu'il effectue une légère supination par rotation longitudinale automatique, peut être assimilé à une opposition en direction du pouce, participant à l'opposition symétrique du cinquième doigt.

1.3.2 Les mouvements des doigts

Les articulations métacarpo-phalangiennes (MCP) (Figure 2.3.) entre les métacarpiens des phalanges proximales sont de type condylien, elles possèdent donc deux degrés de liberté : la flexion / extension (F/E) et l'inclinaison latérale, souvent appelée

abduction/adduction (ABD/ADD). La stabilisation de la métacarpo-phalangienne est assurée dans la flexion par les ligaments latéraux et dans l'extension par les muscles interosseux.

Les articulations inter-phalangiennes proximales (IPP) et distales (IPD) (Figure 2.3.) entre les phalanges (proximales et médianes d'une part, et médianes et distales d'autre part) sont des articulations de type trochléen, qui possèdent un seul degré de liberté : la flexion/extension (F/E). Il n'existe pas à leur niveau de mouvements de latéralité actifs. S'il existe quelques mouvements passifs de latéralité pour l'inter-phalangienne distale, l'inter-phalangienne proximale est par contre remarquablement stable latéralement [Kapandji, 1980].

Un point important est le plan dans lequel s'effectue la flexion pour chacun des quatre derniers doigts :

- l'index fléchit directement dans le plan sagittal, vers la base de l'éminence thénar ;
- lors des flexions des autres doigts, leurs axes convergent en un point situé à la partie basse de la gouttière du pouls. Il faut donc, pour que ceci se réalise, que les trois derniers doigts se fléchissent, non pas dans un plan sagittal comme l'index, mais dans une direction d'autant plus oblique qu'il s'agit d'un doigt plus externe. L'intérêt de ce mode de flexion « oblique » est qu'il permet aux doigts les plus externes (l'annulaire et l'auriculaire) de s'opposer au pouce aussi bien que l'index.

Un élément très important dans l'analyse des mouvements des doigts est l'amplitude articulaire. Le tableau suivant (Tableau 2.1) présente les amplitudes articulaires des doigts longs fournis par Marieb [Marieb, 1993] et Kapandji [Kapandji, 1980].

Tableau 2.1. Amplitudes articulaires des doigts longs de la main [Kapandji, 1980], [Marieb, 1993]

Doigt	Articulation	Mouvement	Amplitude [°] [Marieb, 1993]	Amplitude [°] [Kapandji, 1980]
Doigt long	MCP	Flexion/Extension	90/45	90 - <90/30-40
	IPP	Flexion/Extension	100/0	90 - 135/0
	IPD	Flexion/Extension	80/0	>90 - 90/0(5)

Index	MCP	Abduction/Adduction	0/60	30
Majeur	MCP	Abduction/Adduction	0/0	30
Annulaire	MCP	Abduction/Adduction	26/0	30
Auriculaire	MCP	Abduction/Adduction	35/0	30

Les différences entre les amplitudes articulaires considérées par Marieb et Kapandji est due à la différence de définition des mouvements. Ainsi Marieb considère les mouvements d'abduction/adduction par rapport à l'axe du majeur alors que Kapandji considère les mouvements absolus.

1.3.3 Les mouvements du pouce

La grande mobilité fonctionnelle du pouce est due à l'agencement particulier de sa colonne ostéo-articulaire, qui comprend : le scaphoïde, le trapèze, le premier métacarpien, la première phalange et la deuxième phalange.

Le pouce occupe une position et une fonction à part dans la main car il est indispensable à la formation de pinces pollici-digitales avec chacun des autres doigts, en particulier l'index, et aussi à la constitution d'une prise de force avec les autres doigts. Il peut également prendre part à des actions associées à des prises concernant la même main. Ce rôle éminent, le pouce le doit d'une part à sa situation en avant de la paume et des autres doigts lui permettant de se porter, dans le **mouvement d'opposition**, à la rencontre des autres doigts isolément ou globalement ou de s'en écarter par le **mouvement de contre-opposition** pour relâcher la prise. Il le doit d'autre part à sa grande souplesse fonctionnelle, due à l'organisation très particulière de sa colonne ostéo-articulaire et de ses moteurs musculaires.

Les mouvements « purs » du premier métacarpien dans l'*articulation carpo-métacarpienne* (CMC) appelée aussi l'*articulation trapézo-métacarpienne* (TMC) (Figure 2.3.) sont exprimés dans le système de référence trapézien (Figure 2.7.) :

- un mouvement d'*antéposition* (**A**) / *rétoposition* (**R**), parfois appelé abduction / adduction ;
- un mouvement de *flexion* (**F**) / *extension* (**E**), approximativement perpendiculaire au précédent.

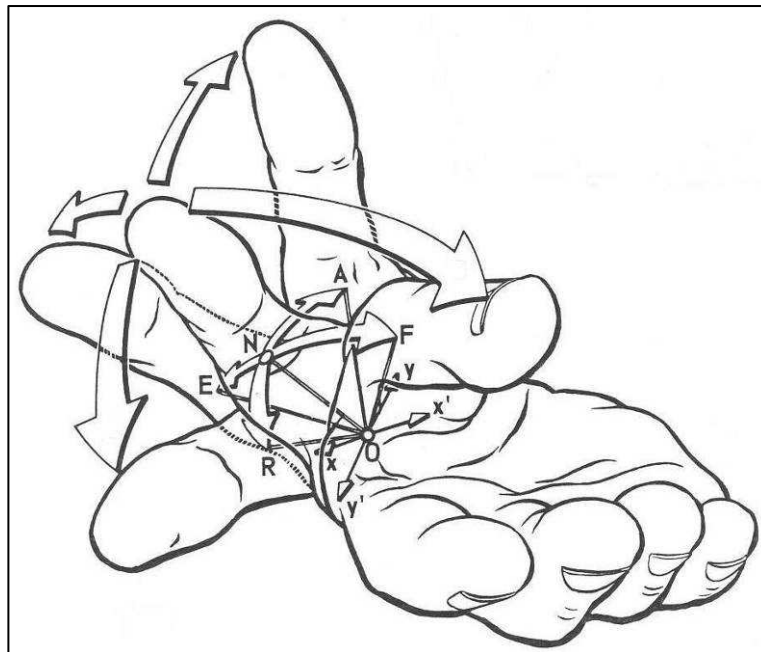


Figure 2.7. Définition des mouvements purs du pouce [KAPANDJI, 1980]

Ces mouvements s'effectuent à partir de la *position neutre* du pouce, qui est la position de repos musculaire. Elle se caractérise par un silence électromyographique, les muscles décontractés ne libérant aucun potentiel d'action.

Les mouvements purs s'accompagnent d'un mouvement de *rotation axiale* automatique autour du métacarpe, aussi appelé pronation lorsque le pouce vient opposer sa pulpe aux autres doigts, et supination dans le sens inverse.

L'articulation métacarpo-phalangienne (MCP) (Figure 2.3.) est considérée par les anatomistes comme une articulation condylienne. Elle possède donc deux degrés de liberté : la flexion / extension (F/E) et la latéralité. En réalité, sa biomécanique complexe y associe un troisième degré de liberté, la rotation de la première phalange sur son axe longitudinal soit en supination, soit en pronation, mouvement non seulement passif, mais surtout actif indispensable dans l'opposition.

A première vue, **l'articulation inter-phalangienne** (IP) (Figure 2.3.) du pouce est une articulation de type trochléen, qui possède un axe fixe, passant par le centre de courbure des condyles de la tête de la première phalange, autour duquel s'effectuent des mouvements de flexion / extension.

Néanmoins, des expériences sur pièces anatomiques et sur le vivant [Kapandji, 1980] ont montré qu'en extension complète, apparaît un angle de 5 à 10° dans le sens de la pronation. Ainsi, la deuxième phalange du pouce subit une pronation de 5-10° au cours de sa flexion.

Les amplitudes articulaires des mouvements du pouce selon Marieb [Marieb, 1993] et Kapandji [Kapandji, 1980] sont synthétisées dans le tableau suivant (Tableau 2.2).

Tableau 2.2. Amplitudes articulaires des mouvements du pouce [Marieb, 1993], [Kapandji, 1980].

Doigt	Articulation	Mouvement	Amplitude [°] [Marieb, 1993]	Amplitude [°] [Kapandji, 1980]
Pouce	TMC (CMC)	Flexion/Extension	45/0	50/70
		Abduction/Adduction	0/60	40/60
	MCP	Flexion/Extension	80/15	60-70
	IP	Flexion/Extension	55/10	75 – 80/5 - 10

Ici encore, comme pour les amplitudes articulaires des doigts longs, il existe des différences qui sont essentiellement dues à la différence de définition des mouvements. En effet, Kapandji définit les mouvements du pouce à partir de la position neutre de celui-ci, alors que Marieb définit ces mouvements par rapport au plan de la paume.

Après ce bref rappel sur l'architecture et l'anatomie fonctionnelle de la main, nous allons maintenant essayer de cerner quelles sont les postures de la main les plus pertinentes à chercher à reproduire par notre modèle.

2. Classifications des postures de préhension

La classification des postures de la main a fait l'objet de nombreux travaux, et les principales approches vont être présentées dans ce qui suit.

MacKenzie et Iberall [MacKenzie et al. 1994] ont fait une synthèse de plusieurs classifications des postures de mains. Dans cet ouvrage il est précisé qu'en 1919, G. Schlesinger a proposé une classification des postures de préhension qui a servi par la suite aux chercheurs dans différentes perspectives dans le domaine médical, clinique, ergonomique ou pour les applications industrielles. Une classification succincte des postures de préhension, proposée par Schlesinger, est présentée dans la figure suivante (Figure 2.8.). Il a cherché à caractériser la fonctionnalité du mouvement de préhension dans le but de définir des catégories de postures pour les prothèses de main. Cette classification comporte 6 classes de postures de préhension :

- cylindrique pour la préhension des objets de forme cylindrique ou des outils ;
- « tip » pour la préhension d'objets petits ou aigus (une aiguille, un stylo, la page d'un livre) ;
- « hook or snap » pour la préhension avec la fonction de porter (une valise) ;
- palmaire représentative de la préhension des objets plats (une clé) ;
- sphérique pour la prise d'objets de forme sphérique (une balle) ;
- latérale réalisée pour la prise d'objets fins, plats (une feuille de papier).

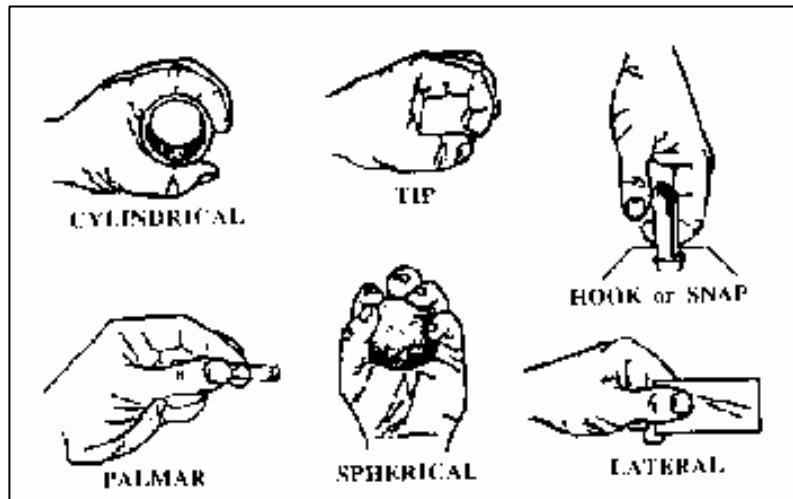


Figure 2.8. Classification des postures de la main – Schlesinger- [MacKenzie et al. 1994]

Cette classification prend en compte trois paramètres très importants :

- la forme de l'objet : cylindrique, sphérique, parallélépipédique ;
- les surfaces de la main qui participent à la préhension : les phalanges distales ou même les point terminaux des doigts (tip), la paume ou seulement les doigts ;
- la forme de la main : main ouverte ou main fermée.

Une alternative à la classification de Schlesinger est celle proposée par Slocum et Pratt (1946) qui réduisent les six catégories définies par Schlesinger en seulement trois :

- « grasp » qui est définie par l'action combinée des doigts qui sont en opposition avec le pouce et de la paume,
- « pinch » pour laquelle la pulpe de la phalange distale du pouce est en opposition avec la pulpe des phalanges distales des autres doigts,
- « hook » où les doigts sont fléchis, le pouce est en opposition mais sans que les doigts ne soient en contact avec la paume.

Toutefois, ces classifications n'ont pas pris en compte la tâche à réaliser alors que le mouvement de préhension n'a pas de signification intrinsèque en dehors la tâche pour laquelle il est réalisé. En 1956, J. Napier [Napier, 1956] a considéré qu'une classification des postures de la main doit tenir compte de deux facteurs essentiels : la description anatomique

de la main et sa fonctionnalité (autrement dit, la tâche). Il considère que les sources de décision de la réalisation d'une posture de préhension sont : la forme de l'objet, sa taille, son poids, ses surfaces caractéristiques et la motivation de chaque sujet, mais la plus importante de toutes est la fonctionnalité de la prise ou son but. Ainsi il considère que les postures de la main peuvent se classer en postures de force et postures de précision (Figure 2.9.) qui correspondent aux capacités de la main à réaliser des activités requérant de la force ou de la précision.

Les postures de force peuvent être différenciées (Figure 2.9. A. et C) en fonction de la position du pouce par rapport aux autres doigts. L'élément de précision dans ce type de posture est représenté par la position du pouce par rapport aux autres doigts. Dans le cas de la prise de force de la figure 2.9.A, le pouce se situe dans le plan de la paume et, dans ce cas, il est possible de recevoir des informations sensorielles de l'objet et donc d'obtenir une certaine précision de la prise. Par contre, la prise de force de la figure 2.9.C cherche à développer une force maximale, le pouce étant en abduction.

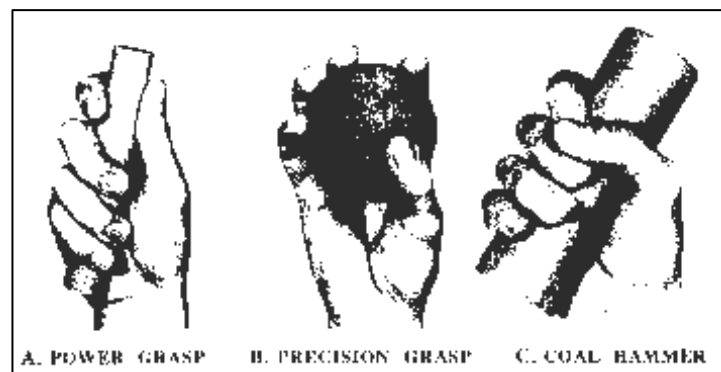


Figure 2.9. Classification des postures de la main – Napier - [Napier, 1956]

Les postures de précision sont réalisées avec le pouce en opposition par rapport aux autres doigts. La posture la plus précise est réalisée entre le pouce et l'index pour la prise des petits objets.

Dans la littérature du domaine de la robotique, l'équipe de Cutkosky a développé la classification des postures de la main proposée par Napier. Ils considèrent deux classes (postures de force et de précision) et sept sous-classes (Figure 2.10.).

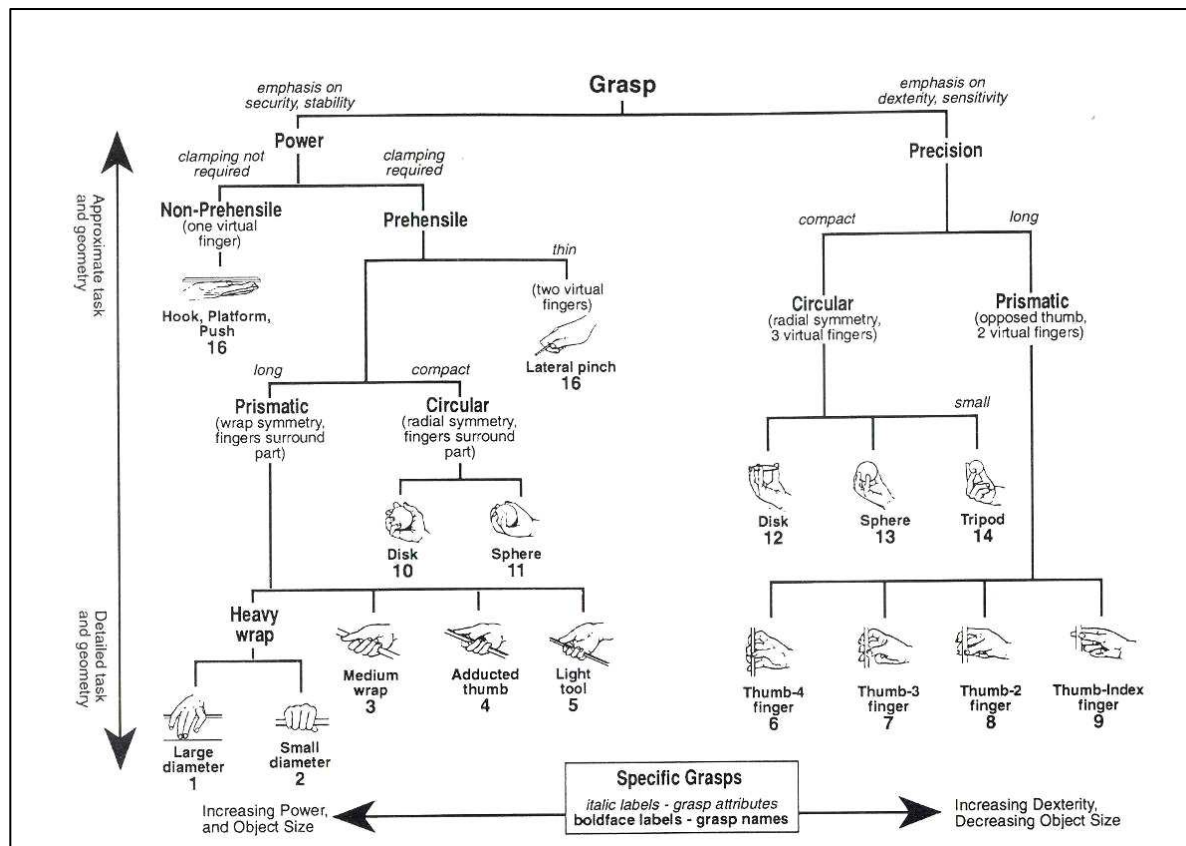


Figure 2.10. Classification des postures de la main – Cutkosky – [MacKenzie et al. 1994]

Dans son étude, Miller [Miller, 2001] a considéré cette classification pour simuler des mouvements de préhension.

Un autre procédé de classification des postures de la main est d'analyser les deux forces en opposition qui interviennent dans la réalisation d'une posture de préhension. Iberall, Bingham et Arbib emploient le terme « opposition » pour décrire trois directions de base des forces qui interviennent dans la réalisation d'une posture de préhension. Ainsi, ils ont défini les postures suivantes (Figure 2.11.) :

- « pad » opposition : les directions des forces appliquées par les doigts en opposition sont parallèles à la paume (A) ;
- « palm » opposition : les directions des forces appliquées sont perpendiculaires au plan de la paume (B) ;

- « side » opposition : les forces appliquées ont une direction transversale par rapport à la paume (C).

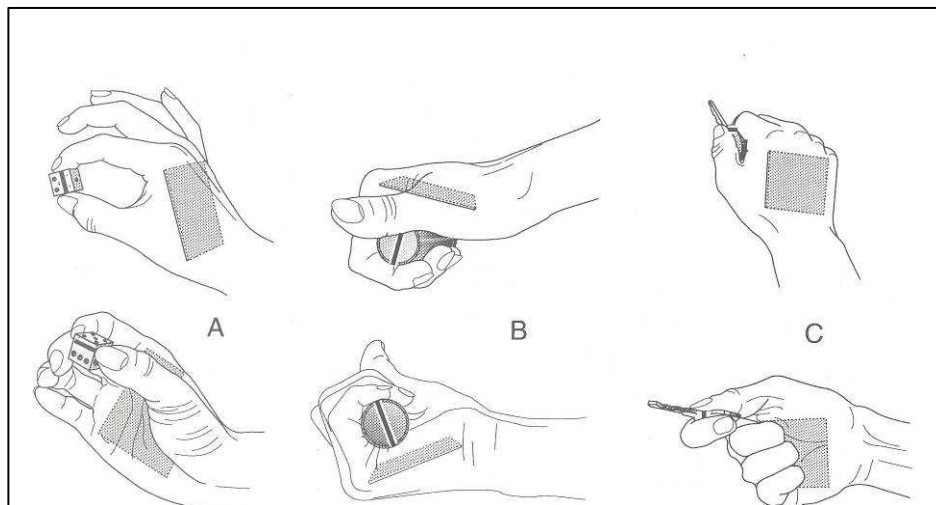


Figure 2.11. Classification des postures de la main – Iberall – [MacKenzie et al. 1994]

Sachant que le but final de notre étude est de simuler, à l'aide d'un mannequin numérique, des postures de préhension, le choix de la classification des postures de préhension dans notre cas doit prendre en compte plusieurs paramètres. L'un de ces paramètres est la simplicité. Etant donné que l'utilisation du mannequin numérique n'est pas destinée seulement aux personnes ayant des connaissances pointues au niveau de la main ou du mouvement de préhension, les commandes du mannequin numérique doivent en effet être simples et faciles à comprendre. D'un autre côté, les commandes du mannequin doivent pouvoir faire la distinction entre les postures de préhension en fonction de leur fonctionnalité. Prenant en compte ces considérations, nous avons choisi de classer les postures de préhension, comme Napier l'avait fait, en deux grandes catégories :

- les postures de préhension de précision,
- les postures de préhension de force.

Les postures de force sont celles qui font intervenir la paume de la main. En fonction du nombre de doigts qui participent à la préhension, les postures de précision peuvent être bidigitales, tridigitales, quadridigitales ou prise de précision avec cinq doigts.

3. Etude expérimentale des modes de préhension naturels

La préhension d'un objet correspond à la prise en main de celui-ci, soit pour évaluer ses caractéristiques (taille, poids, ...), soit en vue de le transporter ou le manipuler. La préhension est définie comme « the application of functionally effective forces by the hand to an object for a task, given numerous constraints » [MacKenzie et al., 1994] ; autrement dit la préhension consiste à appliquer des forces fonctionnellement efficaces avec la main sur un objet, pour réaliser une tâche donnée en respectant de nombreuses contraintes.

3.1 Objectif

Compte tenu de la grande diversité des objets manipulés dans la vie courante ou dans les différents corps de métiers, il n'est pas envisageable de chercher à reproduire toutes les postures de la main. Aussi, l'objectif de l'expérimentation envisagée est de déterminer, d'une part quels sont les objets les plus utilisés de manière naturelle et, d'autre part quelles sont les stratégies adoptées spontanément pour les saisir et les manipuler.

Pour ne pas trop restreindre le cadre des postures à un seul champ (vie quotidienne, bricolage, manutention ...), nous avons préféré rester dans un cadre général en considérant des objets génériques (sphères, cylindres) avec une gamme de taille assez large. Ces objets ont été mis à disposition des sujets, avec pour consigne de chercher à manipuler tous les objets présentés, et ces manipulations ont été filmées pour en déduire les objets et les tailles préférentielles et ainsi limiter le nombre de postures à considérer pour notre modélisation.

3.2 Description de l'expérimentation

Lors de cette étude préliminaire, 6 sujets (2 femmes et 4 hommes) ont été filmés par une caméra vidéographique standard (JVC, 25 images/s ou 18.8 mm/s de bande, format standard pal soit une résolution 768 X 576) pendant 10 mn alors qu'ils manipulaient des objets. Les sujets étaient assis confortablement sur une chaise devant une table. Les objets mis à leur disposition étaient des objets en bois de formes cylindrique (Figure 2.13.a) et sphérique (Figure 2.13.b). Les objets sphériques étaient placés sur un support en bois adapté. Les objets cylindriques étaient disposés pour partie sur un support spécial en bois, et d'autres librement sur la table.

La gamme de tailles de ces objets était la suivante :

➤ Cylindres :

- longueur 100 mm ;
- diamètres : - 10 mm (C1), 20 mm (C2), 30 mm (C3), 40 mm (C4), 50 mm (C5), 60 mm (C6).

➤ Sphères :

- diamètres : - 10 mm (S1), 20 mm (S2), 30 mm (S3), 40 mm (S4), 50 mm (S5), 60 mm (S6), 70 mm (S7), 80 mm (S8), 90 mm (S9), 100 mm (S10).



1 2 3 4 5 6

a)



1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

b)

Figure 2.12. Objets mis à disposition des sujets : a) des objets cylindriques, b) des objets sphériques

L'étude a été divisée en deux parties :

- Pour 2 sujets, la seule consigne a été de manipuler pendant 10 minutes **tous** les objets. Aucune autre contrainte n'a pas été imposée.
- Pour les 4 sujets suivants, une contrainte supplémentaire a été posée : donner une signification à chaque prise réalisée.

3.3 Résultats

Suite au visionnement de l'ensemble des enregistrements vidéo, une première remarque peut être faite : un sujet n'a pas respecté les consignes données (à savoir la manipulation de tous les objets). L'analyse sujet par sujet des vidéos enregistrées a conduit à un total de 604 postures retenues. Une « posture retenue » est définie comme étant une posture de prise réalisée pour la manipulation d'un objet distincte des précédentes, même si cette posture fait partie de la même classe de postures de préhension. Les différentes classes de postures de préhension sont : des postures bidigitales, tridigitales, quadridigitales ou faisant intervenir les cinq doigts. A titre d'exemple, la figure 2.13. présente trois postures différentes retenues pour la prise tridigitale d'un objet cylindrique de 10 mm en diamètre (C1).



Figure 2.13. Postures de préhension tridigitale

Une posture est retenue, que la prise ait été réalisée avec la main droite ou avec la main gauche. L'histogramme suivant (Figure 2.14.) présente le nombre total de postures réalisées par chaque sujet. Si l'on tient compte du fait que les sujets numéro 1 et 2 ont manipulé les objets sans aucune contrainte, on peut d'ores et déjà déduire que cette contrainte (donner une signification à la prise réalisée) a une influence sur le comportement des sujets. Les sujets qui ont dû manipuler les objets avec cette contrainte supplémentaire ont réalisé moins de postures de préhension dans le même temps imposé.

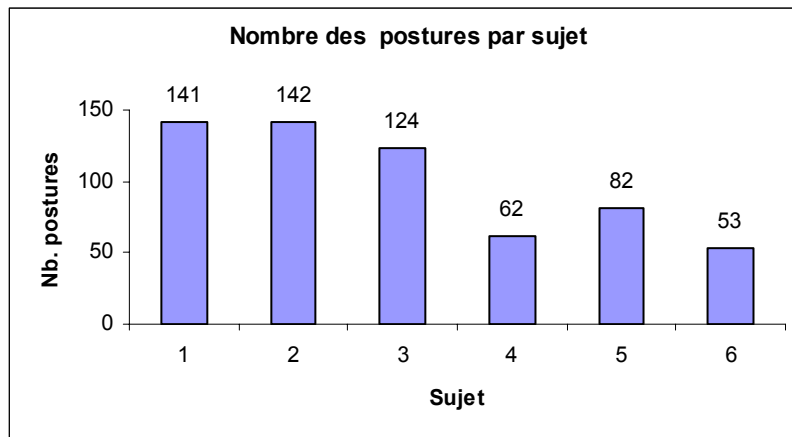


Figure 2.14. Histogramme : Nombre total des postures par sujet

Parmi l'ensemble des postures retenues, l'histogramme suivant (Figure 2.15) montre le nombre de postures retenues pour chaque objet. On constate ainsi que les objets les plus souvent utilisés sont les cylindres. Le cylindre le plus utilisé est le cylindre C6 (L = 100 mm, D = 60 mm), qui a été manipulé 52 fois. Pour les autres cylindres, un écart de quelques postures (de 2 à 11) est observé. En conséquence, on peut dire que la forme des objets a une influence sur la fréquence de manipulation de ces objets. Dans le cas des objets de forme sphérique, l'objet le plus utilisé est la sphère S6 (D = 60 mm). Cet objet a été manipulé 51 fois, puis viennent respectivement les sphères S5 (D = 50 mm), S7 (D = 70 mm), S8 (D = 80 mm), S4 (D = 40 mm) avec un écart plus important que dans le cas des objets cylindriques (de 14 à 20), et finalement les sphères S9 (D = 90 mm), S2 (D = 20 mm), S10 (D = 100 mm), S3 (D = 30 mm), S1 (D = 10 mm) avec un écart de 22 à 26 postures. Cette analyse montre que les dimensions des objets ont aussi une influence sur la fréquence de manipulation. On peut enfin constater que le nombre de postures réalisées lors de la

manipulation de la sphère S6 (D = 60 mm) est très proche du nombre de postures observées pour le cylindre C6 (L = 100 mm, D = 60 mm) 51 et respectivement 52.

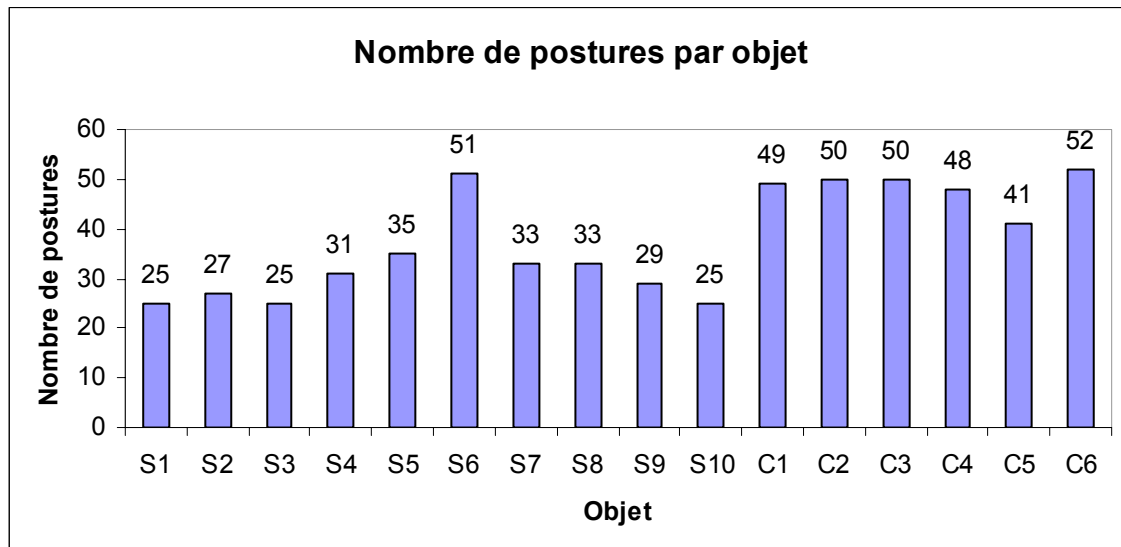


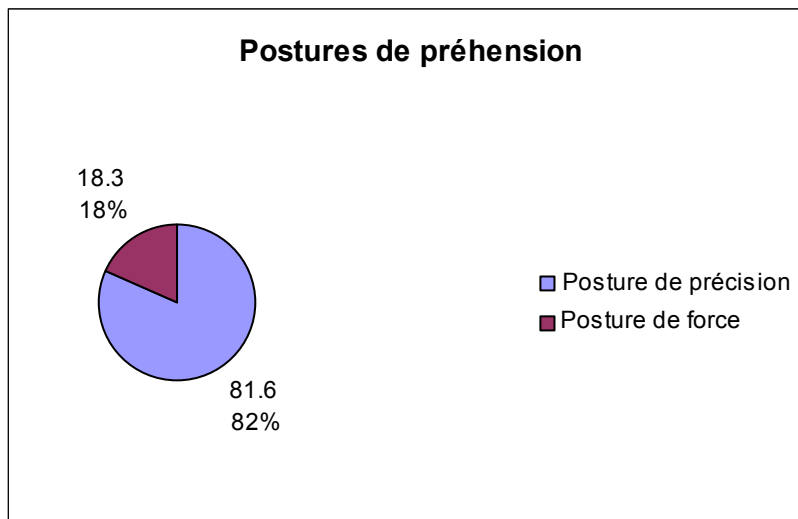
Figure 2.15. Histogramme : Nombre des postures retenues par objet

Pour aller plus loin dans l'analyse, l'ensemble des postures retenues a ensuite été divisé en deux types de postures de préhension :

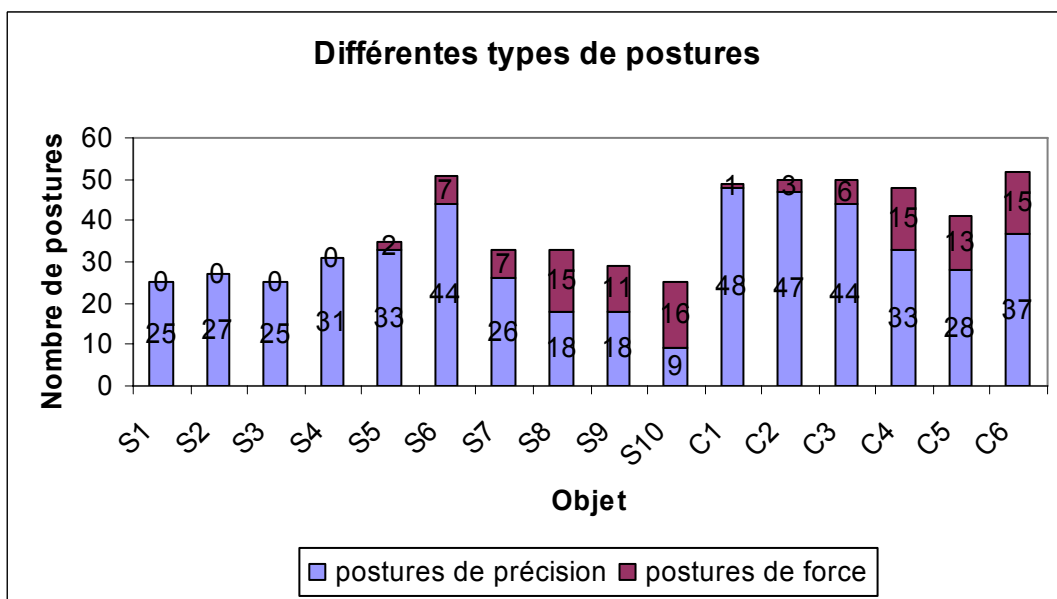
- des postures de force : correspondant aux postures où les 5 doigts et la paume participent à la réalisation de la prise ;
- des postures de précision : où la prise est réalisée entre 2, 3, 4 ou 5 doigts mais sans que la paume ne participe à la préhension.

En considérant cette classification des postures de la main, la figure suivante (Figure 2.16.a)) présente la répartition des types de postures dans la totalité des postures retenues. L'analyse de cet histogramme permet de conclure que lorsque des objets sont mis à disposition, *sans aucune contrainte et sans aucune consigne particulière* (autre que celle de manipuler tous les objets), les sujets ont tendance à réaliser davantage de postures de précision que de postures de force. On retrouve cette tendance sur l'histogramme de la figure 2.16.b), qui présente la répartition des types de postures (prises de précision et prises de force) pour chaque type d'objet. Cet histogramme montre également que plus le diamètre

des objets est petit, plus les postures réalisées sont des postures de précision (pour les objets sphériques comme pour les objets cylindriques).



a)



b)

Figure 2.16. Types de postures de préhension

Ayant défini les postures de précision comme étant des prises réalisées seulement avec les doigts, ces postures peuvent être des postures de préhension de précision bidigitales, tridigitales, quadridigitales et avec les cinq doigts. La figure suivante (Figure 2.17.) présente le nombre de chacune de ces postures de précision. Les postures tridigitales sont prépondérantes (158, 33%) suivies par les postures quadridigitales (136, 27%) et avec les cinq doigts (96, 22%). Les postures bidigitales sont les moins fréquentes (90, 18%).

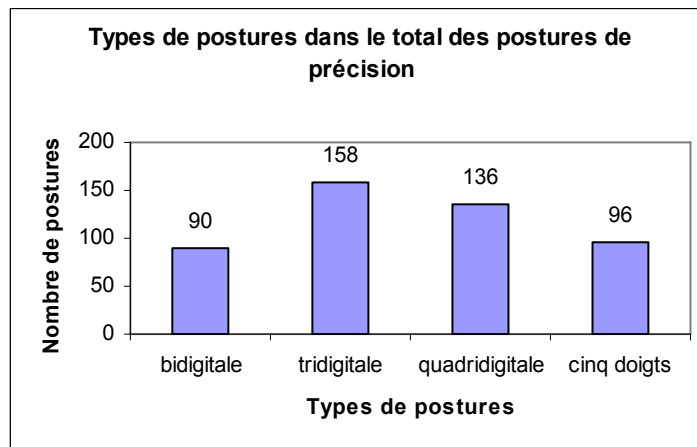


Figure 2.17. Types de postures de précision

Les histogrammes suivants permettent d'analyser l'influence de la dimension d'un objet sur le type de prise de précision adopté.

En s'intéressant dans un premier temps aux objets de forme sphérique (Figure 2.18.), on peut observer que le nombre de postures de précision bidigitales croît lorsque le diamètre de la sphère diminue.

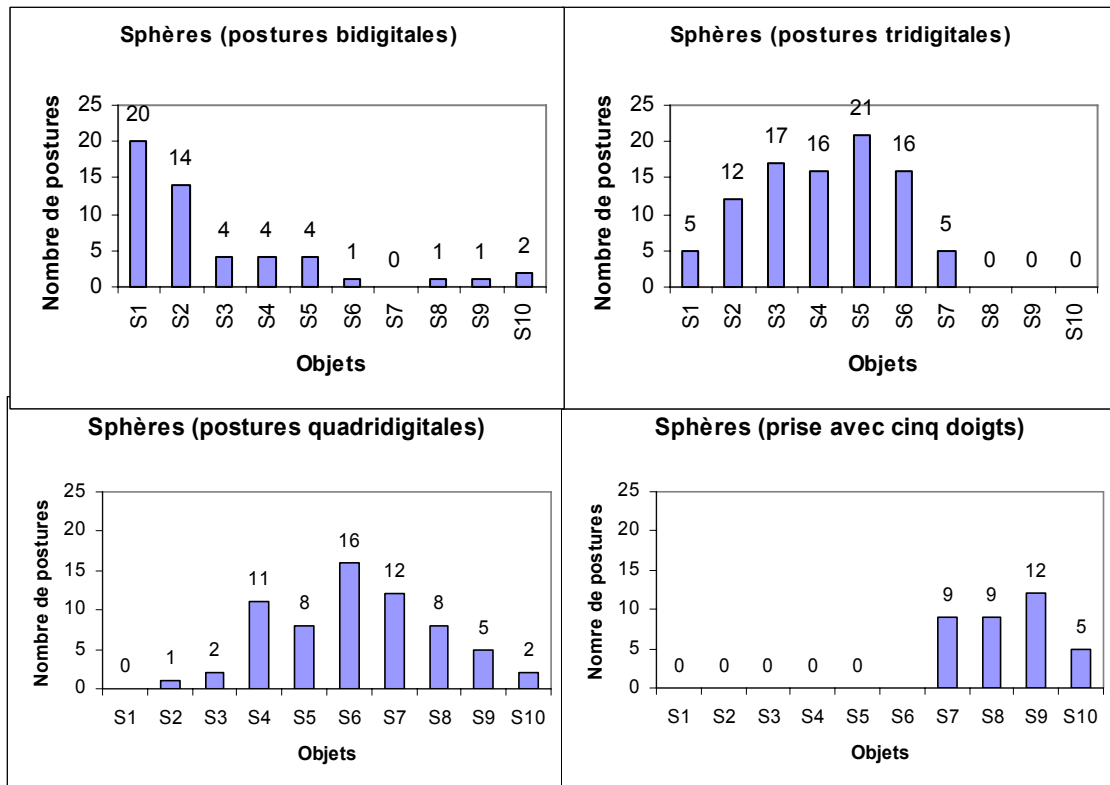
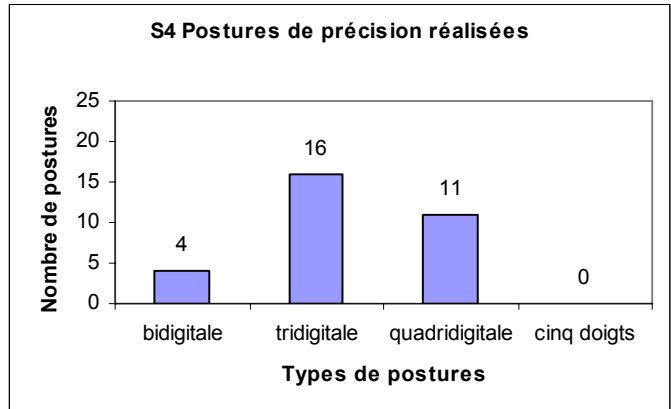
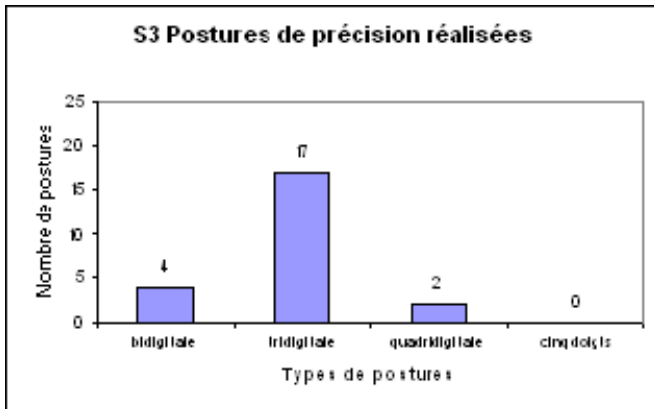
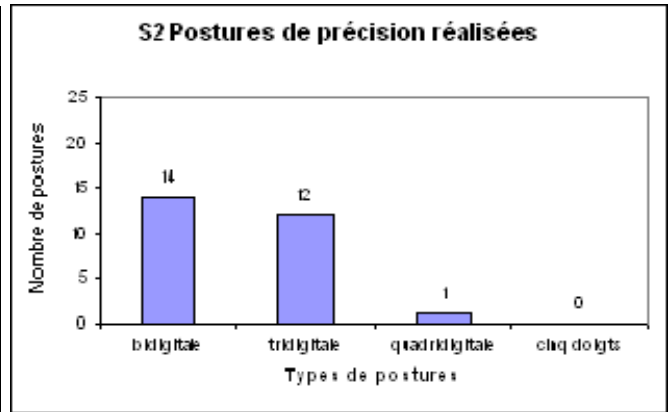
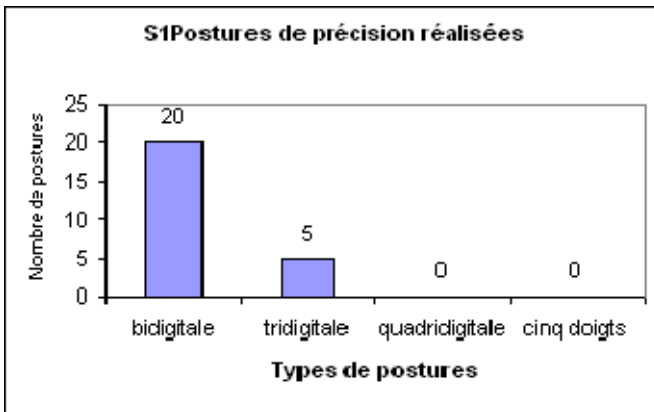


Figure 2.18. Différents types de postures de précision pour les objets sphériques

La probabilité qu'une sphère de 10 mm de diamètre soit prise en réalisant une posture de précision bidigitale est de 80% (20 postures). Dans le même temps, la probabilité qu'une telle sphère soit prise en réalisant une posture de précision tridigitale est de 20% et 0% pour une posture quadridigitale ou une prise réalisée en utilisant les 5 doigts.

Par le même type d'analyse pour toutes les autres sphères, on constate que la prise la plus probable pour la préhension d'une sphère de 20 mm de diamètre est la posture bidigitale (14 postures, 52%) ou tridigitale (12 postures, 44%), pour la sphère de 30 mm de diamètre une posture tridigitale (17 postures, 74%), pour une sphère de 40 mm de diamètre une posture tridigitale (16 postures, 52%) ou quadridigitale (16 postures, 35%), pour une sphère de 50 mm de diamètre une posture tridigitale (21 postures, 64%) ou quadridigitale (8 postures, 24%), pour une sphère de 60 mm de diamètre une posture tridigitale (16 postures, 36%) ou quadridigitale (17 postures, 39%), pour une sphère de 70 mm de diamètre une

posture quadridigitale (12 postures, 46%) ou avec les 5 doigts (9 postures, 35%), pour une sphère de 80 mm de diamètre une posture avec les 5 doigts (9 postures, 50%), ou quadridigitale (8 postures, 44%), pour une sphère de 90 mm de diamètre une posture avec les 5 doigts (12 postures, 66%), ou quadridigitale (5 postures, 28%), pour une sphère de 100 mm de diamètre une posture avec les 5 doigts (5 postures, 56%), ou quadridigitale (2 postures, 22%) ou bidigitale (2 postures, 22%).



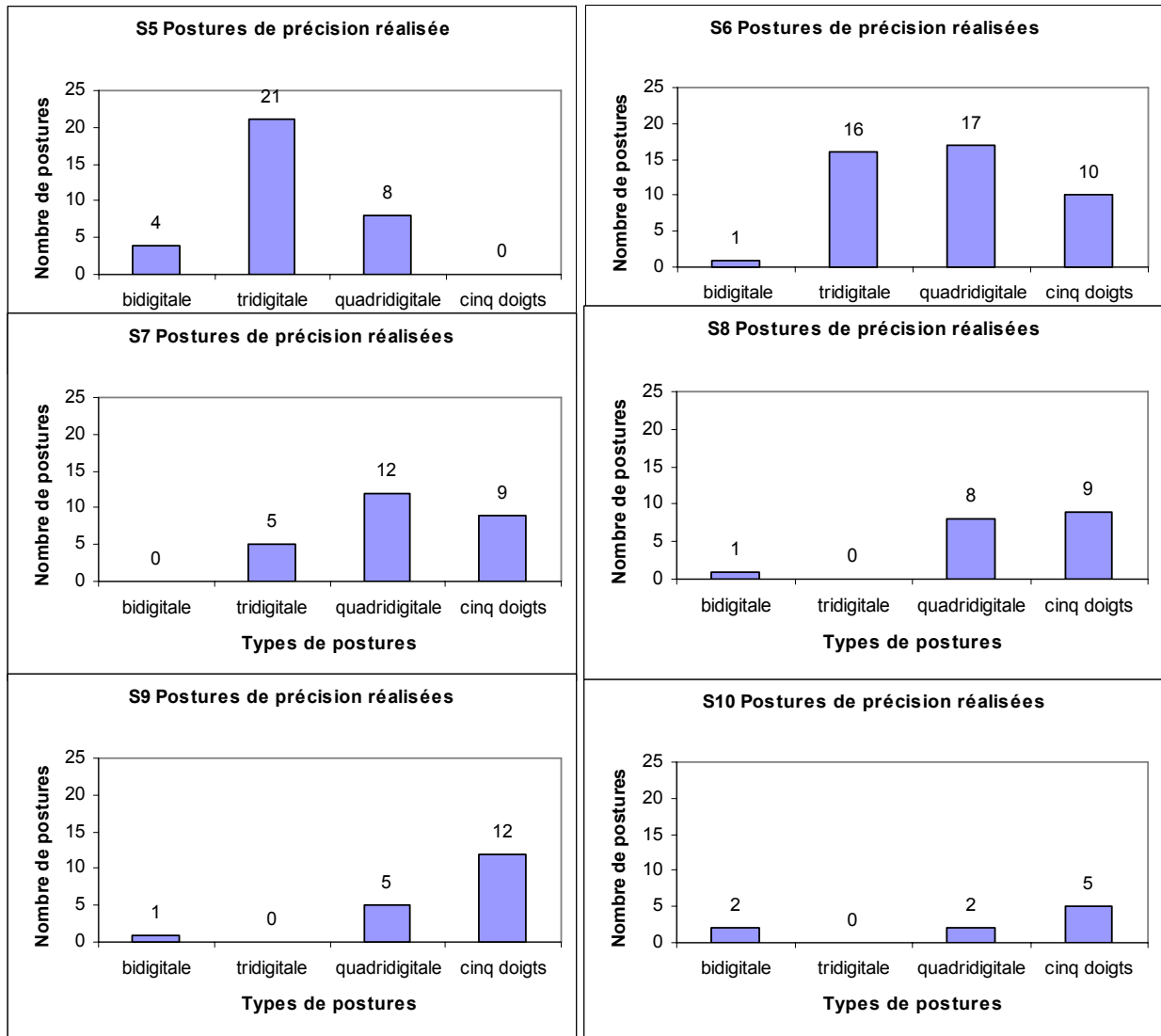


Figure 2.19. Postures adoptées pour la préhension de chaque objet sphérique

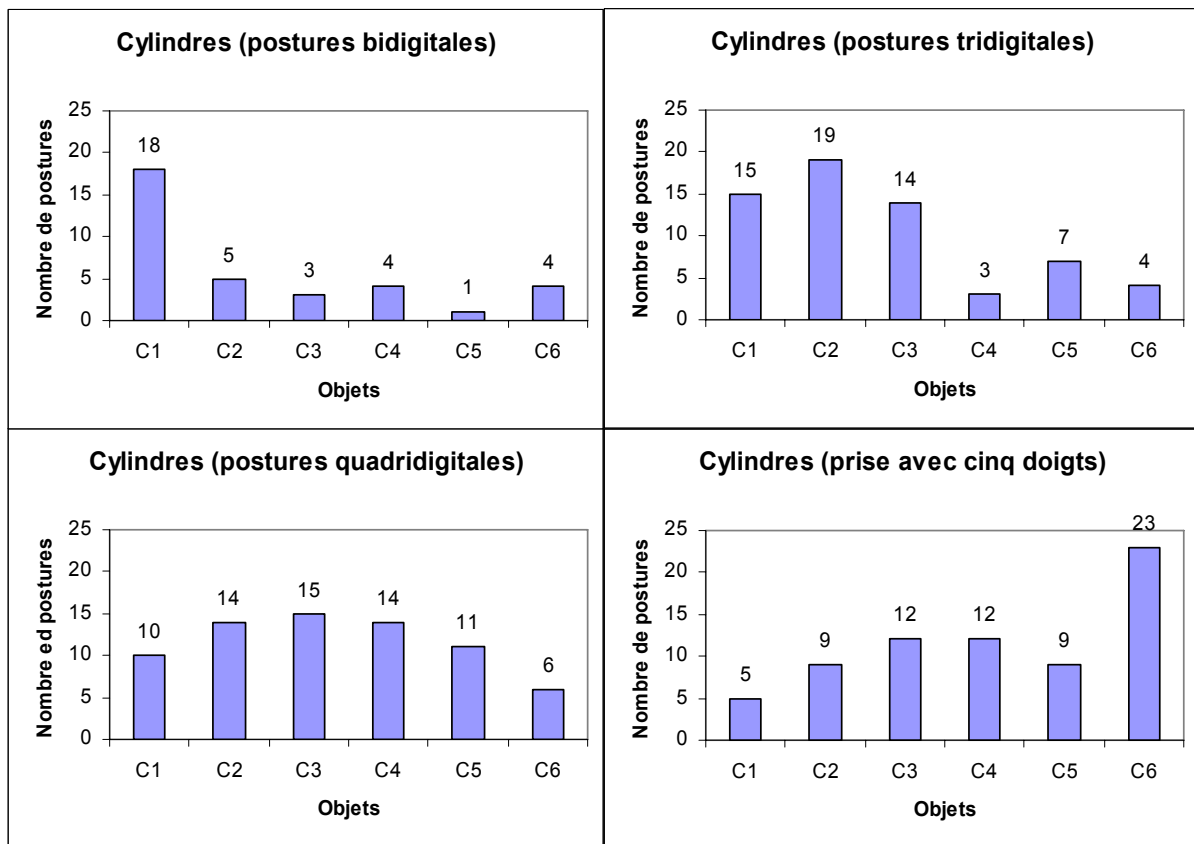


Figure 2.20. Différents types de postures de précision pour les objets cylindriques

L'analyse des histogrammes présentés dans la figure 2.20 montre que l'influence des dimensions des objets est moins évidente pour les objets cylindriques que dans le cas des objets sphériques.

Cette étude préliminaire, ayant comme support une simple observation vidéo, nous a permis de mieux cerner quels objets sont les plus spontanément manipulés (en termes de forme et de taille), et quels types de postures de la main sont adoptés pour leur manipulation.

Pour passer maintenant à une étude plus quantitative en termes de caractérisation de ces postures, et en particulier pour être capables de définir la position de chacun des doigts

sur l'objet, il est nécessaire d'envisager l'utilisation de moyens de mesure plus adaptés. Le paragraphe suivant a donc pour objet de présenter les moyens de mesure disponibles pour aborder cette partie.

4. Moyens de mesure

Les moyens d'investigation utilisés pour enregistrer et analyser les angles articulaires au niveau de la main sont plus ou moins sophistiqués en fonction des objectifs visés:

- des techniques ou des mesures sur des pièces anatomiques [Chao, 1989];
- des techniques plus simples qui consistent à saisir des points en surface :

- une méthode manuelle, utilisant un simple goniomètre, a été décrite par Buchholtz [Buchholtz, 1989]. Cette méthode est cependant très difficile à utiliser pour analyser les postures de la main, car sa mise en œuvre requiert beaucoup de temps. Son intérêt dans ce cadre est également limité par le fait qu'elle ne permet pas de mesurer les amplitudes de rotation axiale, ni les angles d'abduction/adduction au niveau du pouce ou au niveau des doigts ;

- un système d'analyse du mouvement opto-électronique [Zhang, 2004], [Pitarch et al., 2005], [Miyata et al., 2005] qui permet la capture vidéo et la reconstruction tridimensionnelle des trajectoires de marqueurs fixés à la surface de la peau au niveau de chaque articulation. Cette méthodologie est largement utilisée pour l'analyse du mouvement dans des domaines comme la réhabilitation, l'ergonomie ou dans l'analyse des mouvements sportifs. Ces systèmes sont également de plus en plus utilisés dans l'animation pour créer des mouvements réalistes de personnages fictifs (films d'animation, jeux vidéo ...) ;

- une méthode géométrique à l'aide d'un digitaliseur sonique dont le fonctionnement est basé sur les propriétés acoustiques de propagation des ultrasons dans l'espace. L'appareil

dispose de sondes sonores génératrices d'ultrasons, de récepteurs et d'une horloge interne. Par l'intermédiaire de cette horloge, il calcule le temps mis par le signal émis par la sonde pour arriver au capteur. Puis connaissant la vitesse du son dans l'air, il déduit la distance entre la sonde et les récepteurs. Par triangulation, les coordonnées spatiales de la sonde sont alors déterminées ;

- un gant instrumental (Cyber Glove) [Rohling et al., 1994], [Turner, 2001], [Bendahan et al., 2005], [Gorce et al., 2005] qui utilise les propriétés d'une technologie de bandes sensorielles pour mesurer le mouvement des doigts et de la main en temps réel. Le VirtualHand Studio software peut convertir les données issues de ces capteurs dans une main graphique qui constitue un miroir du mouvement de la main physique ;

- une méthode de mesure de surface avec un bras de mesure portable (Faro Arm). Cette méthode permet l'enregistrement, en statique, des coordonnées tridimensionnelles de points particuliers par pointage manuel.

Les moyens de mesure utilisés pendant nos expérimentations sont détaillés ci-dessous.

4.1 Moyens de mesure en statique

Le Faro Arm®, « Bras de mesure portable » (Figure 2.22.), est un dispositif ayant un bras articulé sur plusieurs axes avec un volume de travail sphérique. Chaque articulation possède un transducteur de rotation. Les signaux produits par ces transducteurs sont transmis via le câble du contrôleur, relié au port situé à l'arrière du boîtier de contrôle. Les palpeurs sont sphériques et de diamètres différents. Le point de mesure du Faro Arm peut prendre en compte le diamètre du palpeur ou pas. Avant de prendre des mesures avec le

bras de mesure portable, le dispositif doit être calibré. Il dispose d'un système propre de calibrage (à partir de plusieurs pointages sur la surface d'une bille).



Figure 2.22. Le dispositif de mesure Faro Arm

4.2 Moyens de mesure du mouvement

4.2.1 CyberGlove

Les études du mouvement de la main utilisent différents systèmes de mesure. Un des systèmes les plus récents est un système de mesure en temps réel, le CyberGlove®, très connu dans le monde de la réalité virtuelle. A l'aide d'un tel gant instrumenté, Gorce et

Rezzoug ont détaillé l'évolution de chaque articulation lors de saisies d'objets en milieu encombré et ont défini des stratégies de prise [Rezzoug et al., 1999], [Gorce et al., 2000]. L'équipe de Kamper [Kamper et al., 2003] a étudié les mouvements des doigts lors de la préhension en utilisant ce type de système. Ils ont conclu que les points terminaux des doigts, pendant le mouvement de préhension des différents objets, suivent une trajectoire spécifique qui n'est pas influencée par la posture initiale des doigts. Une autre équipe de chercheurs [Maciel et al., 2004] a étudié, en utilisant un système de mesure similaire, l'habilité des personnes à distinguer des objets virtuels ayant différentes propriétés élastiques. Dans un autre domaine, l'équipe de Jack [Jack et al., 2001] s'est intéressée à la réhabilitation fonctionnelle en utilisant un système de réalité virtuelle incluant un gant sensitif. D'autres études faites en réalité virtuelle [Huagen et al., 2004], [Borst et Indugula, 2005] ont utilisé comme moyen de mesure un gant sensitif.

Au vu de toutes les possibilités d'utilisation d'un tel système de mesure dans différents domaines, nous avons commencé notre analyse du mouvement de préhension en cherchant à utiliser un gant sensitif (CyberGlove, Virtual Hand®).

Le CyberGlove est un gant sensitif qui utilise les propriétés d'une technologie à base de bandes sensorielles pour transformer le mouvement des doigts et de la main en angles articulaires en temps réel. Cet outil permet de quantifier les mouvements de flexion/extension et d'abduction/adduction des doigts grâce à des capteurs implantés dans le gant. La figure suivante (Figure 2.23.) présente un exemple de gant sensitif CyberGlove.



Figure 2.23. Le gant sensitif CyberGlove

Les capteurs du gant se présentent sous forme de bandes qui sont intégrées dans le gant comme suit (Figure 2.24. où les symboles graphiques désignent les emplacements des capteurs) :

- capteurs pour chaque doigt long qui définissent les flexions/extensions au niveau des articulations métacarpo-phalangiennes, inter-phalangiennes proximales et distales (cercles);
- capteurs qui définissent les flexions/extensions au niveau de des articulations métacarpo-phalangienne et inter-phalangienne du pouce (cercles);
- capteurs qui définissent les mouvements d'abduction/adduction au niveau des quatre commissures (triangles) ;
- 1 capteur qui définit la rotation du pouce lui permettant de s'opposer aux autres doigts (ellipse);
- 1 capteur qui définit la déformation de l'arche de la paume (hexagone);
- capteurs qui définissent la flexion/extension et l'abduction/adduction du poignet (carrés)

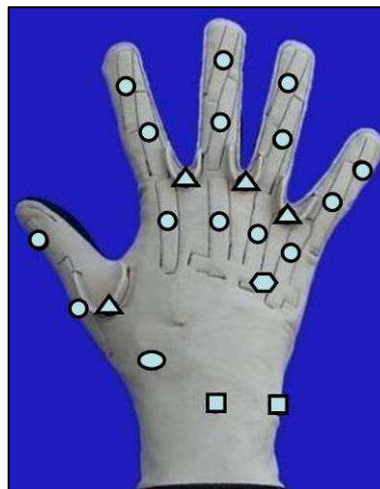
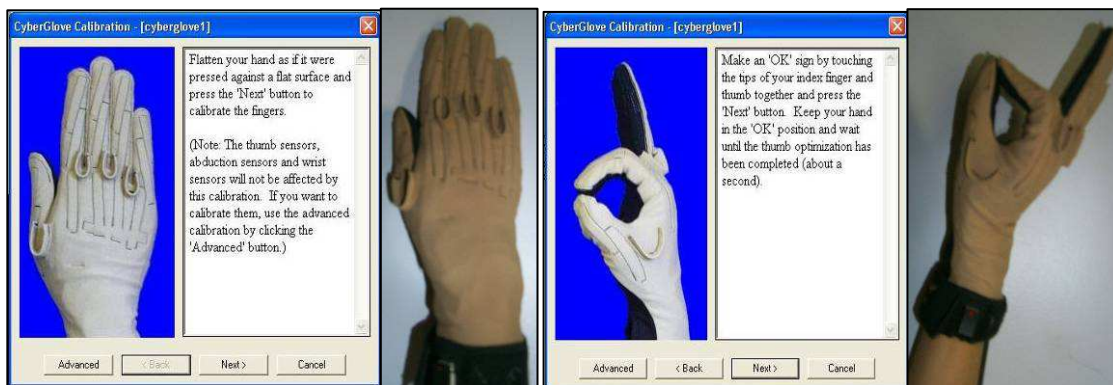


Figure 2.24. Emplacement des capteurs du gant Cyber Glove

Malheureusement, plusieurs problèmes sont assez vite apparus. Dans un premier temps, le gant nécessite une calibration préliminaire pour chaque utilisateur (chaque taille de main). Le manuel de l'utilisateur [VirtualHand, User's guide, 2001] qui accompagne le gant décrit une procédure de calibration en deux étapes :

- la première étape effectue une calibration rapide en réalisant deux postures de main (Figure 2.25.a) : pour la première posture, la main repose sur une table côté palmaire et les doigts sont en adduction ; pour la deuxième posture, le pouce s'oppose à l'index dans une posture de pince bidigitale.



a)

b)

Figure 2.25. La phase de calibration rapide du gant

- la deuxième étape (calibration avancée) suppose une calibration de chaque capteur (Figure 2.26.)

Les valeurs brutes des signaux issus du gant sont comprises entre 0 et 255 unités. Par calibrage, ces valeurs brutes sont transformées en angles articulaires suivant l'équation :

$$\text{Angle articulaire} = \text{gain} \times (\text{valeur brute} - \text{offset})$$

Dans cette équation, l'offset est un entier compris entre 0 et 255 et le gain est exprimé en radians.

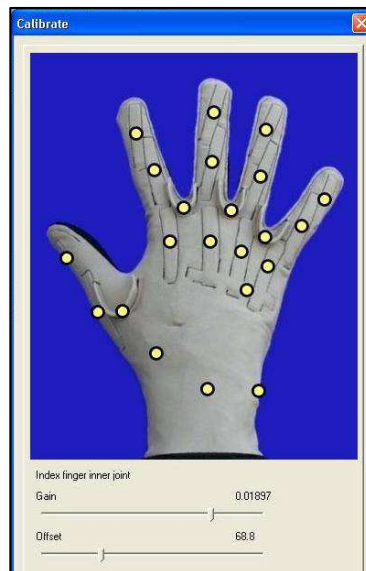


Figure 2.26. Calibration avancée du gant

Cette calibration prend beaucoup de temps et elle est difficile à réaliser, en particulier en ce qui concerne le pouce et le capteur de l'arche transversale de la paume. Dans son étude, Rohling [Rohling et al., 1994] conclut que des erreurs de mesure peuvent intervenir à cause de la calibration ou au mouvement relatif entre la main et le gant mais aussi à la simplicité du modèle de main par rapport à l'anatomie. La principale conclusion retenue par Turner [Turner, 2001] dans son étude est que la première limitation de la simulation d'un mouvement de manipulation d'objet est due au moyen de mesure (CyberGlove) et plus

particulièrement à la difficulté de calibration de ce type de moyen de mesure pour chaque sujet.

Plusieurs études ont été consacrées à rendre cette calibration plus facile et moins consommatrice en temps [Kessler et al., 1995], [Griffin et al., 2000], [Kahlesz et al., 2004] mais la calibration de cet outil reste toujours un sujet très discuté. Dans un deuxième temps, l'abduction des doigts ne peut être mesurée que de manière relative puisqu'il n'existe que quatre capteurs d'abduction pour les cinq doigts.

Finalement, le modèle cinématique associé au gant, permettant de convertir les signaux de sortie en amplitudes angulaires [VirtualHand Studio software] est différent de notre modèle cinématique, et ne permet donc pas d'obtenir directement les valeurs des paramètres de notre modèle [Savescu et al., 2004], [Savescu et al., 2005].

4.2.2 Système de mesure opto-électronique

Etant donné l'existence de ces problèmes pour lesquels aucune solution satisfaisante n'a été publiée à ce jour, nous nous sommes tournés vers un autre système de mesure : un système de mesure opto-électronique (Vicon®, Motion Analysis System®). Ce système comporte plusieurs caméras, qui filment simultanément des marqueurs réfléchissants, habituellement sphériques, placés sur la peau du sujet. La lumière émise par les diodes entourant l'objectif des caméras (infrarouge) est reflétée par les marqueurs. L'image filmée est ensuite traitée pour distinguer seulement les marqueurs, par un seuillage. A partir d'au moins deux images planes d'un même marqueur, sa position dans l'espace à trois dimensions peut être calculée, à condition là encore qu'un calibrage préalable du système ait été effectué. Néanmoins, la procédure de calibrage de ces systèmes est assez simple à mettre en œuvre et fournit les positions 3D des points avec une précision correcte. La calibration d'un tel système de mesure se réalise en deux étapes :

- La calibration statique qui implique l'existence d'un objet de calibration, pourvu de marqueurs réfléchissants dont la position est connue. Cet objet est utilisé d'une part pour définir un système orthonormé dans lequel seront calculées les coordonnées 3D des marqueurs, et d'autre part, pour obtenir une première estimation des paramètres caractéristiques de chaque caméra (emplacement, orientation, ...).
- La calibration dynamique se réalise ensuite, à l'aide d'un second objet de calibration spécifique. Le système enregistre les trajectoires des marqueurs de l'objet de calibration, qui est déplacé par un opérateur dans tout le champ utile, i.e. le volume où va se dérouler le mouvement à analyser pendant l'expérimentation. Les informations recueillies vont permettre au logiciel d'affiner son estimation initiale (lors de la phase de calibrage statique) des caractéristiques des caméras, et assurer ainsi une précision correcte dans tout l'espace de travail. Dans les conditions d'utilisation standard de ce type de système, la précision obtenue sur la reconstruction des coordonnées d'un point dans l'espace est de l'ordre du millimètre.

La figure suivante (Figure 2.27.) présente les objets de calibration utilisés pour la calibration du système d'analyse du mouvement pour un volume de travail assez restreint, exigé par le contexte de l'analyse du mouvement de la main.

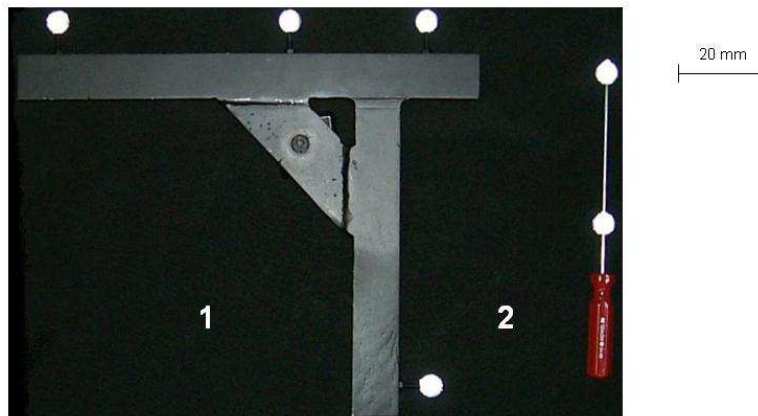


Figure 2.27. Objets de calibration : 1 objet de calibration statique, 2 objet de calibration dynamique

Ce type de système est de plus en plus utilisé pour la capture in vivo du mouvement de la main [Chiu et al., 1998], [Braido & Zhang, 2003], [Zhang and all, 2003], [Zhang, 2003], [Miyata et al., 2005]. Les limites d'utilisation de ce type de système sont liées au fait que la main représente une partie du corps humain de dimension relativement faible, avec beaucoup d'articulations comportant de nombreux degrés de liberté. Pour pouvoir reproduire une posture réelle de la main, à partir du modèle cinématique de la main, il est absolument nécessaire de mesurer les coordonnées d'au moins un marqueur par segment, ce qui implique au minimum 4 marqueurs par doigt. Une autre limite dans ce type d'utilisation est liée aux glissements relatifs de la peau par rapport au squelette, qui engendrent des erreurs de mesure. Pour diminuer le plus possible ces erreurs, plusieurs solutions ont été proposées. La méthode de « solidification » développée par Chèze [Chèze et al., 1995] nécessite de placer un minimum de trois marqueurs par segment. Ceci est très difficile à réaliser vu la taille des segments osseux des doigts. Une méthode alternative est la méthode « d'optimisation globale » [Lu et O'Connor, 1999], qui n'apporte de réel bénéfice que dans le cas où le modèle géométrique de la structure articulée est très bien défini. Une autre équipe de recherche [Ryu et al., 2006] a essayé d'estimer le glissement de la peau au niveau de l'articulation métacarpo-phalangienne de l'index pendant des mouvements de flexion. Ils ont conclu que le mouvement de la peau à ce niveau varie entre 1.1 mm et 10.8 mm. Néanmoins, ils n'ont pas estimé le glissement de la peau pour les autres articulations ou doigts, alors que le glissement de la peau au niveau du pouce est très important.

Des problèmes de confusion de marqueurs peuvent aussi intervenir, compte tenu de la faible distance entre deux marqueurs. Enfin, le positionnement des caméras pour ce type d'enregistrement est délicat. En effet, la mesure précise des postures de la main nécessite de placer les caméras autour d'un champ assez petit pour pouvoir distinguer correctement les petits marqueurs sur la main. Néanmoins, il est en même temps nécessaire que les caméras soient capables de filmer un espace suffisamment large pour pouvoir enregistrer aussi les positions des marqueurs situés sur le bras et sur le torse. Cette dernière contrainte est liée au contexte particulier de notre modèle, le positionnement des marqueurs sur le bras et sur le tronc du sujet permettant de faire le lien entre les mouvements ou les postures de la main et ceux du reste du corps.

Compte tenu de la contrainte imposée par l'objectif de ce travail, à savoir intégrer notre modèle de main au sein du mannequin numérique du corps complet MAN3D, il nous a semblé intéressant d'essayer de combiner les deux systèmes d'enregistrement du mouvement : VICON et CyberGlove. En effet, il nous faut en même temps être capable de mesurer avec une précision correcte les positions de chacun des segments de la main, mais aussi les positions des segments avant-bras, bras et torse. Une étude de faisabilité a été réalisée pour vérifier cette possibilité dans le contexte de notre travail. Cette étude, nécessitant l'utilisation du modèle cinématique de la main et de l'algorithme de calcul de ses variables articulaires est décrite plus loin, au paragraphe 1.1 du chapitre 4 (Etude expérimentale préliminaire pour le choix du moyen de mesure).

5. Synthèse

Ce chapitre a présenté dans sa première partie un petit rappel bibliographique sur l'architecture et l'anatomie fonctionnelle de la main. Pour bien exprimer la main dans l'espace les plans du corps et de la main ont été présentés. Les mouvements de la main ont été aussi présentés et nous avons insisté sur des éléments qui serviront par la suite dans la définition du modèle géométrique de la main comme l'axe de la main ou le creusement de la paume. Une attention particulière a porté sur les mouvements du pouce et, plus précisément, sur l'articulation carpo-métacarpienne. Cette revue anatomique permet de mieux comprendre les mouvements de la main pour mieux les représenter par la suite.

Après ce rappel sur l'anatomie de la main, un bref description des classifications des postures de la main a été réalisé. Ces classifications sont plus ou moins complètes et prennent en compte plusieurs paramètres comme la forma de l'objet, les surfaces de la main qui participent à la préhension, l'ouverture de la main ou les deux forces en opposition. Dans

notre cas, étant donné le fait que le but final est de simuler des postures de préhension à l'aide d'un mannequin numérique mais pas seulement par des opérateurs ayant des connaissances dans le domaine, la classification des postures de préhension doit être très simple et facile à comprendre. Donc, sans prendre en compte l'effort musculaire mais seulement les surfaces de la main qui participent à la prise nous avons classifié les postures de préhension en deux grandes catégories : postures de précision (seulement les doigts participent à la prise) et postures de force (les doigts et la paume sont en contact avec l'objet). La taille de l'objet n'a pas été prise en compte dans cette classification.

Ensuite une expérimentation a été faite ayant comme but de déterminer d'une part, quels sont les objets les plus utilisés parmi une gamme assez large d'objets sphériques et cylindriques et d'autre part pour voir quelles sont les postures de main réalisées le plus souvent. Six sujets ont été filmés pendant une durée de 10 minutes alors qu'ils manipulaient librement les objets mis à leur disposition. Suite à l'analyse de l'enregistrement vidéo un total de 604 postures a été retenu. De même, il a été constaté que les objets les plus utilisés ont été les cylindres et la sphère de 60 mm en diamètre. En ce qui concerne la posture adoptée pour prendre un objet les postures de précision ont été plus souvent employées que les postures de force.

Pour pouvoir caractériser des postures de préhension pas seulement à titre informatif mais suite à une analyse quantitative, il a été nécessaire d'envisager l'utilisation des moyens de mesure adéquats. A la fin de ce chapitre plusieurs moyens de mesure qui seront utilisés par la suite ont été décrits plus détaillé.

Chapitre 3

Développement du modèle cinématique de la main

1. Etude bibliographique

Comme nous l'avons décrit dans le chapitre précédant, la main est une partie complexe du corps humain. Sa modélisation suscite donc, de plus en plus, l'intérêt de nombreux chercheurs. Les travaux scientifiques ont porté soit sur la modélisation des muscles et des ligaments [Chao, 1989], [Leijnse, 1955], soit sur la modélisation des chaînes osseuses [Rijpkema and Girard, 1991], [Bucholtz et al., 1992], [Rohling et al., 1994], [Griffin et al., 2000], [Zhang, 2004]. Même si les domaines d'utilisation de ces modèles sont différents : domaine clinique, robotique ou ergonomique, il existe un objectif commun dans ces différentes études : comprendre le fonctionnement de la main pour pouvoir reproduire et simuler, de la manière la plus réaliste possible, les mouvements et les postures de la main, voire quantifier les efforts mis en jeu.

Bucholtz [Bucholtz, 1989], [Bucholtz et al., 1992] a développé un modèle cinématique de la main capable de simuler des mouvements de flexion des doigts pour des postures de préhension d'objets cylindriques (de différentes tailles). Son modèle considère, pour toutes les articulations inter-phalangiennes (proximales ou distales), 1 seul degré de liberté (ddl) représentant le mouvement de flexion/extension. Les articulations métacarpo-phalangiennes (des doigts et du pouce) comportent 2 ddls correspondant aux mouvements de flexion/extension et aux mouvements d'abduction/adduction. Pour l'articulation trapézo-métacarpienne, il prend en compte 3 ddls en rotation : en plus des mouvements de flexion/extension et d'abduction/adduction, il a introduit une mobilité en rotation axiale.

Rijpkema et Girard [Rijpkema and Girard, 1991] ont développé un modèle de main qui, par la suite, a été utilisé pour animer des mouvements de préhension simples. Le modèle comporte 4 ddls pour chaque doigt (3 en flexion/extension et 1 en abduction/adduction). Pour permettre au pouce de réaliser des mouvements plus complexes, ils ont considéré que le pouce comporte 5 ddls : 2 ddls pour les articulations carpo-métacarpienne et métacarpo-phalangienne (représentant les mouvements de flexion/extension et d'abduction/adduction) et 1 ddl pour l'articulation inter-phalangienne

(matérialisant le mouvement de flexion/extension). Un modèle similaire a été proposé par Ip et son équipe [Ip et al., 2001] pour l'animation de la main lors de mouvements de pointage ou encore par Yasumuro [Yasumuro et al., 2003].

La démarche de Rohling et de son équipe [Rohling et al., 1994] a été de développer, dans un premier temps, un modèle cinématique de l'index pour ensuite, par similitude, définir le modèle des autres doigts et obtenir, en final, un modèle cinématique complet de la main. Le modèle cinématique de l'index est décrit en utilisant la convention de Denavit-Hartenberg [Denavit et al., 1955] pour l'articulation métacarpo-phalangienne et la convention d'Hayati [Hayati et al., 1985] pour les deux autres articulations (inter-phalangiennes proximale et distale). Ce modèle comporte 4 degrés de liberté: 1 ddl pour les articulations inter-phalangiennes proximale et distale et 2 ddls pour l'articulation métacarpo-phalangienne. Une représentation schématisée de ce modèle est présentée dans la figure 3.1.

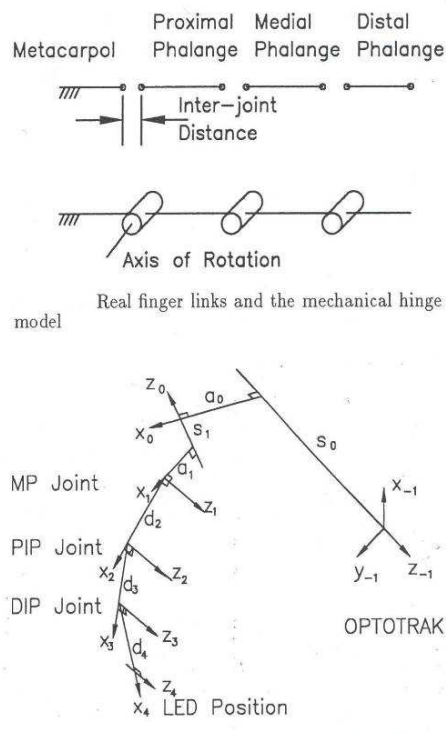


Figure 3.1. Représentation schématisée du modèle cinématique de l'index [Rohling et al., 1994]

Mas et Thalmann [Mas et al., 1994] ont proposé un modèle dont les doigts possèdent 4 ddls hormis le pouce qui comporte 5 ddls répartis comme suit : 3 ddls pour l'articulation trapézo-métacarpienne (représentant les mouvements de flexion/extension, d'abduction/adduction et une rotation axiale), 1 ddl pour l'articulation métacarpophalangienne et 1 ddl pour l'articulation inter-phalangienne (correspondant au mouvement de flexion/extension). La rotation axiale du pouce se réalise autour d'un axe matérialisé par le deuxième métacarpien.

Une autre étude, réalisée par Griffin [Griffin et al., 2000] a eu comme objectif de développer un modèle cinématique de la main. Pour définir ce modèle, la prise d'un objet cylindrique (de diamètre : 50 mm) a été considérée. La posture choisie a été une posture tridigitale (pouce-index-majeur).

Pour la description du modèle, un système de coordonnées est défini. L'origine se trouve à l'intersection du premier et du deuxième métacarpien. L'axe X est défini le long du deuxième métacarpien (l'index), l'axe Y est perpendiculaire à la partie dorsale de la paume et l'axe Z est construit pour former un système orthonormé direct.

Pendant l'expérimentation, l'utilisateur manipulait l'objet pendant trente secondes, en réalisant des rotations autour de l'axe Y (dans le sens positif et négatif) et des translations suivant l'axe X. Dans la figure suivante (Figure 3.2.) seuls le pouce et l'index sont représentés.

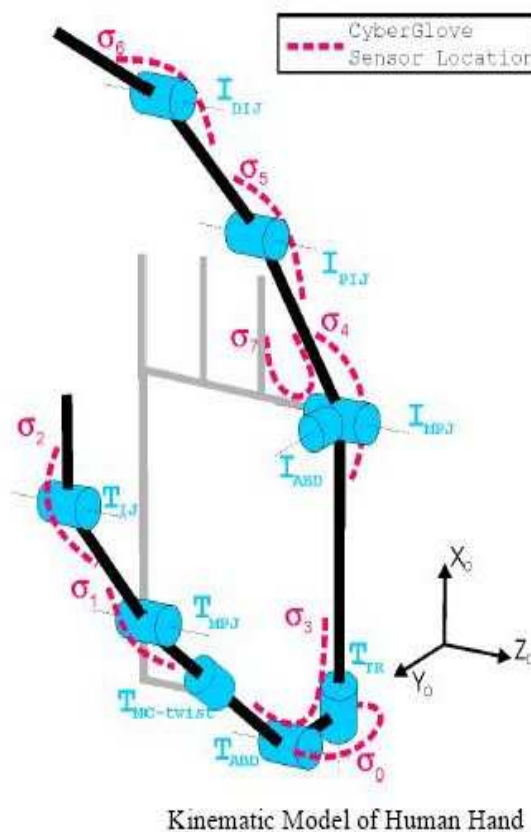


Figure 3.2. Modèle cinématique de la main [Griffin et al., 2000]. Sont représentés sur ce schéma le pouce et l'index.

Le modèle cinématique de l'index (ainsi que ceux du majeur, de l'annulaire et de l'auriculaire) comporte 4 ddl : 1ddl pour l'abduction/adduction de l'articulation métacarpo-phalangienne, 3 ddls en flexion/extension des articulations métacarpo-phalangienne et interphalangiennes proximale et distale. Les axes de flexion/extension des trois articulations sont considérés parallèles.

L'axe d'abduction/adduction de l'articulation trapézo-métacarpienne du pouce est supposé perpendiculaire à l'axe longitudinal du deuxième métacarpien T_{TR} (Figure 3.3.). Pour la réalisation de la pronation du pouce, une articulation supplémentaire est introduite $T_{MC-twist}$. Toutefois, il ne s'agit pas d'un degré de liberté en plus car l'amplitude de rotation autour de cet axe est définie par une fonction linéaire des angles d'abduction et de flexion de

l'articulation trapézo-métacarpienne. Les deux autres ddl du pouce représentent les flexions au niveau de la métacarpo-phalangienne et de l'inter-phalangienne.

L'équipe de ElKoura [ElKoura and Singh, 2003] a développé un modèle cinématique pour lequel le pouce est défini avec 8 ddl : 6 ddl pour l'articulation trapézo-métacarpienne, 1 ddl pour l'articulation métacarpo-phalangienne et 1 ddl pour l'articulation interphalangienne. Les autres doigts (index, majeur, annulaire, auriculaire) comportent 5 ddl : 3 ddl pour l'articulation métacarpo-phalangienne, 1 ddl pour chacune des articulations inter-phalangiennes proximale et distale. Le poignet comporte 6 ddl qui définissent les rotations et les translations de l'articulation. Ce modèle a été utilisé en animation pour reproduire les mouvements de la main d'un guitariste jouant de son instrument. Le même modèle a été utilisé par l'équipe de Miyata [Miyata et al., 2005] (Figure 3.4.) pour générer des postures de préhension sur des objets cylindriques de dimensions différentes (40, 50, 60, 70, 80 mm de diamètre).

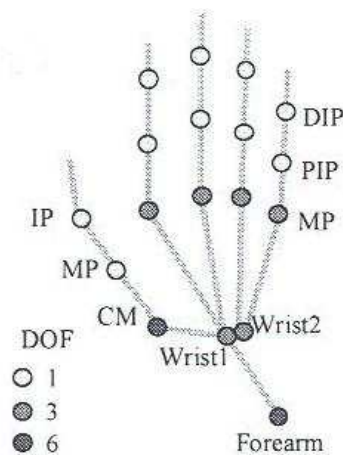


Figure 3.4. Modèle cinématique de la main [Miyata et al., 2005]

Osswald [Osswald et al., 2004] a intégré une main très simple dans l'ensemble d'une structure robotisée. Les tâches principales de ce robot sont de prendre et manipuler certains objets (tasses, verres, bouteilles, plats, couverts), de mettre en marche divers appareils (lumière, machine à café, cuiseur), d'actionner une poignée (porte, réfrigérateur, tiroir).

Le modèle cinématique de la main est très simple, il comporte 11 degrés de liberté: 2 ddls par doigt (en flexion/extension) et 1 ddl supplémentaire pour le pouce pour pouvoir réaliser l'opposition par rapport aux autres doigts.

Dans son étude, Chalfoun [Chalfoun et al., 2005] considère un modèle de la main avec 24 ddls incluant 2 ddls pour l'articulation du coude et 2 ddls pour le poignet. Tous les doigts comportent 4 ddls : 2 ddls pour les articulations métacarpo-phalangiennes des doigts longs et pour l'articulation trapezo-métacarpienne du pouce et 1 ddl pour les articulations inter-phalangiennes proximales et distales des doigts longs et pour l'articulation métacarpo-phalangienne et inter-phalangienne du pouce.

Plus récemment, après la publication de notre modèle cinématique [Savescu et al., 2004], une autre étude [Pitarch et al., 2005] propose également un modèle de main. Pitarch a présenté un modèle cinématique de la main qui comporte 25 ddls, dont la définition est basée sur la convention de Denavit-Hartenberg. Son modèle présente les caractéristiques suivantes :

- le pouce comporte 5 ddls : 2 ddls pour l'articulation trapézo-métacarpienne, 2 ddls pour l'articulation métacarpo-phalangienne et 1ddl pour l'articulation inter-phalangienne ;
- l'index et le majeur comportent chacun 4 ddls : 2 ddls pour l'articulation métacarpo-phalangienne et 1 ddl pour chacune des articulations interphalangiennes proximale et distale ;
- l'annulaire et l'auriculaire comportent 6 ddls : 2 ddls pour l'articulation carpo-métacarpienne, 2 ddls pour l'articulation métacarpo-phalangienne et les articulations inter-phalangiennes proximales et distales ont 1ddl chacune. Grâce aux 4 ddls au niveau carpo-métacarpien pour l'annulaire et l'auriculaire, la paume de la main de ce modèle est capable de se déformer.

Pour compléter la description de son modèle cinématique, Pitarch a considéré que les angles α entre les axes successifs de mouvement sont de 90° ou 0° , et les longueurs des os correspondent à celles fournies par Bucholtz dans son étude anthropométrique.

Un autre modèle cinématique de la main comportant une paume déformable est le modèle du Renault [Renault et al., 2001]. Ce modèle est schématisé dans la figure 3.5.

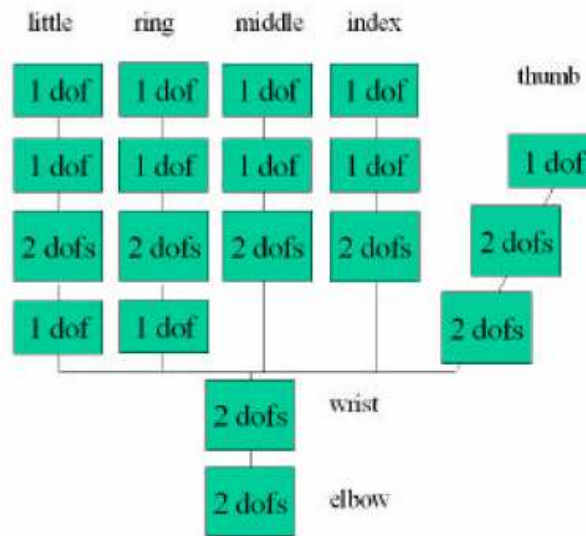


Figure 3.5. Modèle de la main comportant une paume déformable [Renault et al., 2001].

La particularité de ce modèle est qu'il présente 2ddl au niveau du carpe pour l'annulaire et l'auriculaire.

Aucun des modèles cités précédemment ne prend en compte le complexe osseux du carpe. Des études ont été réalisées spécifiquement sur la cinématique du complexe carpien [Kobayashi et al., 1997], [Sonnenblum et al., 2003]. Sonnenblum et son équipe [Sonnenblum et al., 2003] ont étudié de plus près les mouvements à ce niveau de la main. Ils se sont concentrés surtout sur le mouvement du trapèze et du trapézoïde par rapport au scaphoïde et au grand os (Figure 3.6. A). Ils ont réalisé une expérimentation in vivo pour pouvoir répondre à deux questions principales : est-ce que le trapèze et le trapézoïde peuvent être considérés comme un seul et unique solide rigide et est-ce que le trapèze et le trapézoïde ont un mouvement distinct pour des mouvements différents du poignet ?

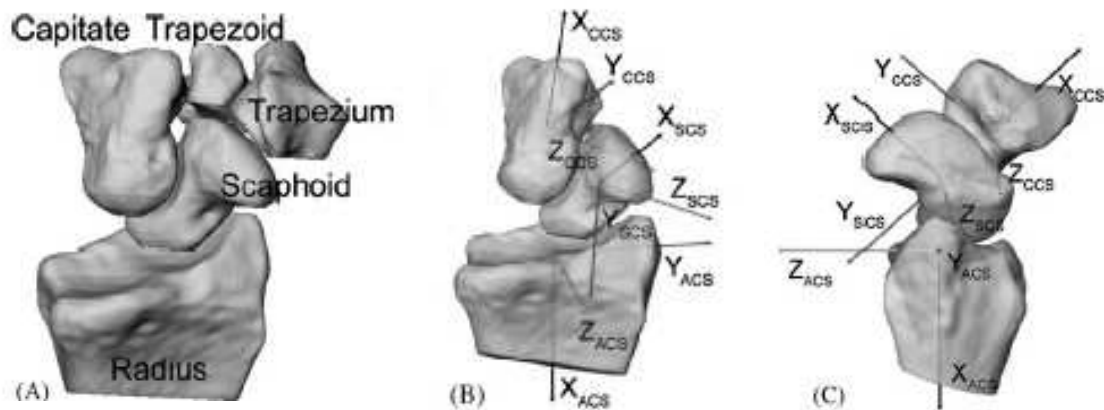


Figure 3.6. Les os du carpe du poignet droit et les systèmes d'axes correspondants pour l'analyse du mouvement : A) vue palmaire, (B) vue palmaire, (C) vue radiale [Sonenblum et al., 2003]

Trois repères différents ont été définis (Figure 3.6. B, C): l'orientation et les mouvements du poignet sont décrits en analysant l'orientation relative du repère CCS, lié au grand-os, par rapport au repère ACS, situé au niveau du radius. Le repère SCS, au niveau du scaphoïde, est considéré comme le repère de base pour décrire la posture et le mouvement du trapèze et du trapézoïde par rapport au scaphoïde.

Suite à l'analyse de plusieurs mouvements, l'équipe du Sonenblum a conclu qu'il existait bien des différences entre le mouvement du trapèze et du trapézoïde et que, en conséquence, ils ne peuvent pas être considérés comme un même solide rigide. Toutefois ces différences, en termes d'amplitude du mouvement ne sont pas significatives par rapport à l'amplitude du mouvement du complexe du carpe. L'étude a montré que la distance entre les centres du trapèze et du trapézoïde augmente dans la flexion maximale et la déviation radiale du poignet. Elle a aussi permis d'établir que les mouvements du trapèze et du trapézoïde par rapport au scaphoïde s'effectuaient autour d'axes différents en fonction de la direction du mouvement du poignet.

Suite à cette description des différents modèles cinématiques de la main proposés dans la littérature, nous pouvons remarquer que la plus grande différence entre ces modèles concerne le pouce. Le pouce étant l'élément le plus important dans un mouvement de

préhension, une description fidèle à l'anatomie est nécessaire. De plus, son positionnement par rapport aux autres doigts et son architecture lui confèrent une grande flexibilité. Cette architecture particulière et ses performances musculaires rendent possible la réalisation de postures de préhension avec tous les autres doigts en même temps ou séparément.

Compte tenu de cette complexité architecturale et fonctionnelle, le système musculo-squelettique du pouce a fait l'objet de plusieurs études ayant des résultats assez divergents, surtout pour l'articulation carpo-métacarpienne (CMC). Comme nous l'avons déjà vu auparavant dans les descriptions anatomiques de la main Kapandji [Kapandji, 1980] considère que la CMC a deux degrés de liberté (ddl) correspondant aux mouvements de flexion/extension (F/E) et d'abduction/adduction (ABD/ADD). Dans la description de son modèle, Chao [Chao et al., 1989] considère les mêmes ddl, en précisant de plus que les axes de mouvements sont perpendiculaires. Cooney [Cooney et al, 1981] et ces collègues ont défini un modèle cinématique du pouce comportant 5 ddl : 1 ddl (F/E) pour l'articulation inter-phalangienne (IP), 2 ddl (F/E et ABD/ADD) pour l'articulation métacarpo-phalangienne (MCP), 2 ddl (F/E, ABD/ADD) pour l'articulation carpo-métacarpienne. Comme cité précédemment, Bucholtz [Buchholz, 1989], [Buchholz, 1992], a modélisé le pouce avec 6 ddl : 1 ddl (F/E) pour l'articulation inter-phalangienne (IP), 2 ddl (F/E et ABD/ADD) pour l'articulation métacarpo-phalangienne (MCP), 3 ddl (F/E, ABD/ADD et rotation axiale) pour l'articulation carpo-métacarpienne. Cette rotation axiale est supposée se réaliser autour de l'axe longitudinal du premier métacarpien.

Suite à son étude, Giurintano [Giurintano et al., 1995] a proposé un modèle cinématique du pouce comportant 5 segments et 5 ddl (Figure 3.7.) : 1 ddl (F/E) pour l'articulation inter-phalangienne (IP), 2 ddl (F/E et ABD/ADD) pour l'articulation métacarpo-phalangienne (MCP), 2 ddl (F/E, ABD/ADD) pour l'articulation carpo-métacarpienne. Les axes de mouvement dans les articulations MCP et CMC ne sont supposés ici ni concourants ni orthogonaux entre eux.

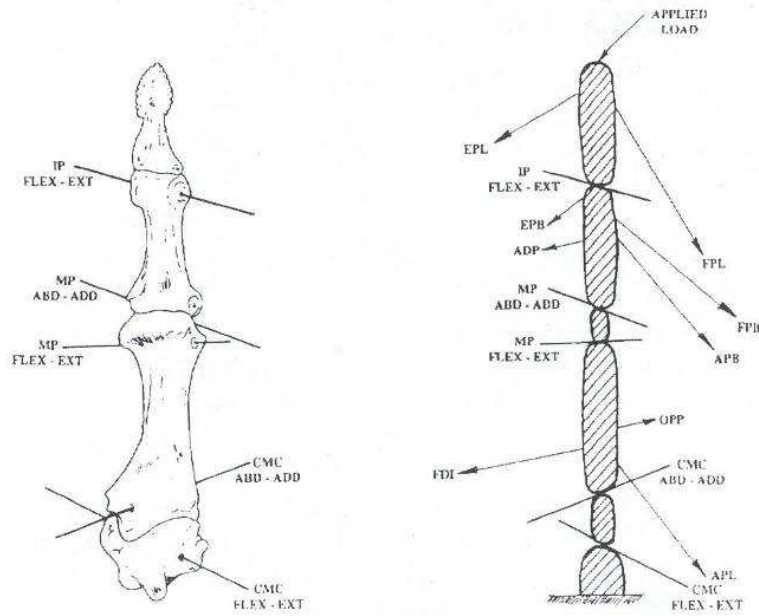


Figure 3.7. Modèle cinématique du pouce [Giurintano et al., 1995]

Du point de vue du nombre de degrés de liberté, Valero-Cuevas [Valero-Cuevas et al., 2003] considère les mêmes que Giurintano mais les axes des mouvements sont concourants et orthogonaux dans son modèle.

D'autres équipes ont consacré leurs études à la caractérisation anatomique et fonctionnelle de l'articulation carpo-métacarpienne [Hollister et al., 1992], [Yoshida et al., 2003], ou métacarpo-phalangienne [Rongieres, 2004]. L'équipe de Hollister a fait une étude in vitro pour déterminer la forme des surfaces articulaires et la position des axes de mouvements de l'articulation CMC. Ils ont conclu que cette articulation est une articulation en selle ayant 2 ddl : F/E et ABD/ADD. L'axe de F/E est situé au niveau du trapèze et celui du mouvement d'ABD/ADD passe au niveau du premier métacarpe. Ces axes ne sont pas orthogonaux et l'angle entre les axes du mouvement est de $72.7 \pm 8.4^\circ$. Comme Kapandji, Hollister et son équipe considèrent que la rotation axiale observée est seulement une conséquence des deux mouvements définis précédemment.

Rash [Rash et al., 1999] et plus tard Kuo [Kuo et al., 2002], [Kuo et al., 2003] ont analysé la faisabilité de l'utilisation d'un système 3D d'analyse du mouvement pour mesurer des mouvements de la main in vivo. Plusieurs équipes [Chèze et al., 2001], [Su et al., 2003], [Zhang et al., 2004] ont mesuré les mouvements du pouce en utilisant un tel système. Chèze et son équipe ont analysé plus particulièrement les mouvements de l'articulation CMC in vivo. Leur protocole leur a permis de définir les axes des mouvements et les amplitudes articulaires de cette articulation. Ils ont conclu que les axes des mouvements (F/E et ABD/ADD) de l'articulation CMC ne sont ni orthogonaux ni concourants. L'angle trouvé entre les axes des mouvements est de $42\pm 10^\circ$ et la distance entre les axes de 0.7 ± 0.5 mm.

Suite à cette analyse bibliographique, il apparaît essentiel de s'intéresser de plus près à l'analyse des mouvements du pouce et plus particulièrement de l'articulation trapézo-métacarpienne. Puisque aucun consensus ne se dégage quant à la modélisation de ce doigt, nous allons mettre en place une expérimentation dans l'objectif de déterminer les axes de mouvements de cette articulation, et surtout de les définir par rapport à un repère lié à la main, ou plus précisément par rapport aux axes de mouvement du poignet.

2. Construction du modèle cinématique de la main

Nous allons maintenant aborder le premier objectif de ce travail : la définition d'un modèle cinématique de la main réalisant un compromis entre la capacité à reproduire les postures complexes que l'on vient de décrire, et un nombre de degrés de liberté raisonnable pour pouvoir simuler de manière réaliste des postures, et en particulier des postures de préhension.

Comme nous l'avons précisé en introduction, le mannequin numérique MAN3D est un logiciel permettant de créer des représentations géométriques de sujets humains, homme ou femme, de dimensions variées. Ces sujets peuvent être mis en place dans un environnement, avec une posture (debout, assis) qui peut être modifiée par l'utilisateur pour s'adapter aux conditions créées par l'environnement. Il est aussi capable de reproduire des postures de main, mais le réalisme de celles-ci est parfois limité. Par exemple, la figure suivante (Figure 3.8.) présente une posture de la main pour laquelle tous les doigts sont joints, c'est-à-dire pour laquelle les pulpes des phalanges terminales des doigts devraient être en contact.

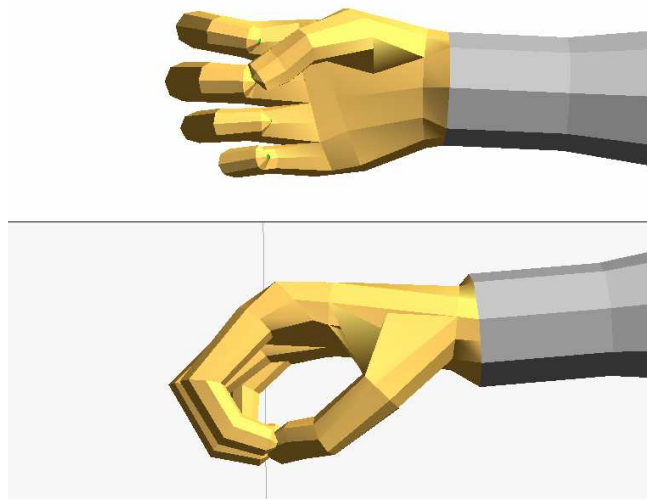


Figure 3.8. MAN3D posture de main pour laquelle tous les doigts sont joints (main droite)

Cette différence entre la posture réelle et la posture réalisée avec MAN3D est due à l'architecture du modèle cinématique de la main, qui considère à l'heure actuelle 22 ddls :

- 4 ddls pour chaque doigt qui matérialisent les mouvements de F/E dans les articulations métacarpo-phalangiennes et inter-phalangiennes proximales et distales ; des mouvements d'ABD/ADD des doigts dans les articulations métacarpo-phalangiennes. Le pouce aussi est modélisé en considérant 4 ddls : 2 ddls pour l'articulation trapézo-métacarpienne (F/E et ABD/ADD), 1ddl pour l'articulation métacarpo-phalangienne et 1 ddl pour l'articulation inter-phalangienne. Deux autres

ddls viennent compléter le modèle cinématique de la main. Ces ddls sont des mouvements de F/E et d'ABD/ADD du poignet.

- L'angle entre l'axe de F/E et d'ABD/ADD du pouce dans l'articulation trapézo-métacarpienne est de 80° .
- La paume est un solide rigide.
- Les axes de F/E sont parallèles entre eux et la flexion se réalise dans le plan de la paume.

La figure suivante représente schématiquement le modèle cinématique du MAN3D.

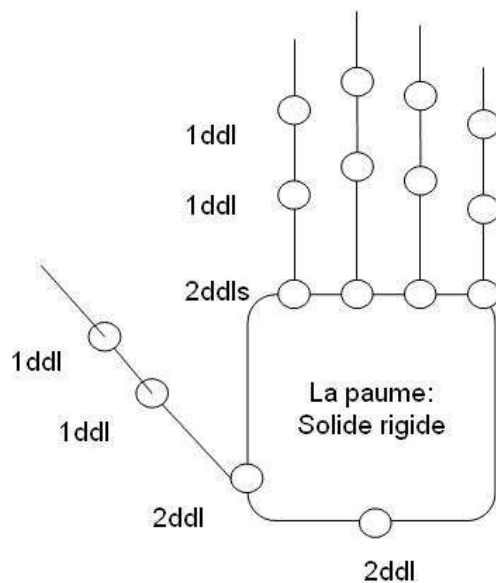


Figure 3.9. Schéma du modèle cinématique de la main du MAN3D (main droite, vue dorsale)

Pour pouvoir réaliser des postures plus réalistes, nous avons souhaité faire évoluer ce modèle. Dans un premier temps, nous avons cherché à développer le modèle du pouce. Ensuite, comme l'hypothèse d'une paume rigide semblait contraignante pour la réalisation de certaines postures, nous nous sommes interrogés sur la possibilité de prendre en compte une certaine déformation de la paume de la main, sans toutefois introduire trop de degrés de liberté supplémentaires qui pourraient, par la suite, poser des problèmes pour la simulation des postures de préhension.

2.1 Etude expérimentale de l'articulation trapézo-métacarpienne du pouce

2.1.1. Objectif

Comme nous l'avons précisé auparavant, plusieurs études ont été réalisées sur le pouce [Kapandji, 1980] , [Cooney et al, 1981], [Chao et al., 1989], [Buchholz, 1989], [Valero-Cuevas et al., 2003], [Hollister et al., 1992], [Yoshida et al., 2003], [Rongieres, 2004], [Rash et al., 1999], [Kuo et al., 2002], [Kuo et al., 2003], [Chèze et al., 2001], [Su et al., 2003], [Zhang et al., 2004]. La plupart de ces études aboutissent à des conclusions différentes. Le tableau suivant rappelle seulement les résultats de quelques-unes de ces études en ce qui concerne l'articulation trapézo-métacarpienne.

Tableau 3.1. Degrés de liberté et angles entre les axes du mouvement de l'articulation trapézo-métacarpienne du pouce

Auteur	Degrés de liberté	Axes du mouvement	Angle entre les axes du mouvement
Buchholz [Buchholz, 1989]	3	(F/E) — (ABD/ADD) — Rotation Axiale	90°
Chao [Chao et al., 1989]	2	(F/E) — (ABD/ADD)	90°

Hollister [Hollister et al., 1992]	2	$\frac{(F/E)}{(ABD/ADD)}$	$72 \pm 8^\circ$
Chèze [Chèze et al., 2001]	2	$\frac{(F/E)}{(ABD/ADD)}$	$42 \pm 10^\circ$

Ces études ont un grand intérêt sur le plan clinique, mais ne sont pas directement utilisables pour la simulation de mouvement, où la position et l'orientation des axes fonctionnels du pouce doivent être caractérisés par rapport à un repère lié à la main. D'autre part, les valeurs trouvées par les différents auteurs pour l'angle formé entre l'axe de flexion/extension et l'axe d'abduction/adduction ne sont pas concordantes. C'est pourquoi une étude expérimentale a été conduite afin de définir les axes fonctionnels du pouce, et plus précisément les axes de mouvement de l'articulation trapézo-métacarpienne, par rapport à ceux du poignet.

2.1.2. Description de l'expérimentation

Un système d'analyse du mouvement (Motion Analysis System®) utilisant 5 caméras numériques infrarouges a été utilisé pour cette expérimentation (Figure 3.10.) Six sujets sans pathologie au niveau de la main ont participé à l'expérimentation. Pendant l'expérimentation, le sujet est confortablement assis sur une chaise en face de la table sur laquelle est posée la main. Le cadre de l'expérimentation est présenté dans la figure suivante.



Figure 3.10. Cadre général de l'expérimentation

Dans cette étude, seul le mouvement du premier métacarpien par rapport au trapèze est analysé. Pour éviter tout autre mouvement, en particulier du carpe, la main du sujet a été immobilisée sur une plaque au moyen de bandes adhésives comme montré sur la figure 3.11. Seul le pouce peut ainsi réaliser des mouvements.

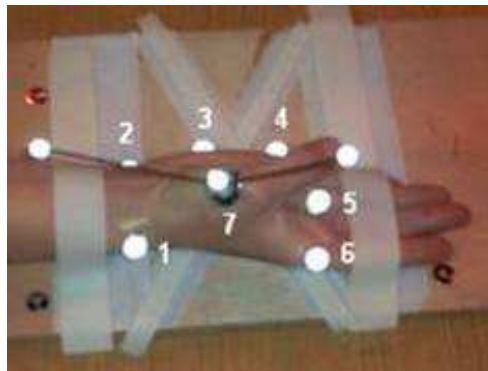


Figure 3.11. Position de la main pendant l'expérimentation

Des marqueurs rétro-réfléchissants (14 mm de diamètre) ont été positionnés sur des points spécifiques de la main:

- Les marqueurs 1 et 2 sont positionnés sur les points palpables du poignet sur les styloïdes radiale et ulnaire pour pouvoir définir l'axe de flexion/extension du poignet.
- Les marqueurs 3, 4, 5, 6, ainsi que les marqueurs 1 et 2, sont nécessaires à la définition du repère global de la main. Le marqueur 5 est positionné sur la tête du troisième métacarpien, côté paume, pour pouvoir définir l'axe de la main, les

marqueurs 4 et 6 respectivement sur les têtes du cinquième et deuxième métacarpien et le marqueur 3 à mi-distance entre les marqueurs 2 et 4 (les marqueurs 2 à 4 sont positionnés côté ventral).

- Un tripode 7 (deux tiges rigidement liées portant 3 marqueurs non alignés) est nécessaire à la définition du repère lié au premier métacarpien.

La plus grosse difficulté de cette expérimentation est de définir correctement les mouvements de flexion/extension et d'abduction/adduction de l'articulation carpo-métacarpienne (trapézo-métacarpienne). Les définitions données par Kapandji (Kapandji, 1980) ont été retenues (voir le chapitre « considérations anatomiques »). Ces mouvements ont été expliqués et montrés préalablement aux sujets. Le mouvement de flexion extrême amène la pulpe de la phalange distale du pouce en contact avec la paume à la base de l'auriculaire. Le mouvement d'extension extrême porte le premier métacarpien haut en arrière et en dehors et se prolonge par l'extension de la première et la deuxième phalange, amenant le pouce presque dans le plan de la paume. Le mouvement d'antéposition/rétroposition a lieu suivant un axe perpendiculaire au plan qui contient l'ongle du pouce. La rétroposition (adduction) porte le pouce en arrière pour l'amener dans le plan de la paume. L'antéposition (abduction) porte le pouce en avant, presque perpendiculairement au plan de la paume. Au signal de début du mouvement, le sujet avait à réaliser plusieurs fois les mouvements de flexion /extension ou d'abduction/adduction dans leurs positions extrêmes. Les deux types de mouvement ont été enregistrés successivement.

2.1.3. Méthode de calcul des paramètres des axes des mouvements

Le concept de vissage [Woltring, 1990], [Chèze et al., 1998] a été utilisé pour déterminer les deux axes de mouvement pur de l'articulation trapézo-métacarpienne, à partir de ces données expérimentales.

Pour cela, un repère orthonormé direct a été affecté à chacun des segments, à partir des marqueurs. Ces repères sont définis comme suit :

➤ le **repère** lié à la **main** :

- L'origine de ce repère, O_m , se trouve à mi-distance entre les marqueurs 1 et 2 (Figure 3.10.) ;

- L'axe X_m est le vecteur formé par l'origine du repère et le marqueur 5, orienté vers la tête du troisième métacarpien ;

- L'axe Z_m est perpendiculaire à la fois au plan de la main, représenté par les marqueurs 3, 4, 6, et à l'axe X_m . Il est orienté dorsalement ;

- L'axe Y_m est calculé par le produit vectoriel entre Z_m et X_m pour compléter le repère orthonormé direct.

➤ le **repère** lié au **pouce** :

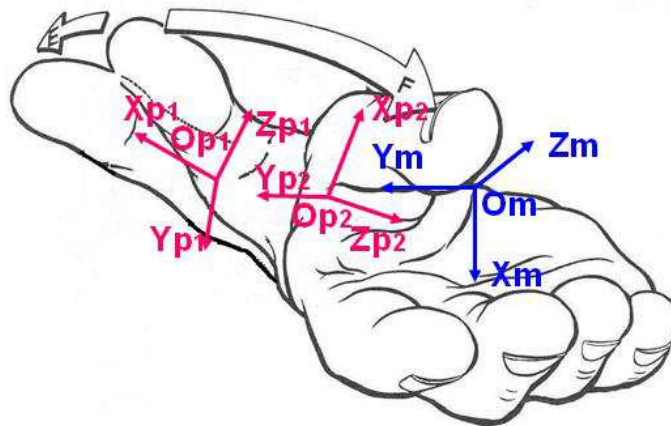
- L'origine de ce repère, O_p , est définie par le marqueur situé à la base du tripode (7) ;

- L'axe X_p est le vecteur formé par les marqueurs situés aux extrémités des tiges du tripode, orienté vers le point terminal du pouce ;

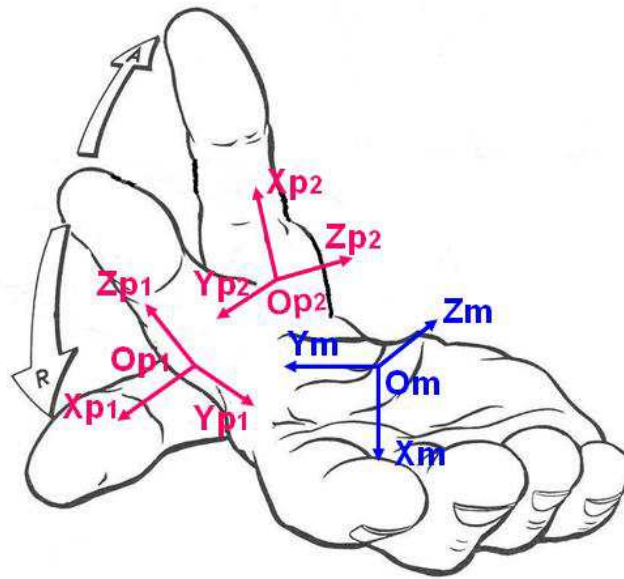
- L'axe Z_p est perpendiculaire à la fois au plan formé par les trois marqueurs du tripode et à l'axe X_m ;

- L'axe Y_p est calculé par le produit vectoriel entre Z_p et X_p pour compléter le repère orthonormé direct.

Une étude antérieure de Chèze [Chèze et al., 1998] a montré que l'axe de vissage n'est correctement défini, à la fois en position et en orientation, que si le déplacement entre les deux positions considérées pour le calcul est suffisant par rapport au bruit de mesure. Pour limiter au maximum l'influence du bruit de mesure, compte tenu de la relativement faible amplitude des mouvements de l'articulation, seules les positions extrêmes de part et d'autre ont été considérées (Figure 3.12. a), b)).



a)



b)

Figure 3.12. Mouvements du pouce par rapport à la main : a) le mouvement de flexion/extension et b) le mouvement d'abduction/adduction

Ces positions extrêmes ont été repérées à partir des coordonnées du point situé à mi-distance entre les marqueurs fixés aux extrémités des tiges du tripode.

L'application du concept de vissage, détaillé dans l'annexe II, à la description du déplacement relatif du pouce par rapport à la main entre deux positions extrêmes 1 et 2 revient à identifier l'opérateur de rotation \mathbf{Q} , exprimé dans le repère du segment pouce à la matrice de rotation du mouvement relatif : ${}^1_2\mathbf{R}_p = {}^{p1}_{m1}\mathbf{R} \cdot {}^{m2}_{p2}\mathbf{R}$.

$$[\mathbf{Q}]_{Rp} = \begin{bmatrix} k_x^2 v\theta + c\theta & k_y k_x v\theta - k_z s\theta & k_z k_x v\theta + k_y s\theta \\ k_x k_y v\theta + k_z s\theta & k_y^2 v\theta + c\theta & k_z k_y v\theta - k_x s\theta \\ k_x k_z v\theta - k_y s\theta & k_y k_z v\theta + k_x s\theta & k_z^2 v\theta + c\theta \end{bmatrix} = [\alpha_{ij}],$$

Où $s = \sin$

$c = \cos$

$$v = (1 - \cosinus)$$

m = main

p = pouce

De cette expression de l'opérateur, les composantes du vecteur unitaire de l'axe de vissage \vec{k} sont déduites dans le repère du pouce, puis on les calcule dans le repère lié à la main en pré-multipliant ces composantes par la matrice : ${}_{p1}^{m1}\mathbf{R}$. Nous obtenons ainsi une estimation des composantes de l'axe unitaire du mouvement pour chaque cycle enregistré (entre deux positions extrêmes successives), et pour les deux mouvements. Un axe moyen de flexion/extension et d'abduction/adduction est calculé pour chacun des sujets, puis l'angle entre ces axes est calculé pour chaque sujet.

2.1.4. Résultats

Cette expérimentation nous a permis d'évaluer d'une part l'angle entre les deux axes (flexion/extension et d'abduction/adduction) de l'articulation carpo-métacarpienne. Cet angle est de $25 \pm 10^\circ$ sur notre échantillon de six sujets.

D'autre part, elle nous a permis de positionner ces axes par rapport au reste de la main, ce qui est indispensable à notre étude. En particulier, la modélisation requiert de définir l'angle entre l'axe Z_{main} du repère main et l'axe de flexion/extension de l'articulation carpo-métacarpienne du pouce (la première articulation de la chaîne ostéo-articulaire). L'angle entre ces deux axes de mouvement, sur notre échantillon, est de $131 \pm 7^\circ$ orienté comme dans la figure suivante (Figure 3.13).

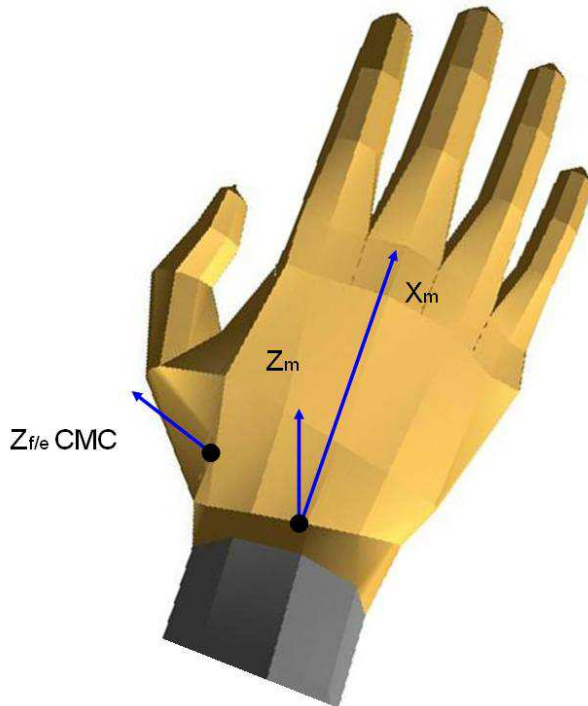


Figure 3.13. Les axes X_m et Z_m du repère main et l'axe du mouvement de flexion/extension de l'articulation carpométacarpienne du pouce (main droite, vue dorsale)

2.1.5. Conclusions

La dispersion de nos résultats est relativement importante, mais surtout l'angle entre les deux axes fonctionnels de l'articulation trapézo-métacarpienne est très différent de celui décrit par Hollister [Hollister et al., 1992] qui était de $72 \pm 8^\circ$. A contrario, nos résultats sont plus proches de ceux obtenus par Chèze [Chèze et al., 2001] : $42 \pm 10^\circ$. Ceci est certainement à rapprocher de la différence entre les protocoles expérimentaux. En effet, Hollister a étudié l'articulation carpo-métacarpienne du pouce in vitro, alors que le protocole utilisé par Chèze in vivo était très proche de celui décrit ici. Il semble que la disparité entre les résultats obtenus in vitro et in vivo soit surtout liée à la difficulté à réaliser en particulier le mouvement d'abduction/adduction pur du pouce in vivo. Le mouvement « pur » de cette

articulation réalisé naturellement est le mouvement de flexion/extension. Par contre, le mouvement d'abduction/adduction « pur » n'est pas réalisé naturellement et de plus, il est très difficile à montrer. Cela peut expliquer l'écart entre les résultats publiés par Hollister et les résultats de notre étude. En effet, la très faible différence d'orientations que nous obtenons expérimentalement entre les deux axes fonctionnels de l'articulation trapézo-métacarpienne laisse à penser que les sujets ont réalisé en fait quasiment le même mouvement du pouce, qui correspond au mouvement le plus naturel c'est-à-dire la flexion/extension.

De ce fait, nous ne retiendrons de cette étude expérimentale qu'une partie des résultats pour notre modélisation ultérieure, à savoir l'orientation de l'axe de flexion/extension de l'articulation trapézo-métacarpienne par rapport à l'axe d'abduction/adduction du poignet le précédant dans la chaîne cinématique. Les résultats de la bibliographie [Hollister et al., 1992] seront utilisés pour définir l'angle entre les deux axes de l'articulation trapézo-métacarpienne. Parmi le grand nombre d'études réalisées à ce sujet, nous avons décidé de prendre en compte cette référence. Notre choix a été guidé par le protocole très rigoureux et sa similitude par rapport à notre approche. En effet, l'équipe de Hollister a considéré, comme nous, des mouvements « purs » de flexion/extension et d'abduction/adduction mais ont réalisé leur étude in vitro. Nous avons considéré que cette étude in vitro leur a permis de mieux réaliser les mouvements purs de l'articulation.

2.2 Définition du modèle cinématique de la main

2.2.1. Méthode : Convention Denavit – Hartenberg

Dans le cadre de ce travail, la modélisation cinématique de la main doit être intégrée dans le mannequin numérique du corps complet MAN3D, dont l'architecture est basée sur la convention robotique de Denavit-Hartenberg. Nous allons donc conserver ce formalisme, en tâchant de réaliser un bon compromis entre une représentation la plus fidèle possible de la complexité anatomique de la main, et surtout de sa formidable fonctionnalité, tout en limitant le nombre de degrés de liberté du modèle qui doit pouvoir ultérieurement être commandé pour simuler des postures voire des mouvements réalistes.

Un certain nombre d'hypothèses simplificatrices ont été retenues pour la modélisation de la main. Ainsi la main est modélisée comme une chaîne cinématique constituée de chaînons corporels rigides, reliés par des articulations parfaites, possédant chacune entre un et trois degrés de liberté en rotation.

La convention de Denavit-Hartenberg suppose en outre que chacun des segments rigides peut être entièrement décrit à l'aide de quatre paramètres. Deux paramètres (Figure 3.14.) sont utilisés pour définir la forme du segment (a et α) et deux autres paramètres décrivent sa position ou son orientation par rapport au précédent dans la chaîne (d et Θ). Habituellement, pour une articulation rotoïde, Θ est le paramètre variable et les autres paramètres sont constants.

Les quatre paramètres sont définis en respectant les conventions:

- \vec{Z}_{i-1} désigne l'axe de la liaison entre les segments S_{i-1} et S_i , son sens est arbitraire.
- \vec{X}_i est la perpendiculaire commune aux axes \vec{Z}_{i-1} et \vec{Z}_i , son sens est tel qu'il coupe d'abord l'axe \vec{Z}_{i-1} puis \vec{Z}_i .
- d_i est l'écart entre origines successives suivant l'axe d'articulation : $d_i = \overrightarrow{O_{i-1}O_i} \cdot \vec{Z}_{i-1}$, noté t_i lorsqu'il est variable (articulation prismatique).
- θ_i est l'angle entre les axes \vec{X}_{i-1} et \vec{X}_i , défini suivant \vec{Z}_{i-1} et variable dans le cas d'une articulation rotoïde.
- a_i est la distance entre origines successives suivant \vec{X}_i : $a_i = \overrightarrow{O_{i-1}O_i} \cdot \vec{X}_i$
- α_i est l'angle entre les axes \vec{Z}_{i-1} et \vec{Z}_i , défini suivant \vec{X}_i .

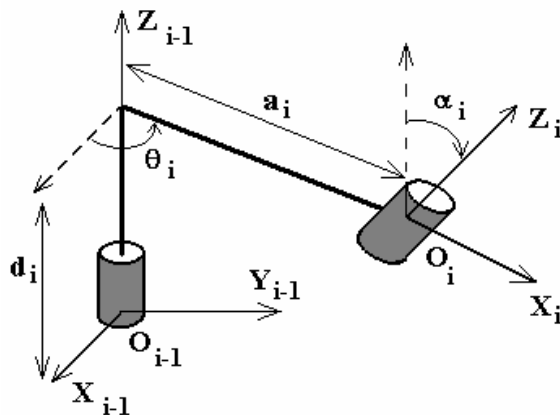


Figure 3.14. Deux solides successifs dans une chaîne cinématique [Chèze, 2003]

En utilisant cette convention, l'opérateur homogène élémentaire permettant de passer du repère R_{i-1} au repère R_i s'écrit (Figure 3.13.) :

$${}^{i-1}_i T = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i \cdot \cos \alpha_i & \sin \theta_i \cdot \sin \alpha_i & a_i \cdot \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i \cdot \cos \alpha_i & -\cos \theta_i \cdot \sin \alpha_i & a_i \cdot \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Il est à noter que l'utilisation de cette convention (et en particulier le fait de définir un repère pour chaque degré de liberté de la chaîne cinématique) conduit dans certains cas à introduire des repères qui ne sont pas nécessairement liés à un chaînon physique (ou os), comme nous le verrons dans la description du modèle des doigts qui suit.

2.2.2. Définition du modèle

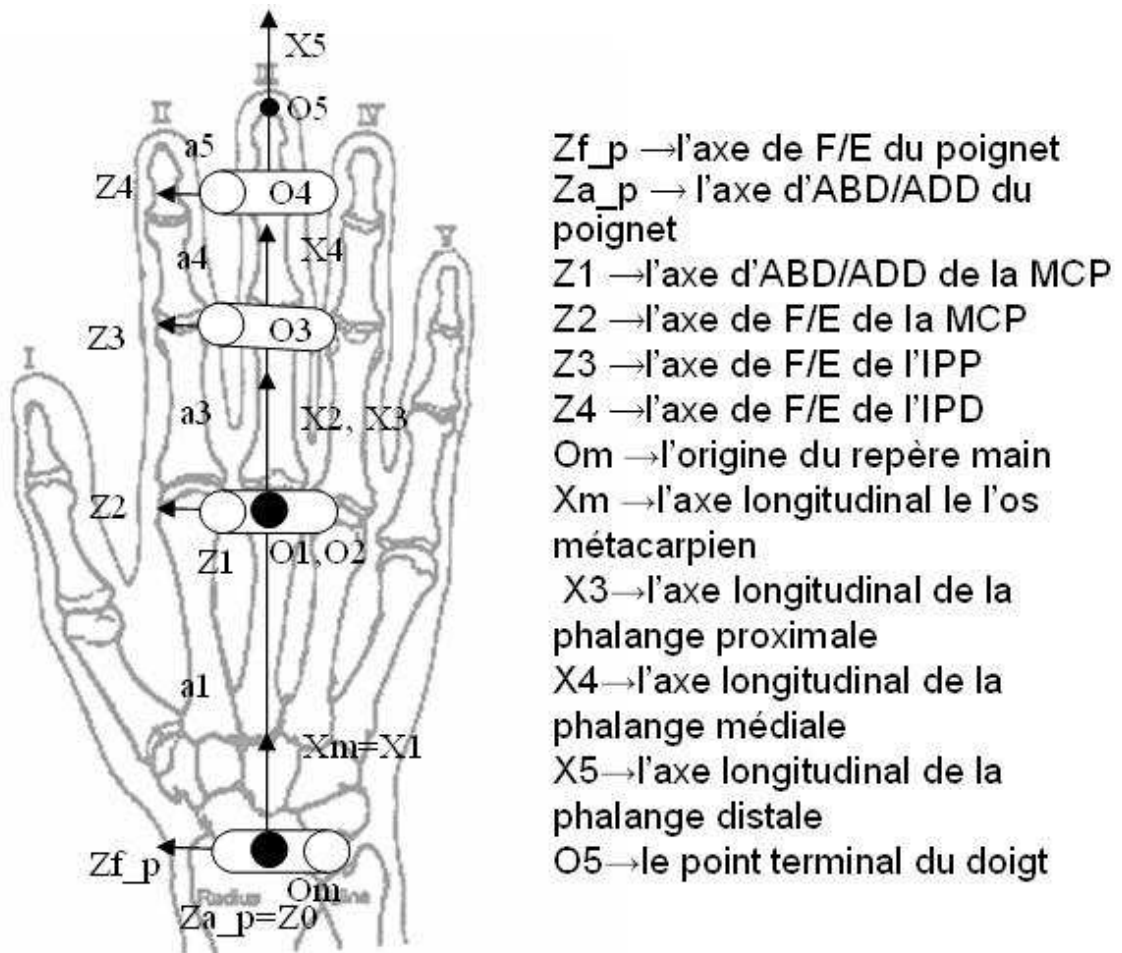
Les doigts sont considérés comme étant formés de segments rigides articulés par des articulations simples ayant un, deux ou trois degrés de liberté (ddl). Compte tenu de la taille très réduite des os du carpe et les mouvements très faibles à ce niveau, les os du carpe ne sont pas articulés entre eux mais considérés comme un ensemble rigide. Le centre articulaire du poignet est défini comme étant le point situé à mi-distance entre la styloïde radiale et la styloïde ulnaire.

2.2.3. Modèle cinématique du majeur et de l'index

Le modèle cinématique du majeur n'est pas modifié, il est donc défini comme celui du modèle cinématique du mannequin numérique MAN3D [MAN3D-Manuel de référence, 2002]. Pour chaque degré de liberté, donc pour chaque segment, un référentiel orthonormé, basé sur la convention de Denavit-Hartenberg a été défini.

La figure suivante (Figure 3.15.) présente le modèle cinématique du majeur. La figure 3.14. présente une schématisation des référentiels matérialisant chaque segment. On visualise sur cette figure les origines de ces repères (O_m, \dots, O_5), les axes articulaires Z (Z_{f_p}, \dots, Z_4), les axes X (X_m, \dots, X_5) et les distances entre les origines des repères (a_1, \dots, a_5). Les axes Z sont les supports respectifs, de Z_{f_p} à Z_4 , de la flexion/extension (F/E) du poignet, de l'abduction/adduction (ABD/ADD) du poignet, de la F/E du majeur dans l'articulation métacarpo-phalangienne, de l'ABD/ADD du majeur dans l'articulation inter-phalangienne proximale, de la F/E du majeur dans l'articulation inter-phalangienne médiale, de la F/E du majeur dans l'articulation inter-phalangienne distale. Les axes X matérialisent les axes longitudinaux des os, sauf l'axe X_2 qui correspond à un repère supplémentaire introduit pour respecter la convention.

Pour simplifier, seuls les axes du mouvement ont été représentés sur la figure 3.16. Dans ce modèle, l'articulation métacarpo-phalangienne a deux degrés de liberté et les articulations inter-phalangiennes sont des articulations simples ayant un seul degré de liberté.



- Zf_p → l'axe de F/E du poignet
- Za_p → l'axe d'ABD/ADD du poignet
- Z1 → l'axe d'ABD/ADD de la MCP
- Z2 → l'axe de F/E de la MCP
- Z3 → l'axe de F/E de l'IPP
- Z4 → l'axe de F/E de l'IPD
- Om → l'origine du repère main
- Xm → l'axe longitudinal le l'os métacarpien
- X3 → l'axe longitudinal de la phalange proximale
- X4 → l'axe longitudinal de la phalange médiale
- X5 → l'axe longitudinal de la phalange distale
- O5 → le point terminal du doigt

Figure 3.15. Modèle cinématique du majeur : référentiels matérialisant chaque segment

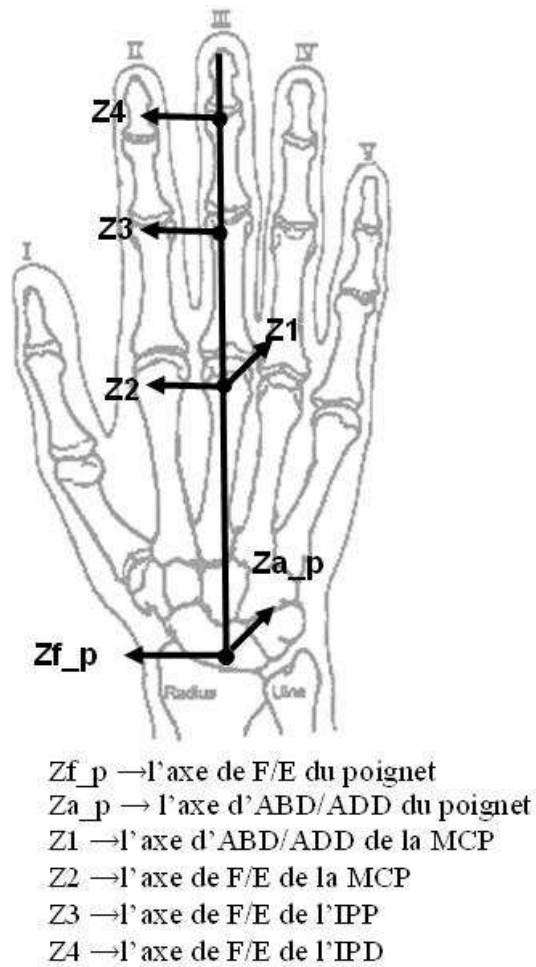


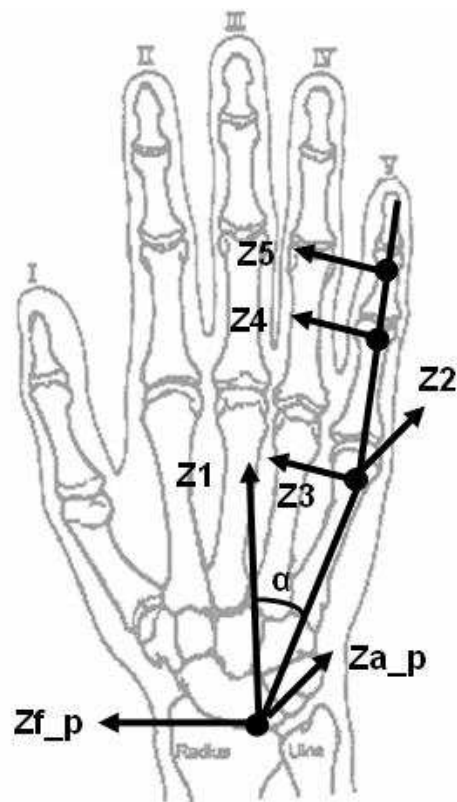
Figure 3.16. Modèle cinématique du majeur : axes des mouvements

2.2.4. Modèle cinématique de l'annulaire et de l'auriculaire

La figure 3.16. présente, en mode simplifié, le modèle cinématique de l'auriculaire. Ce modèle comprend un degré de liberté de plus par rapport au majeur (suivant l'axe Z1) mais

aussi par rapport au modèle cinématique de l'auriculaire du mannequin numérique MAN3D. Contrairement au modèle cinématique de la main de ce mannequin numérique, où la paume est considérée rigide, ce degré de liberté de plus permet à la paume de la main de se déformer. Cette mobilité est représentée par une rotation autour de l'axe de la main (voir le chapitre descriptions anatomiques). Par suite, l'articulation métacarpo-phalangienne est modélisée avec deux degrés de liberté (ABD/ADD et F/E) et les articulations inter-phalangiennes avec un degré de liberté (F/E). Comme pour l'index, l'axe de F/E dans l'articulation MCP est légèrement incliné. L'orientation du segment qui unit le centre articulaire du poignet et le centre de l'articulation MCP est définie par un angle α constant.

Le modèle cinématique de l'annulaire est semblable au modèle cinématique de l'auriculaire, la seule différence est la valeur de l'angle α . Les rotations autour de l'axe de la main, de l'annulaire et de l'auriculaire permettent au nouveau modèle de déformer la paume et de réaliser, de façon simple, l'arche transversale métacarpienne.



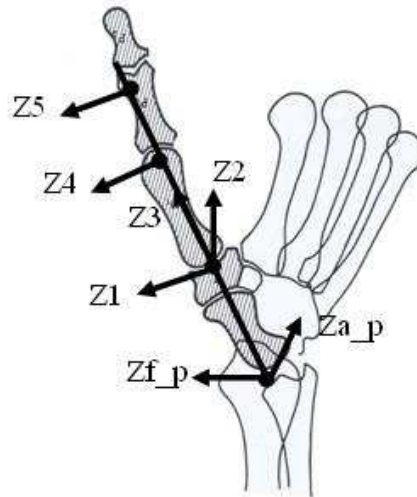
- Zf_p → l'axe de F/E du poignet
- Za_p → l'axe d'ABD/ADD du poignet
- Z1 → l'axe de l'arche transversale
- Z2 → l'axe d'ABD/ADD de la MCP
- Z3 → l'axe de F/E de la MCP
- Z4 → l'axe de F/E d'IPP
- Z5 → l'axe de F/E d'IPD

Figure 3.17. Modèle cinématique de l'auriculaire

2.2.5. Modèle cinématique du pouce

Le modèle cinématique du pouce, et plus spécialement de l'articulation carpo-métacarpienne - CMC - (ou trapézo-métacarpienne TMC), est plus difficile à développer comme on l'a déjà dit. Cette difficulté est liée à la complexité anatomique de ce doigt, qui a conduit à la multitude de solutions proposées dans la littérature de spécialité.

Pour tenter de définir le modèle de l'articulation sans poser d'hypothèses a priori, nous avons mis en place une étude expérimentale (présentée dans section 2.1. du chapitre 3 : Etude expérimentale de l'articulation trapézo-métacarpienne du pouce). Hélas, cette étude n'a pas permis de répondre complètement à nos attentes. Aussi, afin que le modèle cinématique soit capable de reproduire des postures réalistes de la main, l'articulation trapézo-métacarpienne du pouce est modélisée en considérant trois degrés de liberté : ABD/ADD, F/E et rotation axiale autour de l'axe longitudinal de premier métacarpe. L'orientation de l'axe d'ABD/ADD par rapport à l'axe d'ABD/ADD du poignet est la valeur moyenne de celui fourni par notre étude expérimentale : 131° . L'angle entre l'axe d'ABD/ADD et l'axe de F/E est celui proposé par Hollister : 72° [Hollister et al., 1992]. Le degré de liberté supplémentaire en rotation axiale a été introduit pour pouvoir réaliser l'opposition du pouce par rapport aux autres doigts, même si en réalité l'articulation anatomique correspond plutôt à un cardan généralisé, pour lequel cette rotation axiale est obtenue par couplage avec les deux autres degrés de liberté. Les autres articulations, MCP et IP, comportent chacune un seul degré de liberté : F/E.



- Zf_p → l'axe de F/E du poignet
- Za_p → l'axe d'ABD/ADD du poignet
- Z1 → l'axe de F/E de la CMC
- Z2 → l'axe d'ABD/ADD de la CMC
- Z3 → l'axe de rotation axiale de la CMC
- Z4 → l'axe de F/E de la MCP
- Z5 → l'axe de F/E de l'IP

Figure 3.18. Modèle cinématique du pouce

2.3 Intégration du modèle dans MAN3D

Avant d'envisager le développement de la modélisation cinématique inverse, permettant de calculer les variables articulaires du modèle de la main dans différentes postures, nous avons intégré le modèle dans le mannequin numérique complet MAN3D pour avoir une idée, visuellement, de la pertinence de l'architecture du modèle proposé.

2.3.1. Intégration dans MAN3D de l'architecture du modèle de la main

Par rapport à la convention classique de Denavit-Hartenberg décrite dans le paragraphe précédent, qui correspond au modèle développé sous MATLAB, quelques modifications ont été apportées pour l'intégration du modèle de la main dans le mannequin numérique du corps humain complet MAN3D. En effet, ce contexte particulier impose un certain nombre de contraintes. Par exemple, pour certains segments, il est nécessaire d'introduire des référentiels supplémentaires. Dans ces cas, les angles θ , qui habituellement sont les variables cinématiques (les angles articulaires), sont considérés constants et sont pris en compte comme des paramètres géométriques qui nous permettent seulement d'orienter les axes des mouvements. Dans d'autres cas, pour éviter l'introduction de référentiels supplémentaires, il est possible d'ajouter à l'angle articulaire variable une partie constante.

Le détail de ces modifications, ainsi que les valeurs des paramètres de chaque doigt, sont donnés en annexe III.

2.3.2. Etude expérimentale pour la validation qualitative du nouveau modèle dans l'environnement MAN3D

2.3.2.1 Objectif

Cette expérimentation a pour objectif l'enregistrement de postures réelles de la main dans des conditions permettant de les reproduire à l'aide du mannequin numérique MAN3D. D'après l'étude préliminaire décrite dans la section 3 du chapitre 2 (Etude expérimentale des modes de préhension naturels), nous avons vu que certains types d'objets sont plus utilisés que d'autres mais aussi que certaines postures sont plus fréquentes que d'autres. Ces résultats ont guidé notre choix quant aux objets et postures à tester en priorité.

2.3.2.2 Objets et postures réalisées

Le tableau 3.7. présente les objets et les postures sélectionnés pour l'expérimentation. Puisque l'étude préliminaire n'a pas montré une grande différence entre les objets cylindriques et comme les manches et les poignées de la plupart des outils sont de forme approximativement cylindrique, nous avons décidé de réaliser cette expérimentation en utilisant tous les objets cylindriques disponibles. En ce qui concerne les objets sphériques, seules trois dimensions d'objets ont été retenues : la sphère ayant un diamètre de 60 mm, qui est la plus utilisée, ainsi que des dimensions extrêmes 20 mm et 100 mm de diamètre.

Tableau 3.7. Objets et postures sélectionnés pour l'expérimentation

Objet	Dimensions [mm]		Posture	
Main à plat	Détermination des longueurs des segments osseux		Posture de référence	
	C1	D=10, L=100	Précision	$\frac{2 \text{ doigts}}{3 \text{ doigts}}$
Cylindre	C2	D=20, L=100	Précision	$\frac{3 \text{ doigts}}{4 \text{ doigts}}$
	C3	D=30, L=100	Précision	$\frac{3 \text{ doigts}}{4 \text{ doigts}}$
			Force	5 doigts
	C4	D=40, L=100	Précision	$\frac{2 \text{ doigts}}{4 \text{ doigts}}$
			Force	5 doigts
	C5	D=50, L=100	Précision	$\frac{3 \text{ doigts}}{4 \text{ doigts}}$
Force			5 doigts	
C6	D=60, L=100	Précision	5 doigts	
		Force	$\frac{5 \text{ doigts}}{5 \text{ doigts}}$ (second)	
Sphère	S2	D=20	Précision	$\frac{2 \text{ doigts}}{3 \text{ doigts}}$
	S6	D=60	Précision	3 doigts
	S10	D=100	Précision	5 doigts
Force			5 doigts	

2.3.2.3 Sujets

Six sujets (trois hommes et trois femmes) sans pathologie au niveau de la main ont participé à l'étude. Le choix des sujets a été fait en considérant la circonférence de la paume. Cette mesure a été prise au niveau de la paume, à la base des doigts comme dans la figure 3.19 (A noter que cette figure présente la procédure de mesure de la circonférence de la main sur une main gauche, alors que nous avons mesuré la main droite dans notre étude). Cette méthode est utilisée par les producteurs de gants professionnels [Bioblock, 2004] pour définir les différentes tailles de gants. Nous avons donc supposé que ce paramètre est directement lié à la taille de la main, tout en étant assez facile à mesurer. La moyenne de cette mesure est de 210 ± 20 mm pour les hommes et de 183.3 ± 11.5 mm pour les femmes.

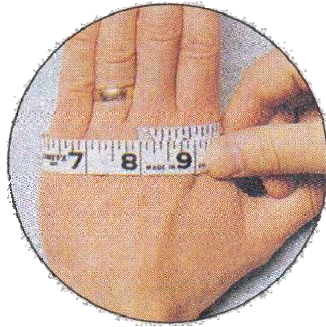


Figure 3.19. Mesure de la circonférence de la paume

Avant l'expérimentation, d'autres mesures anthropométriques nécessaires à la définition du mannequin numérique ont été collectées sur chaque sujet. Le tableau suivant contient les caractéristiques physiques de nos sujets.

Tableau 3.8. Caractéristiques physiques des sujets

Sujet	Genre homme (H) ou femme (F)	Age	Taille [mm]	Poids [kg]	Longueur bras [mm]	Longueur avant- bras [mm]	Largeur épaules [mm]	Longueur main [mm]	Largeur main [mm]	Circonfé- rence paume [mm]
1	H	26	1555	53.8	288	259	366	165	69	170
2	F	24	1660	61.4	354	282	346	189	75	190
3	F	24	1720	71.1	384	316	332	194	78	190
4	H	36	1750	69.1	361	283	406	182	76	190
5	H	27	1800	79.5	393	269	446	213	78	210
6	F	58	1725	87.5	385	289	335	197	84	230
Moyenne (écart type)		32,5 (13,2)	1701,66 (85)	70,4 (12,1)	360,8 (38,7)	283 (19,4)	371,8 (45,4)	190 (16,0)	76,6 (4,8)	196,6 (20,6)

2.3.2.4 Description de l'expérimentation

Pour cette expérimentation, le sujet numéro 1 sur la figure 3.20. est debout devant une table 2) réglable en hauteur. L'objet nécessaire à la calibration 3) est posé sur la table. Pour l'enregistrement des postures de main, la table est réglée approximativement à la hauteur du coude du sujet. Le bras droit du sujet est le long du corps, dans l'axe sagittal du torse et le coude fléchi à 90°. La main du sujet et l'objet se trouvent en permanence à l'intérieur de l'espace calibré. La figure présente la posture de référence où la main est à plat.

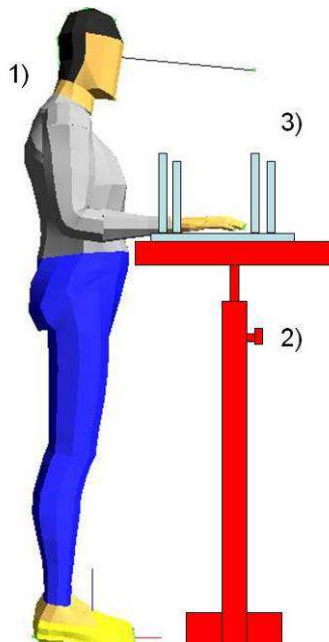


Figure 3.20. Cadre général de l'expérimentation

Dans cette configuration, trois appareils photos numériques ont été placés en face, du côté droit et au dessus de la scène. Les trois photos ont été prises simultanément pour éviter un changement de posture entre les vues de deux appareils. La figure 3.21 présente un exemple de posture photographiée suivant les trois plans : vue de dessus, latérale et de face.

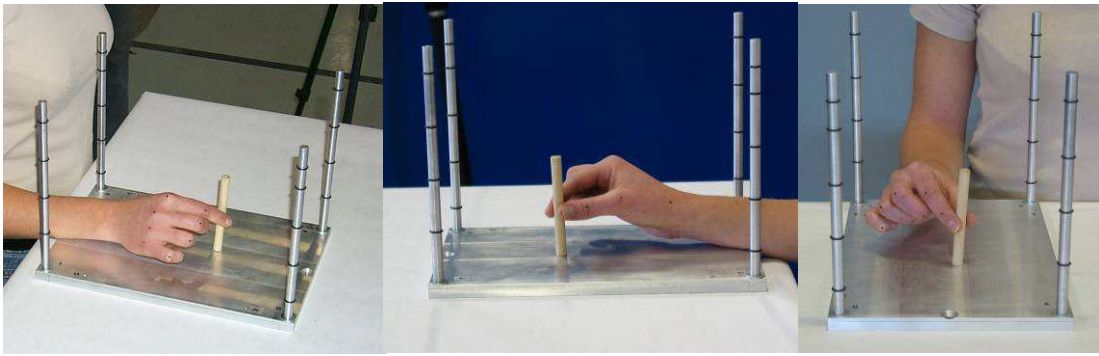


Figure 3.21. Exemple de posture de main réelle sur trois vues différentes

2.3.2.5 Méthode de positionnement et dimensionnement de MAN3D

Une fonctionnalité de MAN3D permet de superposer le mannequin numérique sur des photos calibrées. A partir de plusieurs photographies prises simultanément, le plus souvent selon des axes perpendiculaires, MAN3D permet de recalibrer le mannequin numérique sur les vues du sujet pour en déduire ses dimensions géométriques. La première étape passe par la prise en compte par le logiciel des dimensions anthropométriques mesurées, ensuite la procédure est d'ajuster manuellement le mannequin numérique sur le sujet, ce qui demande une bonne maîtrise de l'outil et de bonnes connaissances en biomécanique.

La méthode utilisée est basée sur l'étalonnage des photos. L'étalonnage des photos permet de calculer les paramètres de projection d'une vue de façon à pouvoir replacer une photo d'un sujet réel dans l'environnement 3D du mannequin [Manuel de l'utilisateur MAN3D, 2005]. Ces paramètres sont calculés selon la méthode D.L.T. (Direct Linear Transformation).

Cette méthode, formulée par Abdel-Aziz [Abdel-Aziz et al., 1971] et résolue par Marzan [Marzan et al., 1975], est couramment utilisée pour le calibrage en stéréovision. Elle consiste à identifier des paramètres caractéristiques de l'appareil photographique à partir des coordonnées spatiales connues d'un certain nombre de points (objet de calibrage). Une

fois cette étape de calibrage réalisée, et lorsque l'objet se trouve à l'intérieur du volume préalablement défini par l'objet de calibrage, l'identification de la position spatiale de celui-ci à partir de plusieurs de ses vues (au moins deux) sous incidences différentes, est possible.

Le même principe est utilisé ici, pour faire coïncider le mannequin numérique avec les photos des postures réelles.

L'objet de calibration est présenté dans la figure suivante (Figure 3.22.) Son petit volume et le grand nombre de points connus dans cet espace donne une très bonne qualité d'étalonnage des photos.

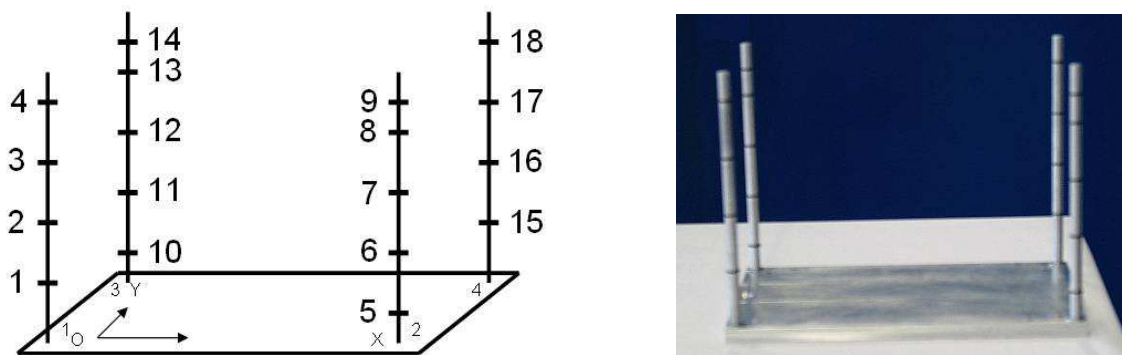
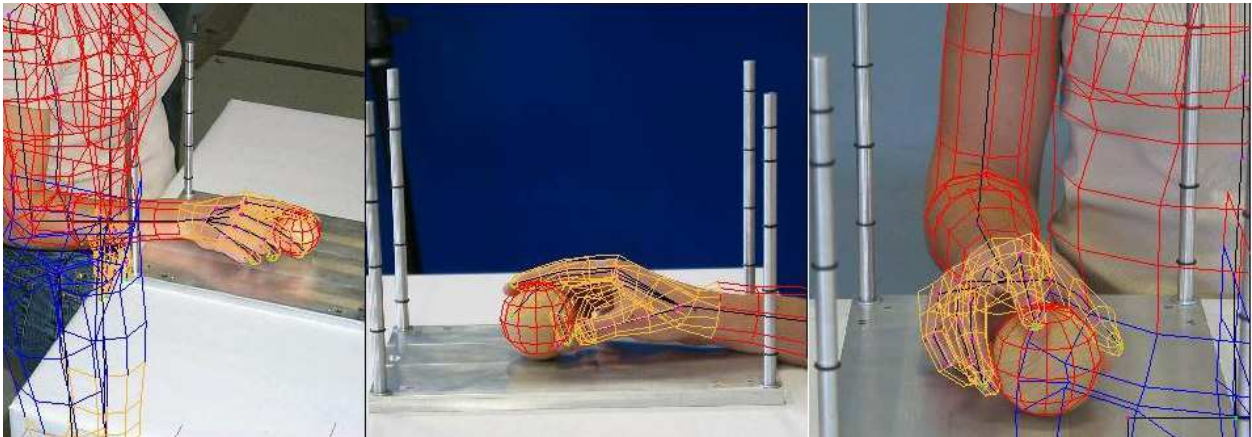


Figure 3.22. Objet de calibration pour la main (dimensions: 300 mm x 200 mm x 200 mm)

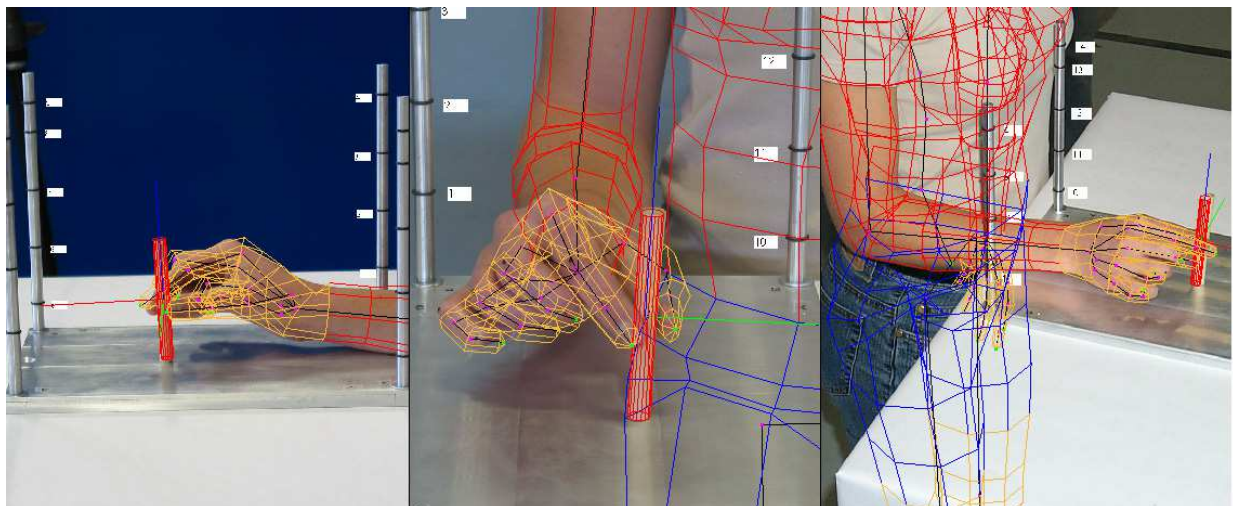
2.3.2.6 Résultats

Dans un premier temps, pour chaque sujet, les photos correspondant à la posture de référence ont été traitées pour dimensionner le modèle de main de MAN3D. Puis, les commandes de mouvements de l'interface du mannequin numérique sont utilisées pour, manuellement, superposer au mieux le modèle de la main sur les trois photos. Les postures de main réalisées par le mannequin ont systématiquement été enregistrées. De cette façon, une base de donnée de postures a été mise en place.

Les figures suivantes (Figure 3.23. a) b)) présentent quelques exemples de ces postures.



a) Prise de précision tridigitale d'un objet sphérique de 60 mm de diamètre



b) Prise de précision bidigitale d'un objet cylindrique de 20 mm de diamètre

Figure 3.23. Exemples de postures réalisées par superposition du mannequin numérique sur des photos

Les figures ci-dessus présentent le mannequin en contours filaires. Cette représentation permet de mieux voir la superposition du mannequin sur les postures réelles et de mieux apprécier la capacité du mannequin à reproduire ces postures.

Cette approche permet, comme on le voit, de simuler des postures réalistes de préhension. Néanmoins, l'objectif de ce travail est de pouvoir positionner la main (le modèle) de façon correcte sur l'objet, sans que l'opérateur ait à définir lui-même chacun des paramètres, cette procédure étant longue et fastidieuse.

2.4 Modèle cinématique inverse

Le modèle cinématique inverse, selon la terminologie adoptée tout au long de ce mémoire, a pour but de calculer les valeurs des paramètres articulaires du modèle correspondant à une posture donnée de la main, la posture réelle étant caractérisée expérimentalement par la mesure des coordonnées 3D de points liés à chaque segment du modèle.

Néanmoins, dans la terminologie classiquement utilisée dans le domaine robotique, une distinction est faite entre modèle géométrique et modèle cinématique. Dans ce contexte, les définitions correspondantes sont les suivantes.

Le **modèle géométrique direct** représente la relation entre X et θ :

$$X = f(\theta),$$

où X caractérise la position et l'orientation du repère terminal, c'est-à-dire fixe dans le cas général 6 degrés de liberté, et θ correspond au vecteur à n dimensions (n étant le nombre d'articulations à un degré de liberté de la chaîne cinématique) contenant les valeurs des variables articulaires.

Inverser cette relation revient à calculer le **modèle géométrique inverse**, c'est-à-dire calculer le jeu des angles articulaires θ d'une chaîne cinématique, connaissant la position et l'orientation du repère lié au segment terminal : X . Cette opération n'est pas toujours triviale car il ne s'agit pas d'une relation linéaire.

L'autre approche consiste à dériver cette relation, ce qui correspond au **modèle cinématique direct** :

$$\dot{X} = J\dot{\theta},$$

où \dot{X} représente la vitesse généralisée du repère terminal (les 3 composantes de la vitesse du point origine + les 3 composantes du taux de rotation du repère) et $\dot{\theta}$ le vecteur contenant les dérivées des paramètres articulaires. J, appelée matrice Jacobienne, est une matrice $6 \times n$, avec $J_{ij} = \frac{\partial X_i}{\partial \theta_j}$.

La relation inverse, permettant de calculer les vitesses articulaires $\dot{\theta}$ à partir du torseur de vitesses du segment terminal \dot{X} correspond au **modèle cinématique inverse**. Cette équation a une solution unique seulement si, d'une part la matrice J est carrée (autrement dit la chaîne articulée possède 6 degrés de liberté), et d'autre part son déterminant est zéro (autrement dit en dehors d'une configuration singulière). Dans le cas où la chaîne cinématique comporte plus de 6 liaisons à un degré de liberté, où lorsque la chaîne passe par une configuration singulière, l'équation admet une infinité de solutions : on dit que le système est redondant.

Le choix d'une solution parmi cette infinité est délicat, il faut soit émettre des hypothèses sur la valeur de certaines des variables articulaires, soit chercher à minimiser un critère donné. L'une des méthodes les plus couramment utilisées est de choisir la solution qui minimise la somme des $\dot{\theta}^2$. Cette solution est donnée par :

$$\dot{\theta} = J^+ \dot{X},$$

où $J^+ = J^T (JJ^T)^{-1}$ est la pseudo-inverse de J.

Toutefois, puisque la matrice Jacobienne est une estimation linéaire d'un système non linéaire, l'intégration pour remonter aux variables articulaires θ peut induire des erreurs lorsque \dot{X} est grand.

Dans notre cas, pour le calcul des angles articulaires correspondant à une posture donnée à partir des coordonnées 3D de points de surface, un procédé d'**optimisation** a été

préférée. En effet, il nous a semblé plus commode, compte tenu de la petite taille de nos segments, de baser cette détermination sur la connaissance d'un point par segment plutôt que de calculer les variables articulaires à partir de trois points définissant la position et l'orientation du segment terminal.

Un algorithme a donc été développé dans l'environnement Matlab® pour calculer les angles articulaires du modèle en minimisant, au sens des moindres carrés, la distance entre des points liés au modèle et les points correspondants mesurés expérimentalement. Les points considérés sont les centres articulaires des doigts, qui sont d'une part calculés à partir des points de surface mesurés (marqueurs) et d'autre part définis en fonction des paramètres géométriques du modèle.

Ce procédé a été choisi parce qu'il permet d'exploiter assez facilement les données expérimentales. Un autre avantage est qu'il permet aussi d'introduire dans le calcul des contraintes supplémentaires, comme les butées articulaires par exemple.

Plusieurs études ont cherché à déterminer la position des centres articulaires des doigts à partir de mesures externes. Panjabi [Panjabi, 1979] a évalué les erreurs dans le calcul des centres articulaires pour un mouvement plan. Il a considéré que, si deux marqueurs A et B liés à un corps rigide se déplacent dans un plan dans les positions A' et B' respectivement, le centre de rotation se trouve à l'intersection des médiatrices des vecteurs de translation AA' et BB' (méthode de Reuleaux).

L'erreur dans les résultats ne dépend pas seulement des erreurs sur la mesure des positions des points mais également des amplitudes de mouvement.

Pour une configuration standard (Figure 3.23.):

$\varphi = 10^\circ$, φ est l'angle entre les vecteurs r_A et $r_{A'}$

$\theta = 45^\circ$, θ est l'angle entre les vecteurs r_A et r_B

r_A et $r_B = 30\text{mm}$

$\alpha = 0^\circ$, α est l'angle entre les vecteurs r_A et l'axe X du plan XY, l'erreur est de $\Delta = \pm 0.1 \text{ mm}$.

Les résultats pour 256 itérations montrent que l'erreur sur l'angle de rotation est quasi nulle.

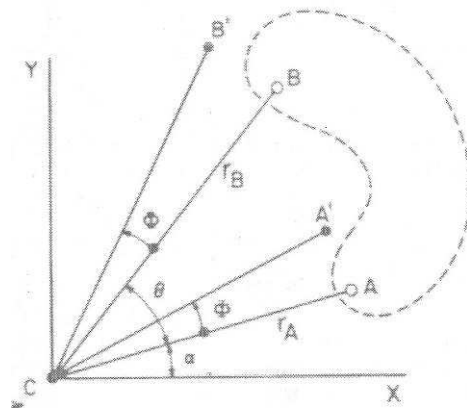


Figure 3.24. Configuration standard pour déterminer le centre de rotation [Panjabi, 1979]

Les paramètres analysés étaient les suivants :

- L'amplitude de la rotation : l'erreur sur la position du centre de rotation diminue lorsque l'angle de rotation augmente (donc pour une amplitude de mouvement plus grande) ;
- L'angle entre les deux marqueurs du corps rigide par rapport au centre de rotation supposé : l'erreur sur le centre de rotation est quasi-nulle pour $\theta=90^\circ$, et l'erreur diminue lorsque l'angle augmente (autrement dit plus les marqueurs sont écartés) ;
- La variation de l'erreur sur la position du centre de rotation et sur l'angle de rotation en fonction du rayon des vecteurs r_A et r_B : le centre de rotation reste quasi constant, mais l'angle $\Delta\phi$ varie de $\pm 1.5^\circ$ à $\pm 0.4^\circ$ pour une même variation du rayon ;
- La variation de l'angle α n'a aucune influence sur les autres paramètres.

Plus tard, Spiegelman [Spiegelman et al., 1987] a développé une autre méthode de calcul (rigid-body method) pour les centres de rotation qui élimine les limitations de la méthode de Reuleaux. Ces limitations, comme on l'a vu, portent sur la longueur des segments et leur position relative par rapport au centre de rotation. La seule condition qui doit être respectée dans cette nouvelle approche est que les marqueurs doivent rester rigidement collés sur le corps.

Dans la même configuration standard, une comparaison a été faite entre les résultats obtenus en utilisant la méthode corps rigide et la méthode de Reuleaux. Les paramètres analysés étaient : l'amplitude de la rotation (Φ), le placement des marqueurs (angle θ), la longueur des vecteurs A et B, l'erreur sur le positionnement du centre de rotation.

L'influence des différents paramètres sur la détermination du centre de rotation est la même que dans le cas de la méthode de Reuleaux, mais l'erreur est plus faible pour la méthode « rigid-body ».

Cette méthode a des avantages par rapport à la précédente, en particulier les marqueurs peuvent être positionnés sur l'axe radial ou à proximité de l'articulation, l'alignement des marqueurs n'a aucune influence sur la précision du calcul, qui est aussi indépendante de l'amplitude du mouvement, une estimation initiale du centre de rotation n'est pas nécessaire. Toutefois, les conditions expérimentales optimales requièrent l'éloignement maximal des marqueurs entre eux.

Crisco [Crisco et al., 1994] propose une méthode analytique de calcul du centre de rotation à partir de 2 marqueurs et établit des recommandations pour le placement des marqueurs. Il considère que dans une configuration où la distance entre le centre de rotation et le point médian entre les deux marqueurs est nulle, et la distance entre les deux marqueurs est d'approximativement 20 mm, l'erreur est minimale. La distance entre le centre de rotation et le point médian entre les deux marqueurs a une grande influence sur l'erreur et l'augmentation de la distance entre les deux marqueurs réduit l'erreur.

D'autres auteurs [Halvorsen et al., 1999], [Gamage et al., 2002], [Zhang et al., 2003] ont également développé des méthodes pour calculer le centre de rotation.

Les conditions les plus proches de notre étude correspondent à l'étude de Zhang [Zhang et al., 2003]. L'objectif de son étude a été de développer une méthode de calcul des centres articulaires des doigts à partir de marqueurs de surface en considérant des mouvements de flexion/extension articulaires. Pour déterminer les relations entre les centres articulaires et les centres des marqueurs de surface, l'auteur a réalisé une étude in vivo. Il a placé des marqueurs externes (de diamètre 5 mm) au niveau de chaque articulation et sur le point

terminal du doigt (sur l'ongle). La relation qui existe à chaque instant t entre les paramètres du modèle de la main et les paramètres externes liés aux marqueurs (Figure 3.25.) est donnée par la formule suivante :

$$l_k^i(t) = L_k^i(t) - d_{k-1}^i(t) + d_k^i(t),$$

où l_k^i est le vecteur entre les centres de deux marqueurs adjacents,

L_k^i est le vecteur du segment osseux

d_k^i est le vecteur entre le centre articulaire et le centre du marqueur.

Pendant le mouvement de flexion/extension dans l'articulation k du doigt i , l_k^i a une longueur variable et change d'orientation, L_k^i garde une longueur constante mais change d'orientation, d_k^i réalise des rotations autour de C_k^i en changeant son orientation : α_k^i par rapport à L_k^i et β_k^i par rapport à L_{k+1}^i .

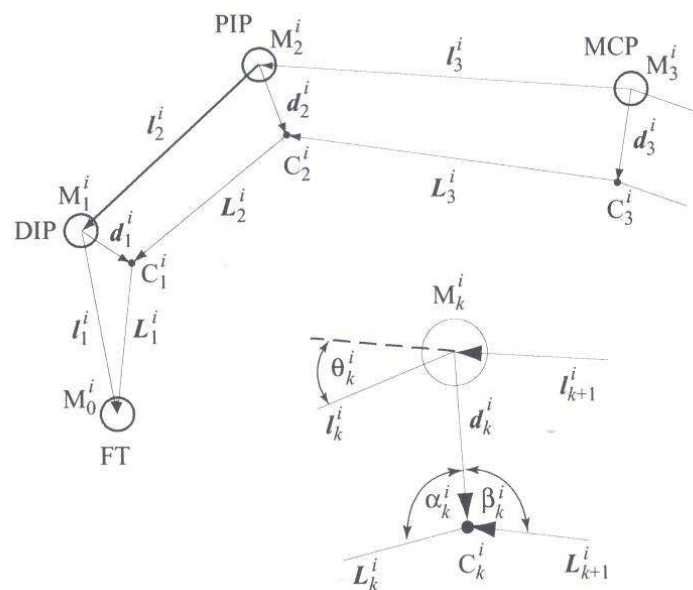


Figure 3.25. Modèle de la relation géométrique entre les centres articulaires d'un doigt i (C_j^i) et les marqueurs de surface (M_j^i) [Zhang et al. 2003].

Pour calculer $|L_k^i|$ et $d_k^i(t)$, connaissant $l_k^i(t)$ et $\theta_k^i(t)$, un algorithme d'optimisation a été développé. La fonction d'optimisation minimise la variation de la distance L_k^i pendant tout le mouvement (flexion +extension).

$$J^i = \sum_{k=1}^3 \left\{ \sum_{t=1}^T \left(|L_k^i| - |l_k^i(t) + d_{k-1}^i(t) - d_k^i(t)| \right)^2 \right\}, i=(2, \dots, 5).$$

Les valeurs moyennes de $|d_k^i|$, calculées pour les doigts en considérant des mouvements de flexion/extension sur 24 sujets, sont présentées dans le tableau suivant (tableau). Cette étude n'a pas pris en compte le pouce.

Tableau 3.9. Valeurs moyennes (\pm écart type) en mm de $|d_k^i|$

Doigt	Articulation		
	DIP	PIP	MCP
Index	5.2 (± 2.3)	8.8 (± 1.7)	13.3 (± 1.1)
Majeur	4.7 (± 1.3)	9.6 (± 1.5)	14.3 (± 1.4)
Annulaire	5.3 (± 1.9)	7.8 (± 2.4)	12.9 (± 1.5)
Auriculaire	5.3 (± 1.1)	6.2 (± 2.2)	8.2 (± 2.7)

D'autres études [Ryu et al., 2006] s'intéressent au mouvement de la peau et à l'erreur induite sur les résultats par l'utilisation de méthodes d'enregistrement du mouvement utilisant des marqueurs de surface. L'équipe de Ryu a étudié le mouvement de la peau pour l'index à proximité de l'articulation métacarpo-phalangienne, à partir d'images IRM. Le mouvement de la peau pendant le mouvement de flexion est compris entre 1.169 et 10.885 mm.

Dans notre cas, l'estimation des centres articulaires à partir des coordonnées 3D des marqueurs externes est basée sur la publication de Zhang. Dans un premier temps, un repère lié à la main a été défini à partir des marqueurs externes comme suit :

- L'origine de ce repère Om se trouve à mi-distance entre les marqueurs 1 et 2 (Figure 3.26) ;

- L'axe Y_m est le vecteur formé par les marqueurs 1 et 2, orienté radialement ;
- L'axe Z_m est perpendiculaire au plan de la main, formé par les marqueurs 1, 2, 3, et orienté dorsalement ;
- L'axe X_m est calculé pour compléter le repère orthonormé direct.

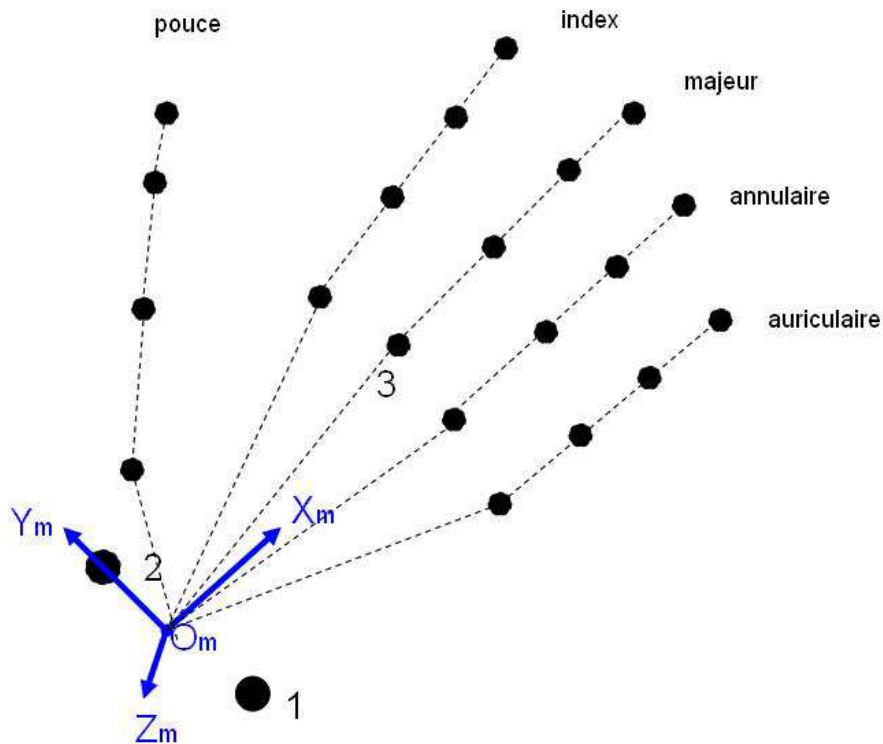


Figure 3.26. Définition du repère de la main (1 styloïde cubitale, 2 styloïde radiale, 3 tête du troisième métacarpien)

Les positions de tous les marqueurs, dont les coordonnées sont enregistrées dans un repère global (du laboratoire), sont calculées dans le repère main.

Pour cela, on construit la matrice homogène 4x4 définissant la position et l'orientation du repère main dans le repère du laboratoire comme suit :

$$T_{main_0} = \begin{bmatrix} X_{Xm} & X_{Ym} & X_{Zm} & X_{Om} \\ Y_{Xm} & Y_{Ym} & Y_{Zm} & Y_{Om} \\ Z_{Xm} & Z_{Ym} & Z_{Zm} & Z_{Om} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Les coordonnées des marqueurs M^i , pour $i = 1 : 22$, dans le repère global, sont

données par les vecteurs : $M_0^i = \begin{bmatrix} X_M^i \\ Y_M^i \\ Z_M^i \\ 1 \end{bmatrix}$.

Les coordonnées des marqueurs dans le repère de la main sont alors calculées par la relation : $M_{main}^i = [T_{main_0}]^{-1} \cdot M_0^i$.

Une fois tous les marqueurs définis dans le repère main, les centres articulaires sont estimés à partir de ces points de surface enregistrés. On suppose ici que les doigts sont parallèles au repère main.

Dans la figure suivante (Figure 3.27.), un doigt est représenté dans le repère $Z_m X_m$ (vue de profil). Dans cette figure, M_i ($i=1 : 4$, i représente le nombre de marqueurs par doigt) sont les marqueurs positionnés à la surface du doigt, au niveau de chaque articulation dans le pli de flexion et le point terminal (sur l'ongle). C_i ($i=1 : 4$, i représente le nombre d'articulations par doigt) représentent les centres articulaires correspondant à chaque marqueur et le point terminal du modèle. Ces centres articulaires ont été calculés en considérant les résultats de l'étude de Zhang (Zhang et al. 2003), c'est-à-dire des déplacements d_i ($i=1 : 4$) suivant l'axe Z_m prenant en compte la taille des marqueurs.

Pour le marqueur M_4 , Zhang a considéré que ce marqueur se trouve dans l'alignement des centres articulaires même s'il est positionné sur l'ongle. Dans notre étude, nous avons pris en compte la dimension du marqueur (6.5 mm en diamètre) et comme le système d'enregistrement du mouvement nous donne les valeurs du centre du marqueur, nous avons considéré un déplacement de 3 mm, suivant l'axe Z_m pour le marqueur du point terminal de chaque doigt.

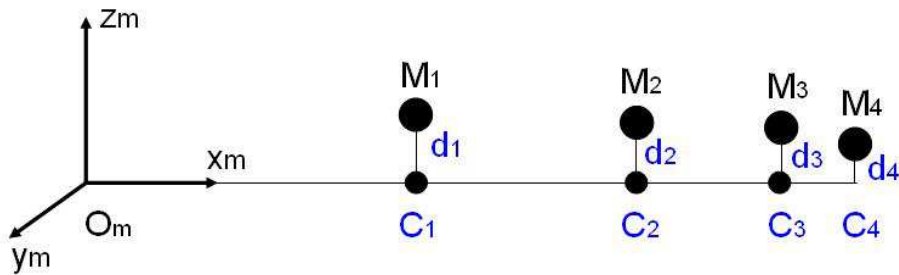


Figure 3.27. Estimation des centres articulaires à partir des points de surface pour un doigt. M_i ($i=1 :4$) représentent les marqueurs positionnés à la surface du doigt, C_i ($i=1 :4$) représentent les centres articulaires correspondants à chaque marqueur et le point terminal, d_i ($i=1 :4$) sont les déplacements suivant l'axe Z_m

Cette estimation des centres articulaires du modèle à partir des marqueurs externes a été utilisée dans l'algorithme d'optimisation développé pour calculer les angles articulaires. Dans cet algorithme, la fonction à minimiser (f) est une fonction dépendant des angles articulaires (θ) et elle est définie comme étant la somme des écarts (Δ_i) entre les centres articulaires du modèle cinématique et les centres articulaires estimés à partir des points expérimentaux, pour chaque doigt.

$$\Delta_i = |C_m^i(\theta_j) - C_e^i|$$

avec $i= 1 :4$ nombre d'articulations par doigt plus le point terminal
 $j= 1 :6$ nombre de degrés de liberté.

$$f = f(\theta_j) = \sum_{i=1}^4 \Delta_i$$

Les données d'entrée (Figure 3.28.) pour l'algorithme d'optimisation sont les suivantes :

- le modèle cinématique (paramètres constants conformes à la convention de Denavit-Hartenberg, i.e la position des centres articulaires exprimée à l'aide de a_i ou d_i et l'orientation des axes de mouvement exprimée à l'aide du paramètre α_i),
- les angles articulaires pour une posture de référence (ici considérés comme étant nuls),
- les positions des centres articulaires de la posture réelle réalisée.

Comme nous l'avons précisé auparavant dans la description de la convention Denavit-Hartenberg, les paramètres qui sont considérés constants sont la position des centres articulaires exprimée à l'aide de a_i ou d_i et l'orientation des axes de mouvement exprimée à l'aide du paramètre α_i .

Les données de sortie (Figure 3.27. b) de l'algorithme d'optimisation sont :²

- les angles articulaires correspondant au modèle dans la posture réalisée,
- les écarts entre les centres articulaires du modèle et les centres articulaires estimés à partir des points expérimentaux, qui idéalement doivent être nuls.

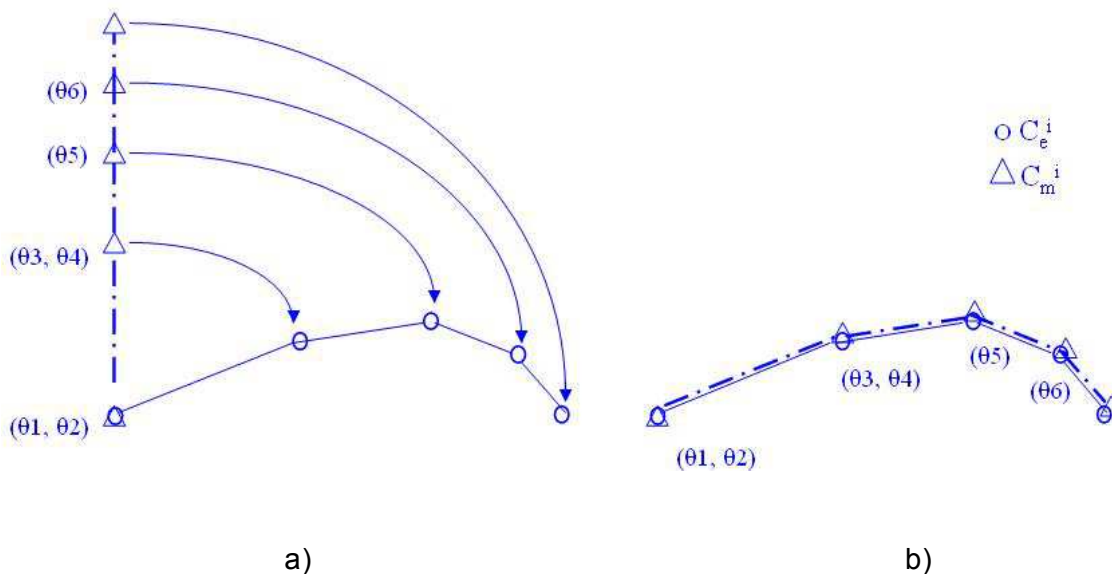


Figure 3.28. Schéma du calcul des angles articulaires: C_m^i ($i=1 :4$, i représente le nombre d'articulations par doigt) sont les centres articulaires du *modèle cinématique*, C_e^i ($i=1 :4$, i

représente le nombre d'articulations par doigt) sont les centres articulaires estimés à partir des *points expérimentaux*.

2.5 Etude expérimentale pour la validation quantitative du modèle

2.5.1. Objectif

Après la mise en place du modèle cinématique et du programme permettant de calculer les variables articulaires de ce modèle à partir de la mesure des coordonnées 3D de points de surface situés sur les différents segments, une première validation de ce modèle a été réalisée pour vérifier sa capacité à simuler correctement des postures de la main.

Cette validation a consisté à mesurer, à l'aide du bras FaroArm®, les coordonnées 3D de 23 points caractérisant la main et les doigts dans différentes postures. Les valeurs des variables articulaires du modèle ont ensuite été calculées, pour chacune des postures, à l'aide de l'algorithme d'optimisation décrit. Les écarts entre les points expérimentaux et les points correspondants du modèle ont enfin été évalués.

2.5.2. Description de l'expérimentation

Un seul sujet volontaire a participé à cette expérimentation. Le sujet a réalisé trois postures de main différentes, présentées dans la figure 3.29. La posture présentée en

figure 3.28.a) a permis l'identification expérimentale des paramètres constants utilisés par la convention D-H (a et d). Pour cette posture, le sujet garde la main bien à plat sur la table, ce qui donne la possibilité de calculer les longueurs des différents segments des doigts. La posture présentée en figure 3.29.c) a été choisie pour la difficulté qu'elle présente à être correctement reproduite par un modèle cinématique comportant une paume rigide. La figure 3.28 b) est une posture intermédiaire (entre la posture a) et la posture c)), très fréquemment employée pour la prise de précision.

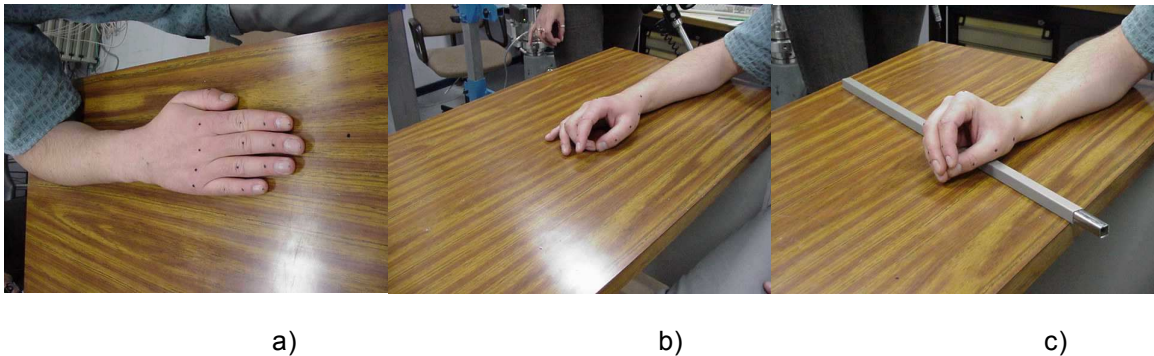


Figure 3.29. Postures de la main réalisées par le sujet : a) posture de référence, b) posture de précision (2 doigts), c) posture de précision (5 doigts)

Pour chaque posture, 23 points caractéristiques de la main sont localisés en utilisant un moyen de mesure 3D de surface (bras FaroArm®). La mesure a été effectuée par la méthode géométrique en utilisant le bras de mesure portable (FaroArm®) équipé du palpeur de 3 mm de diamètre. Quatre points ont été enregistrés pour chaque doigt. Ces points sont situés sur la face dorsale de la main, dans le plan médian de chaque doigt, à l'endroit le plus proéminent du pli de flexion de chaque zone articulaire, plus les points terminaux des doigts (sur l'ongle). Deux autres points ont été enregistrés au niveau du poignet, à la surface des styloïdes radiale et ulnaire. Ces deux points sont utilisés pour définir le centre articulaire du poignet. Un point est également enregistré au niveau du coude ; ce point, avec les deux points du poignet, permet de définir un repère avant-bras.

Dans un premier temps, les 23 points sont enregistrés sur la main à plat (en position « de référence »), posture nécessaire pour déterminer les constantes du modèle. La

longueur entre deux points expérimentaux est supposée égale à la longueur de la chaîne osseuse correspondante, et les paramètres a et d sont supposés identiques pour les autres postures. Puis, les mêmes points sont mesurés pour les deux autres postures de la main.

2.5.3. Résultats et validation

La procédure d'optimisation décrite au paragraphe 2.4. (Modèle cinématique inverse) a été mise en œuvre pour calculer les angles articulaires de chacune des trois postures à partir des points de surface mesurés. Par le procédé d'optimisation les angles articulaires sont calculés en minimisant la distance entre les centres articulaires estimés à partir des points expérimentaux (de surface à proximité des centres articulaires) et les centres articulaires du modèle.

Les figures suivantes (Figures 3.30, 3.31, 3.32) présentent les segments et les centres articulaires estimés à partir des points expérimentaux (lignes continues et cercles) et les centres articulaires du modèle (lignes discontinues et triangles).

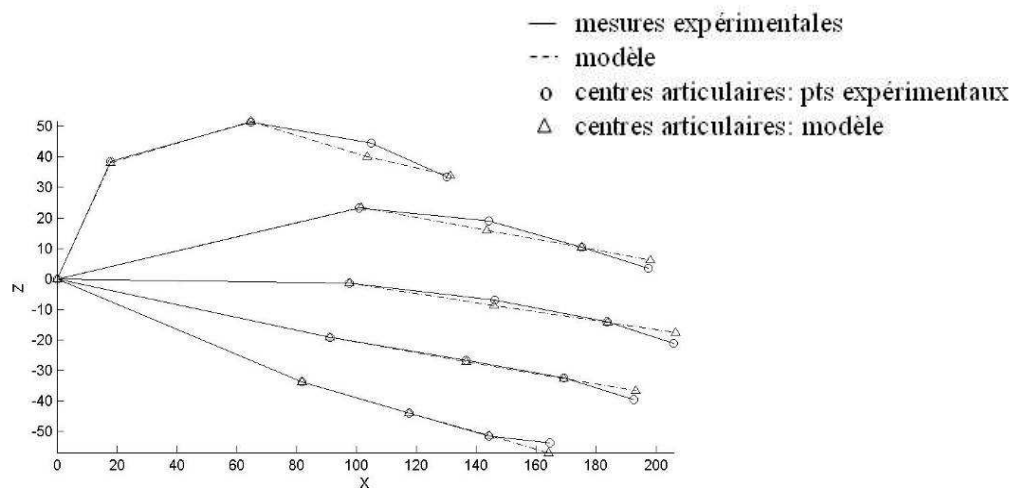


Figure 3.30. Posture de référence

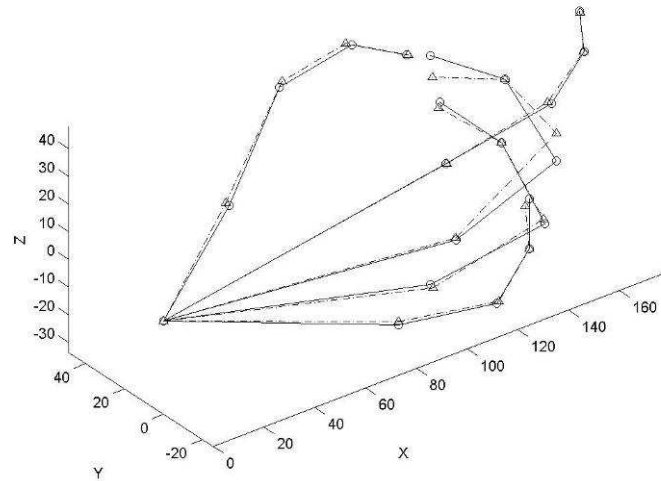


Figure 3.31. Posture de précision (« tip ») 2 doigts

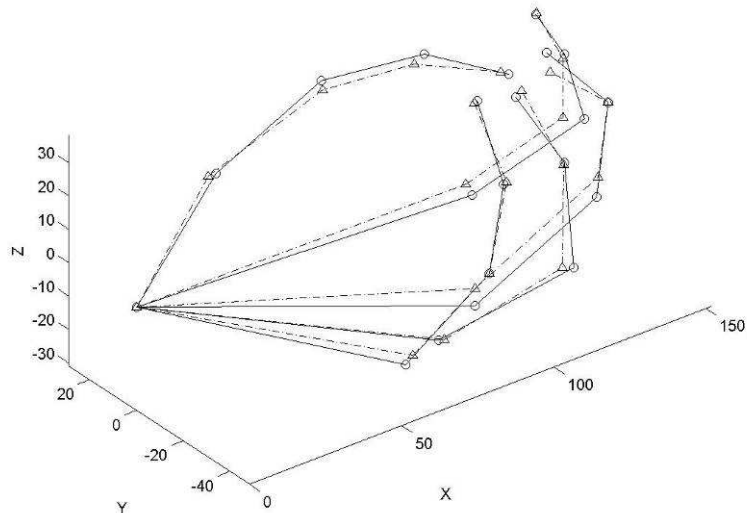


Figure 3.32. Posture de précision (« arche ») 5 doigts

Le tableau ci-dessous présente les écarts entre les centres articulaires estimés à partir des points expérimentaux et les centres articulaires obtenus en considérant deux modèles cinématiques de la main distincts : le modèle initial à 22 ddls, qui considère la paume rigide et le nouveau modèle comportant 25 ddls. Cette comparaison a pour but d'évaluer la pertinence du nouveau modèle, et surtout d'estimer le « gain » sur la simulation de posture qu'apporte cette nouvelle modélisation, incluant 3 degrés de liberté

supplémentaires. Les valeurs données dans le tableau correspondent aux erreurs moyennes pour chaque doigt, sachant que chaque doigt comporte trois articulations et un point terminal.

Tableau 3.10. Les erreurs moyennes et par doigt (en mm) entre les points expérimentaux et les centres articulaires estimés par le modèle. Deux modèles ont été considérés : le modèle initial comportant 22 ddls et le modèle à 25 ddls développé dans ce travail.

Posture	Doigt	Modèle 25ddls	Modèle 22ddls
	Pouce	4.2	19.8
Posture de Référence	Index	2.5	2.6
	Majeur	1.3	1.3
	Annulaire	0.9	1.0
	Auriculaire	0.8	1.1
	Pouce	1.7	22.4
Posture « tip »	Index	1.1	14.1
	Majeur	5.2	5.2
	Annulaire	1.7	17.6
	Auriculaire	1.3	12.4
	Pouce	4.3	22.9
Posture « arche »	Index	3.8	22.0
	Majeur	4.6	4.6
	Annulaire	3.1	22.5
	Auriculaire	1.7	19.4
Moyenne totale		2.5	12.6

Ces premiers résultats, obtenus sur un seul sujet et trois postures, permettent déjà de dégager certaines tendances. Si en moyenne, la différence des écarts entre les deux modèles est d'environ 10 mm, une analyse plus détaillée permet de constater que pour la posture de référence, c'est surtout sur le positionnement du pouce que le nouveau modèle

apporte une réelle amélioration (écart moyen de 4.2 mm au lieu de 19.8), les positions des autres doigts étant peu modifiées. En ce qui concerne les deux autres postures, où l'arche de la paume est déformée, on observe un gain important sur tous les doigts, excepté le majeur. En effet, le modèle du majeur est identique dans les deux cas, par contre l'introduction des rotations supplémentaires autour de l'axe de la main améliore nettement le positionnement des autres doigts et la réalisation de l'arche métacarpienne.

Suite à cette première évaluation encourageante de notre modèle, nous avons envisagé la mise en place d'une campagne expérimentale beaucoup plus large, sur un nombre plus important de sujets et de postures, nous permettant d'exploiter ce modèle. Toutefois, il n'était pas envisageable de réaliser cette nouvelle expérimentation à partir des mêmes moyens de mesure, compte tenu du temps important nécessaire pour acquérir les coordonnées 3D de l'ensemble des points avec le bras FARO.

3. Synthèse

Après une étude bibliographique sur les modèles cinématiques de la main, ce chapitre a présenté la démarche que nous avons suivi pour développer un nouveau modèle géométrique plus proche de l'anatomie fonctionnelle de la main.

Tout d'abord, une étude expérimentale a été menée dans le but de définir les axes des mouvements de l'articulation carpo-métacarpienne du pouce. Cette expérimentation réside du fait que les conclusions des plusieurs études bibliographiques sont contradictoires en ce qui concerne le nombre des degrés de libertés de cette articulation mais aussi les angles entre les axes des mouvements. Les résultats de cette étude sont partialement

utilisés dans la définition du modèle géométrique du pouce réalisée par la suite. Les résultats nous ont permis de définir le pouce par rapport au poignet.

Par la suite, les nouveaux modèles géométriques des doigts ont été présentés. Pour la modélisation des doigts la convention Denavit-Hartenberg a été utilisée. Considérant un certain nombre des hypothèses simplificatrices, la main a été modélisée comme une chaîne cinématique constituée de chaînons corporels rigides, reliés par des articulations parfaites, possédant un, deux ou trois degrés de libertés (ddl). Ainsi, les modèles géométriques de l'index et du majeur comportent 4 ddl chacun : 2 ddl décrivent les mouvements d'abd/add et de f/e de l'articulation métacarpo-phalangienne et les articulations inter-phalangiennes proximale et distale sont modélisées comme ayant 1 ddl chacune, représentant les mouvements de f/e dans ces articulations. Comparés aux modèles géométriques du majeur et de l'index, les modèles de l'annulaire et de l'auriculaire comportent chacun 1 ddl de plus. Ce degré de liberté est représenté par une rotation autour de l'axe de la main, mouvements qui permettent de déformer, en arche, la paume de la main. Enfin, le modèle géométrique du pouce comporte 5 ddl : 3 ddl au niveau de l'articulation carpo-métacarpienne (f/e, abd/add, rotation axiale), 1 ddl au niveau de l'articulation métacarpo-phalangienne (f/e) et 1 ddl pour l'articulation inter-phalangienne (f/e).

Une fois défini, ce modèle géométrique a été introduit dans l'environnement du mannequin numérique MAN3D. Ensuite, deux études expérimentales ont été réalisées pour valider, de façon qualitative et quantitative, le nouveau modèle géométrique. La validation qualitative a consisté à superposer manuellement, dans l'environnement MAN3D, le mannequin numérique sur des photos des postures de la main réelles. Six sujets ont participé à l'étude et ils ont réalisé des postures de main sélectionnées suite à l'étude expérimentale du chapitre 2 (paragraphe 3. Etude expérimentale des modes de préhension naturels). Après cette validation qualitative, une validation quantitative a fait l'objet d'une autre étude expérimentale. A partir des points 3D sur la surface de la main et utilisant une méthode d'optimisation sous Matlab®, les angles articulaires correspondant à des postures de main spécifiques ont été calculés. Une comparaison a été faite entre les erreurs issues de la modélisation utilisant le nouveau modèle et l'ancien modèle de la main du MAN3D. Une

différence de 10 mm entre les erreurs enregistrées considérant les deux modèles, permette de valider quantitativement le nouveau modèle géométrique de la main.

Chapitre 4

Exploitation du modèle cinématique de la mai

1. Reproduction postures de main

1.1 Etude expérimentale préliminaire pour le choix du moyen de mesure

Afin d'acquérir les données expérimentales nécessaires pour exploiter notre modèle sur un échantillon plus large, nous nous sommes tournés vers les moyens de mesure plus automatisés disponibles au laboratoire : un système d'analyse du mouvement opto-électronique VICON et un gant sensitif CyberGlove. Compte tenu de la contrainte imposée par l'objectif de ce travail, à savoir intégrer notre modèle de main au sein du mannequin numérique du corps complet MAN3D, il nous a semblé intéressant d'essayer de combiner ces deux systèmes d'enregistrement du mouvement. En effet, il nous faut en même temps être capable de mesurer avec une précision correcte les positions de chacun des segments de la main, mais aussi les positions des segments avant-bras, bras et torse.

L'avantage du système VICON est de permettre la mesure simultanée des coordonnées de points caractérisant chaque segment de la main et de points situés sur l'avant-bras, le bras et le torse. A partir de ces coordonnées, il est possible d'utiliser une procédure identique à celle mise en œuvre dans le cadre de l'expérimentation précédente pour accéder aux angles articulaires du modèle.

Par contre, on ne peut pas éviter complètement l'occlusion de certains marqueurs, en particulier situés aux extrémités des doigts dans certaines postures, qui rendent impossible le positionnement des segments correspondants.

L'avantage du système CyberGlove est de permettre l'enregistrement des signaux délivrés par les capteurs quelle que soit la posture de la main. Toutefois, ces informations

brutes ne peuvent pas être directement interprétées en termes de variables articulaires pour notre modèle, différent de celui du gant. D'autre part, l'utilisation du gant impose de placer les marqueurs du système VICON sur le gant (et non pas directement sur la peau), ce qui induit un biais dans l'estimation des centres articulaires du modèle à partir de ces marqueurs externes et une gêne éventuelle pour les prises de précision.

1.1.1 Objectif

Au vu des avantages de ces deux moyens de mesure qui nous semblent complémentaires, nous avons pensé utiliser les informations délivrées par le gant pour pouvoir compléter, lorsque nécessaire, les mesures réalisées par le système VICON. Pour cela, nous avons supposé que l'évolution des signaux fournis par le gant et celle des trajectoires reconstruites par le système opto-électronique était similaire. Pour vérifier cette hypothèse, une expérimentation préliminaire a été mise en place. L'objectif principal de cette expérimentation a été d'analyser la possibilité de combiner les informations délivrées par ces deux moyens de mesure pour mieux caractériser les postures et les mouvements de préhension.

1.1.2 Description de l'expérimentation

L'objectif de cette expérimentation étant uniquement d'analyser la possibilité de combiner les deux moyens de mesure, un seul sujet a participé à cette étude préliminaire, et plusieurs mouvements de prise d'un cylindre de 60 mm en diamètre ont été réalisés.



Figure 4.1. Le gant sensitif et le positionnement des marqueurs

Pour l'expérimentation, 11 caméras infrarouges et le gant sensitif ont été utilisés simultanément et synchronisés à la fréquence de 50Hz. La calibration du gant a été réalisée en utilisant la méthode de calibration recommandée par le manuel d'utilisation du gant [CyberGlove, User's Guide]. Le système opto-électronique a, lui de diamètre) ont été positionnés sur chaque doigt, à la surface du gant, au niveau des articulations (estimées par palpation) et au niveau des ongles (Figure 4.1.).

Pendant d'enregistrement du mouvement, deux types de mesures ont été collectés :

- des données continues, correspondant aux valeurs angulaires délivrées par le gant (mais ne correspondant pas aux variables de notre modèle),
- des données parfois discontinues, correspondant aux positions 3D des marqueurs.

Pendant l'expérimentation le sujet est confortablement assis sur une chaise 1)(Figure 4.2.) fixée sur une plateforme 2). Dans la position de départ, la main du sujet repose sur une table 3). L'objet 4) est fixé sur un dispositif réglable 5) et il est positionné à la hauteur de l'épaule. Au top de départ, le sujet saisit l'objet et revient en position initiale. Aucune consigne n'a été donnée en ce qui concerne la vitesse du mouvement ou la posture de prise à réaliser.

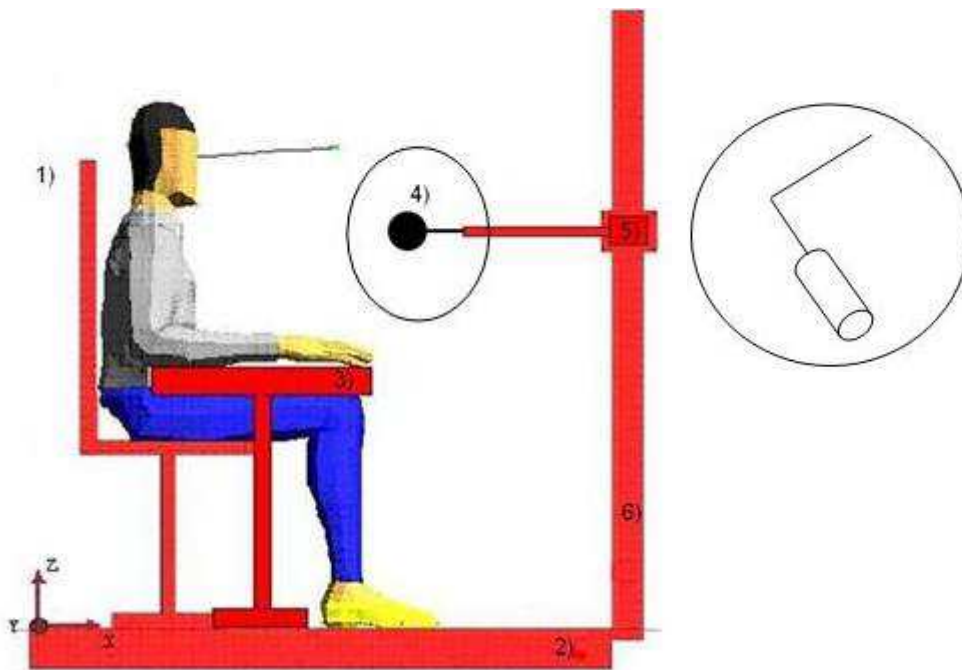


Figure 4.2. Cadre général de l'expérimentation

1.1.3 Méthode

La procédure de calcul des angles articulaires de notre modèle, à partir des données fournies par les deux moyens de mesure, est présentée dans la figure suivante (Figure 4.3.).

Pour bien comprendre la démarche, rappelons que les angles articulaires qui proviennent du gant ne peuvent pas être utilisés directement parce que les deux modèles cinématiques (celui du gant et celui que nous avons développé), ne sont pas identiques. Nous avons donc plutôt cherché à interpoler les trajectoires des marqueurs, parfois incomplètes, à partir des mesures continues du gant. Pour cela, le modèle qui est à la base du gant sensitif a été reproduit sous Matlab®, afin de déduire des angles articulaires

mesurés la position des segments du modèle, et donc les coordonnées tridimensionnelles des points correspondant à ceux mesurés par le système VICON. Ces points seront dénommés « marqueurs gant » dans la suite. L'hypothèse utilisée ici est donc que l'évolution en temps des trajectoires de ces « marqueurs gant » est similaire à l'évolution en temps de celles des marqueurs réels, mesurées par système opto-électronique.

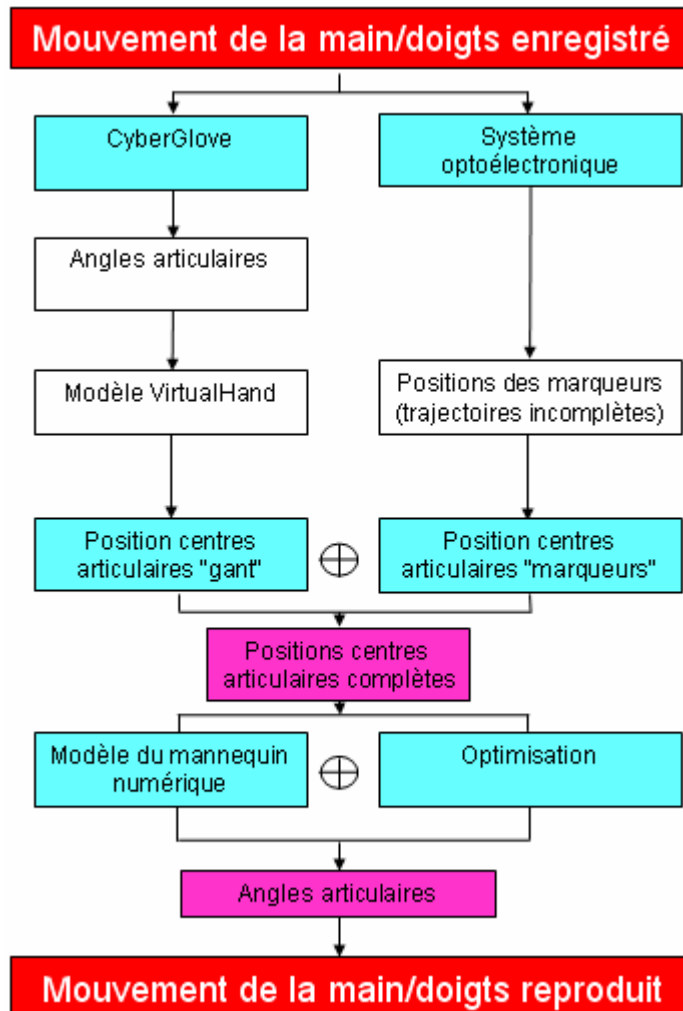


Figure 4.3. Procédure pour le calcul des angles articulaires en utilisant les deux moyens de mesure

La figure suivante (Figure 4.4.) présente, à titre d'exemple, les trajectoires (en X, Y et Z) du centre articulaire estimé à partir du marqueur situé au niveau de l'articulation inter-phalangienne proximale du majeur, mesurées par le système opto-électronique en trait

continu bleu, et calculé à partir de la trajectoire du « marqueur gant » en trait discontinu vert. Cette figure confirme l'hypothèse selon laquelle les évolutions en temps de la forme de la trajectoire des deux types de marqueurs sont similaires.

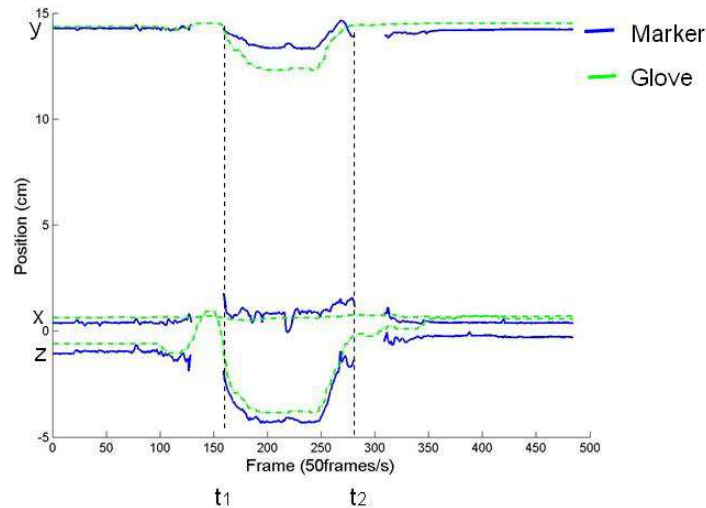


Figure 4.4. Centre articulaire de l'articulation inter-phalangienne proximale du majeur calculé à partir de la trajectoire du « marqueur gant » (ligne discontinu verte) et centre articulaire estimé à partir de la trajectoire du marqueur du système opto-électronique (ligne continu bleu)

L'équation suivante est utilisée pour compléter les trajectoires.

$$V(t) = a \cdot G(t) + b,$$

où $V(t)$ est la coordonnée (X, Y ou Z) du « marqueur vrai » à l'instant t et $G(t)$ est la coordonnée du « marqueur gant » correspondant à l'instant t . Cette équation traduit l'existence d'une relation linéaire entre les deux coordonnées.

Pour une trajectoire incomplète du marqueur entre l'intervalle $[t_i, t_j]$, les coefficients a et b sont calculés à partir des coordonnées aux instants t_i et t_j , et sont supposés constants sur tout l'intervalle.

Pour valider la méthode choisie pour interpoler les trajectoires incomplètes, nous allons supposer que la trajectoire du marqueur mesurée par le système opto-électronique présentée dans la figure précédente est incomplète dans l'intervalle $[t_1, t_2]$. L'idée est de comparer la vraie trajectoire (la trajectoire provenant du système opto-électronique) avec la même trajectoire complétée à partir des données provenant des « marqueurs gant ». La trajectoire mesurée par le système VICON est artificiellement effacée dans l'intervalle $[t_1, t_2]$, et la méthode décrite ci-dessus utilisée pour compléter la trajectoire dans cet intervalle à partir des données issues du gant dans le même intervalle. La figure suivante (Figure 4.5.) présente les trajectoires (en X, Y et Z) du marqueur situé au niveau de l'articulation inter-phalangienne proximale du majeur, mesurées par le système opto-électronique et incomplète en trait continu bleu, calculée à partir de la trajectoire du « marqueur gant » en trait discontinu vert, et interpolée en trait continu rouge.

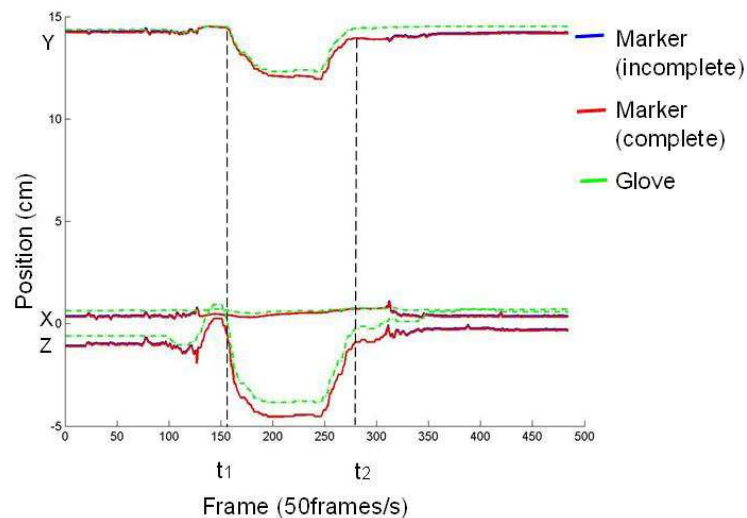


Figure 4.5. Centre articulaire de l'articulation inter-phalangienne proximale du majeur calculé à partir de la trajectoire du « marqueur gant » (ligne discontinue verte) et le centre articulaire estimé à partir de la trajectoire incomplète du marqueur du système opto-électronique (ligne continue bleu), la trajectoire complétée du marqueur du système opto-électronique (ligne continue rouge)

La comparaison, sur la figure suivante (Figure 4.6.), des trajectoires mesurées par le système opto-électronique (en bleu) et celles interpolées dans l'intervalle $[t_1, t_2]$ (en rouge) nous montre une bonne similitude entre les deux patterns, même si les deux trajectoires ne sont pas superposées.

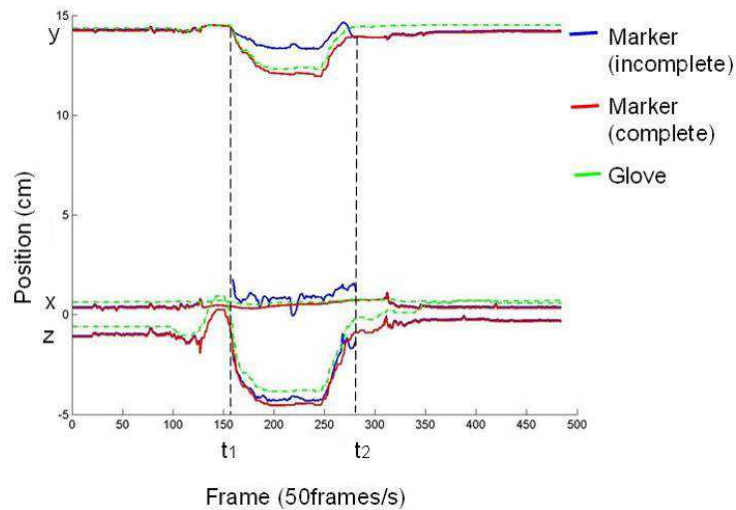


Figure 4.6. Centre articulaire de l'articulation inter-phalangienne proximale du majeur calculé à partir de la trajectoire du « marqueur gant » (ligne discontinue verte) et les centres articulaires estimés à partir de la trajectoire incomplète du marqueur du système opto-électronique (ligne continue bleu), la trajectoire complétée du marqueur du système opto-électronique (ligne continue rouge)

1.1.4 Résultats

Toutes les trajectoires incomplètes ont été interpolées en utilisant la méthode présentée. Les figures suivantes permettent d'illustrer les résultats obtenus pour les

marqueurs correspondant à différentes articulations pour une posture de prise de force d'un objet cylindrique.

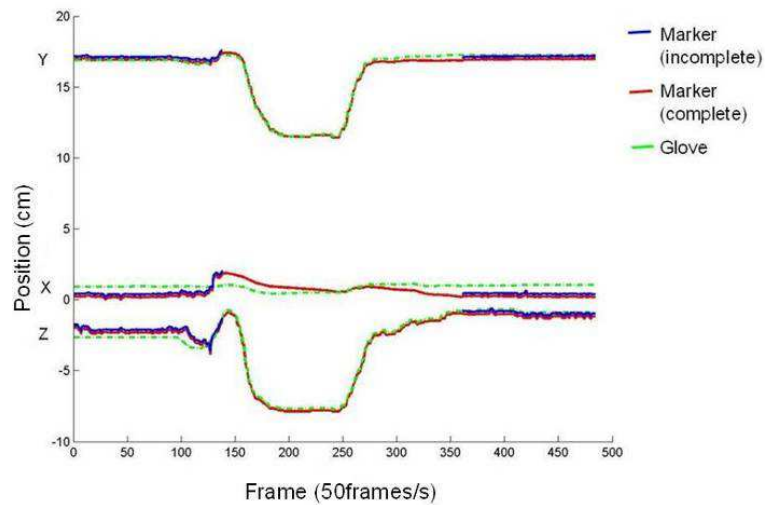


Figure 4.7. Centre articulaire de l'articulation inter-phalangienne distale du majeur calculé à partir de la trajectoire du « marqueur gant » (ligne discontinue verte) et les centres articulaires estimés à partir de la trajectoire incomplète du marqueur du système opto-électronique (ligne continue bleu), la trajectoire complétée du marqueur du système opto-électronique (ligne continue rouge).

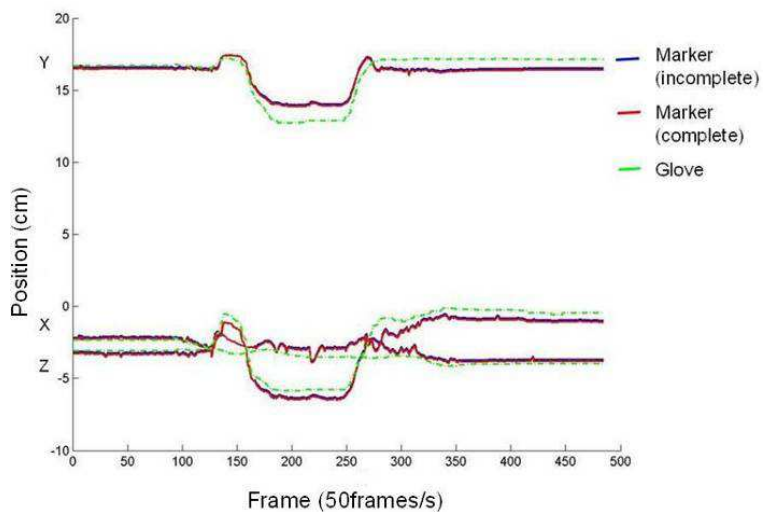


Figure 4.8. Centre articulaire de l'articulation inter-phalangienne distale de l'index calculé à partir de la trajectoire du « marqueur gant » (ligne discontinue verte) et les centres

articulaires estimés à partir de la trajectoire incomplète du marqueur du système opto-électronique (ligne continue bleu), la trajectoire complétée du marqueur du système opto-électronique (ligne continue rouge)

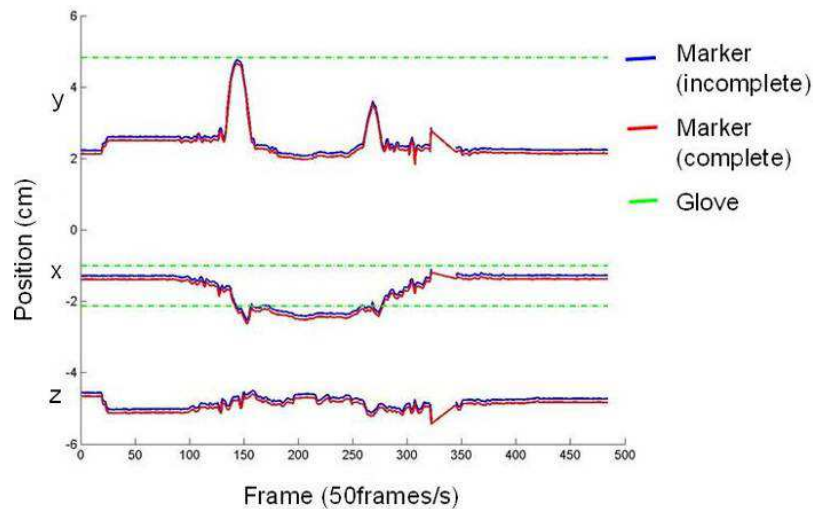


Figure 4.9. Centre articulaire de l'articulation trapézo-métacarpienne du pouce calculé à partir de la trajectoire du « marqueur gant » (ligne discontinue verte) et la trajectoire incomplète du marqueur du système opto-électronique (ligne continue bleu), la trajectoire complétée du marqueur du système opto-électronique (ligne continue rouge)

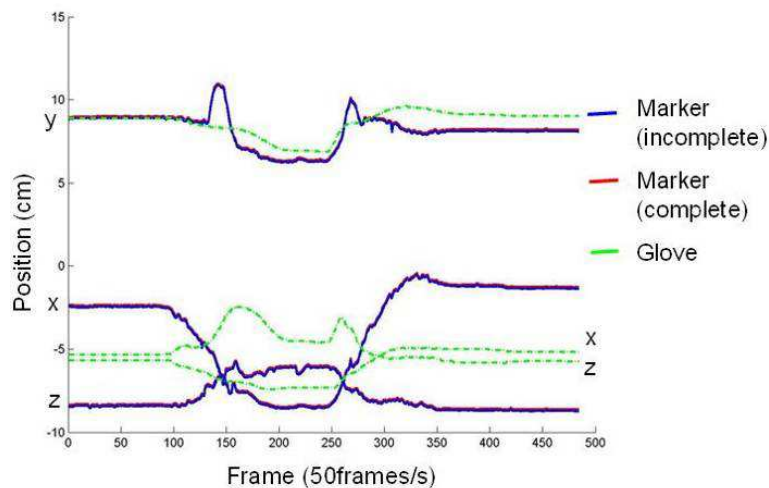


Figure 4.10. Centre articulaire de l'articulation inter-phalangienne du pouce calculé à partir de la trajectoire du « marqueur gant » (ligne discontinue verte) et les centres articulaires

estimés à partir de la trajectoire incomplète du marqueur du système opto-électronique (ligne continue bleu), la trajectoire complétée du marqueur du système opto-électronique (ligne continue rouge)

Les deux dernières figures (Figures 4.9., 4.10.) présentent les trajectoires de marqueurs situés sur le pouce. Pour ces trajectoires, on remarque des différences plus importantes que dans le cas des autres doigts. Ces différences peuvent avoir diverses origines :

- D'une part, elles peuvent être dues à la calibration du gant. La méthode de calibration utilisée (celle proposée par les fabricants du système) n'est peut être pas la mieux adaptée à notre contexte. En particulier, elle ne permet pas d'obtenir une précision correcte dans les positions extrêmes.
- D'autre part, la méthode utilisée pour estimer la position des centres articulaires à partir des marqueurs externes n'a pas été validée pour le pouce.
- Enfin, il existe un glissement relatif entre le gant (donc les marqueurs) et la main (donc les articulations) qui induit aussi des erreurs.

Les résultats de cette étude préliminaire montrent qu'il est difficile d'obtenir des trajectoires fiables, en particulier pour le pouce, en combinant les deux systèmes de mesure. Le gant ne sera donc pas utilisé lors de la validation de notre modèle. Le système VICON sera utilisé seul, en essayant de limiter au maximum les pertes d'informations par un soin particulier apporté dans le positionnement optimal des caméras. Les postures ou mouvements pour lesquels les données mesurées seront jugées insuffisamment précises, c'est-à-dire comportant des « trous » dans les trajectoires trop grands pour que la procédure d'interpolation classique implantée dans le logiciel du VICON puisse conduire à des données correctes, seront éliminées de l'analyse.

1.2 Etude expérimentale pour déterminer une base de données des postures de la main

1.2.1 Objectif

Le but de cette expérimentation est de réaliser une base de données permettant d'étudier les modes naturels de préhension d'un opérateur, en vue de les reproduire à l'aide d'un mannequin numérique.

Cette étude comporte deux niveaux :

- L'étude des postures de la main réalisées par des sujets pour prendre des objets mis à leur disposition.
- La détermination de lois permettant de prédire la posture du modèle de la main en fonction de certains paramètres de l'objet.

Pour atteindre ces objectifs, trois sujets droitiers ont été sélectionnés. La démarche retenue a consisté à définir un protocole expérimental permettant d'enregistrer à la fois des mouvements de préhension et des postures statiques de la main, à l'aide d'un système opto-électronique reconstruisant les trajectoires tridimensionnelles de marqueurs fixés sur différents segments corporels du sujet.

Dans le cadre de ce travail, les données seront analysées selon deux directions :

- D'une part, ces données vont permettre une validation plus complète du modèle cinématique développé, en quantifiant l'écart entre les postures réelles enregistrés et les postures que le modèle est capable de simuler.
- D'autre part, ces données seront exploitées pour tenter d'établir des corrélations entre certains paramètres caractéristiques de l'objet (forme, taille) et les variables

articulaires du modèle de la main, afin de pouvoir prédire les postures de main d'un opérateur ayant à manipuler un objet donné.

Une troisième étape pourra être réalisée ultérieurement à partir de ces données : l'analyse du mouvement de préhension dans ces différentes phases, en vue de déterminer les lois nécessaires à la simulation de ce mouvement.

1.2.2 Forme et dimensions d'objets

A partir de l'étude préliminaire des formes et des tailles d'objets manipulés de façon privilégiée, les objets retenus pour cette expérimentation sont :

- Des objets sphériques de différents diamètres : 40 mm, 60 mm, 80 mm.

Cette classe générique d'objets sphériques peut représenter : un tournevis, un levier de vitesse, une poignée de porte, ...

- Des objets cylindriques de différents diamètres : 40 mm, 60 mm, 80 mm; et de même longueur 100 mm.

Dans cette classe d'objets cylindriques, plusieurs objets spécifiques peuvent être représentés : un marteau, un tournevis, une poignée d'outil, un parapluie, un volant, un verre, un tube...

- Des objets cubiques de différentes hauteurs : 40 mm, 60 mm, 80 mm.

Cette classe d'objets correspond à tous les objets parallélépipédiques : boîte, cassette vidéo, ...

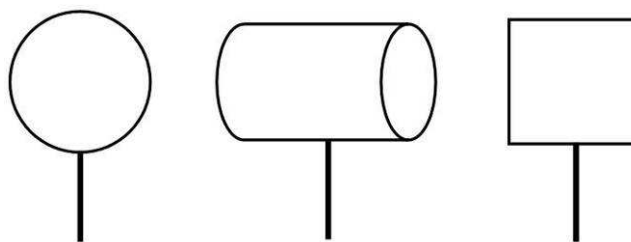


Figure 4.11. Objets mis à la disposition des sujets

Le choix des objets a été fait pour étudier les variations des postures de préhension pour des objets de même forme et de dimensions différentes, ou pour des objets de formes différentes. Pour ce type d'analyse, l'influence de la masse des objets sur le type de posture adopté par les sujets sera négligée.

1.2.3 Position de l'objet

Une seule position d'objet a été considérée, pour éliminer l'influence de ce facteur sur le mouvement de préhension. L'objet (plus exactement le point terminal du dispositif de fixation) a été fixé en face du sujet, à la hauteur de son épaule. Les objets sont munis d'une tige qui permet à l'objet d'être fixé dans le dispositif de fixation. Cette tige tient compte de la taille de l'objet afin que le centre de l'objet se trouve toujours à la même hauteur par rapport au point de fixation.

1.2.4 Postures de main imposées

L'objectif de cette expérience est d'enregistrer des postures de la main réalisées spontanément face à une tâche donnée : prendre l'objet avec la posture indiquée. Aucune consigne n'a pas été indiquée concernant la vitesse du mouvement. Pour chaque objet, cinq postures différentes ont été réalisées. Deux types de postures ont été spécifiés : une

postures de précision (utilisant 2, 3, 4 ou 5 doigts) et une posture de force. Pour tous les formes et dimensions d'objet la posture tridigitale a été répétée deux fois.

1.2.5 Sujets

Les expériences sont réalisées par 6 sujets volontaires (3 hommes et 3 femme) sans pathologie au niveau de la main. Le choix des sujets a été fait pour disposer de tailles, longueurs de main et circonférences de main variées. La circonférence de la main est en effet un paramètre qui est pris en compte par les constructeurs de gants professionnels (Biobloc 2005). Le tableau suivant présente les valeurs de ces paramètres pour notre population. Les sujets sont identifiés par leurs initiales inscrites entre parenthèses dans le tableau suivant.

Tableau 4.1. Paramètres pris en compte pour le choix des sujets

Sujet	Genre	Taille (mm)	Longueur main (mm)	Circonférence main (mm)
	homme (H) ou femme (F)			
1	F	1538	165	180
2	F	1670	180	195
3	F	1675	185	190
4	M	1686	180	200
5	M	1765	185	210
6	M	1845	190	210
Moyenne (écart type)		1693.5 (103.7)	180.8 (8.6)	197.5 (11.7)

1.2.6 Dimensions anthropométriques

Dans la phase préliminaire de l'expérimentation, les dimensions anthropométriques du sujet sont relevées. Ces données sont nécessaires pour la définition du mannequin numérique utilisé pour la simulation du geste enregistré.

Les différentes mesures directes relevées (par la simple mesure du sujet) sont :

1. la stature,
2. la largeur des épaules,
3. la largeur des hanches,
4. la circonférence de la taille,
5. la largeur du torse,
6. la longueur du bras,
7. la circonférence du bras,
8. la circonférence de l'avant-bras,
9. la circonférence de la cuisse,
10. la circonférence du mollet,
11. la largeur de la tête,
12. la hauteur de la tête,
13. la hauteur du buste,
14. la profondeur du thorax,
15. la longueur de l'avant-bras,
16. la longueur de la cuisse,
17. la hauteur de la jambe,
18. le poids,
19. la longueur de la main,
20. la largeur de la paume,
21. la circonférence de la paume.

Pour évaluer la longueur des phalanges, impossible à mesurer directement sur le sujet, la fonctionnalité de MAN3D permettant de superposer le mannequin numérique sur des photos calibrées (expliquée dans le chapitre 3, la section 2.3.2. : Etude expérimentale pour la validation qualitative du nouveau modèle dans l'environnement MAN3D) a été exploitée.

De plus, des photos de la main dans un espace calibré ont été prises pour pouvoir avoir une approximation plus précise de la main et des segments des doigts (Figure 4.12).



Figure 4.12. Position de la main

1.2.7 Positionnement des marqueurs

Afin de pouvoir positionner correctement notre sujet dans son environnement lors de la simulation des mouvements par le mannequin MAN3D, il est nécessaire de repérer par des marqueurs rétro-réfléchissants la chaise et le corps du sujet.

Les marqueurs positionnés sur la chaise vont servir à définir un repère fixe lié à celle-ci. Le positionnement des marqueurs sur le sujet est plus difficile, car plusieurs contraintes doivent être respectées pour assurer une qualité correcte de l'enregistrement et de la reconstruction du mouvement. Les contraintes les plus importantes sont :

- L'emplacement des marqueurs sur les points caractéristiques doit être assez précis pour pouvoir définir des repères locaux liés aux segments du corps.
- L'emplacement des marqueurs doit être identique pour tous les individus. Ce qui est difficile à réaliser, par simple palpation.
- Une autre contrainte est imposée par le système de mesure : à tout instant, chaque marqueur doit être visible sur au minimum deux caméras.

1.2.8 Moyen de mesure utilisé

Le principal moyen de mesure utilisé est un système de mesure optoélectronique d'analyse du mouvement VICON, comportant 12 caméras infrarouges à 50Hz.

En complément de ce moyen de mesure, une caméra numérique est utilisée pour enregistrer le mouvement réel du sujet. Ce type d'enregistrement permettra de mieux comprendre et analyser les données issues des autres moyens de mesure.

1.2.9 Description de l'expérimentation

Le cadre de l'expérimentation est d'étudier les mouvements de préhension et de manipulation d'objets, en se limitant au mouvement du bras et de la main.

Le cadre général du protocole expérimental mis en place est présenté dans la figure suivante (Figure 4.13.) Le sujet est confortablement assis sur une chaise 1) fixée sur une plateforme 2). La main du sujet est posée sur une tablette réglable 3). L'objet 4) est fixé sur

un dispositif réglable 5). Pendant l'expérimentation, le sujet réalise les mouvements de préhension en gardant le tronc fixe. Seuls le bras et la main droite sont mobiles. En position initiale a main est au repos sur une demi-sphère. Cette position sera adoptée pour tous les enregistrements et pour tous les sujets.

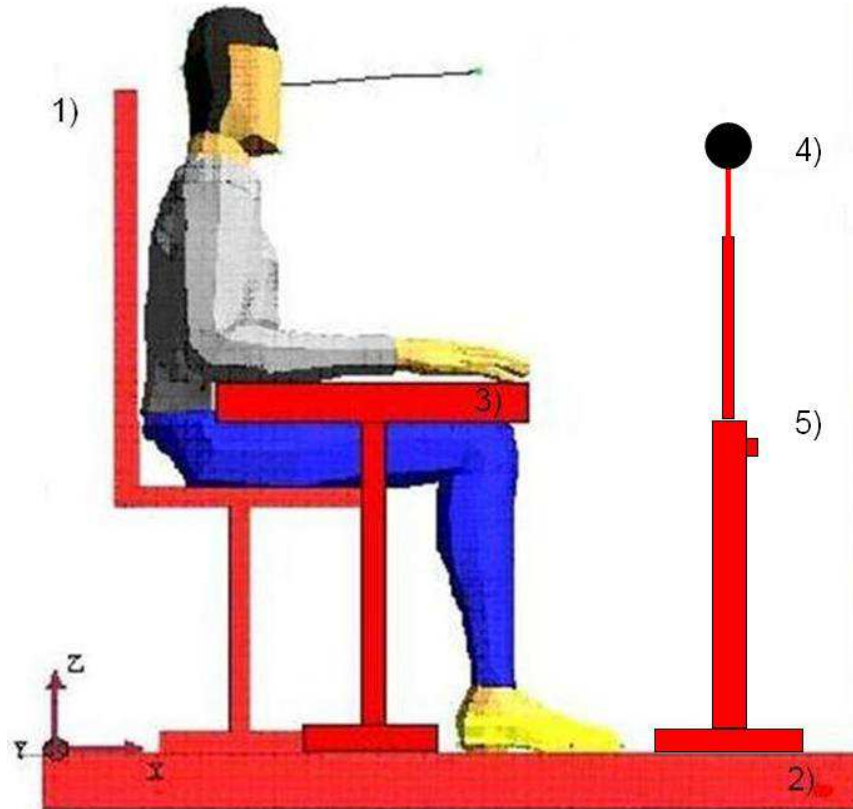


Figure 4.13. Cadre général de l'expérimentation

Le déroulement d'une séance comprend plusieurs étapes :

- calibrage du système de mesure (Vicon), préparation de l'ensemble des instruments de mesure (pour le relevé des mesures anthropométriques) et des dispositifs à placer sur le sujet (marqueurs, vêtements spécifiques) ;
- accueil du sujet, présentation du cadre général de l'expérimentation, du matériel utilisé et son fonctionnement, des objets à manipuler ;
- explication des objectifs de l'expérimentation en insistant sur l'importance de la spontanéité des gestes ;
- enregistrement des mesures anthropométriques ;

- mise en place des marqueurs ;
- mise en place du sujet dans le cadre expérimental et prise de 4 photos (face, côté droite, côté gauche, derrière), dans un espace calibré, pour l'intégration ultérieure des simulations dans le mannequin numérique MAN3D ;
- présentation des consignes pour la réalisation de l'expérimentation :
- à partir de la posture initiale, réaliser la posture de préhension spécifiée par l'animateur (le plus naturellement possible) ;
 - pour les postures de précision : la consigne a été de saisir l'objet avec les dernières phalanges des doigts ;
 - pour la posture de force : le sujet devait prendre l'objet avec le plus de contact possible entre la main (incluant la paume) et l'objet ;
- pas de consigne particulière concernant la vitesse d'exécution des mouvements.
- réalisation et enregistrement de la séance (Vicon, vidéo).

1.2.10 Résultats

Suite à cette expérimentation, 372 postures de la main ont pu être enregistrées. Compte tenu des difficultés liées aux contraintes du système d'enregistrement, seuls un peu moins de 2/3 de ces postures, c'est-à-dire 216 postures, ont pu être analysées.

L'algorithme décrit précédemment (la section 4 de la partie 3 : Modèle cinématique inverse) a été utilisé pour calculer les variables articulaires du modèle dans les différentes postures, à partir des coordonnées 3D des marqueurs.

Les figures suivantes présentent quelques exemples des postures reproduites par le modèle. Ces figures présentent à la fois les mesures expérimentales (lignes continues et cercles) et celles simulées par le modèle (lignes discontinues et croix). Ces exemples sont représentatifs de chaque type de posture pour différents objets.

Par exemple, la figure 4.14. b) présente une posture de précision utilisant 5 doigts pour saisir une petite sphère de 40 mm de diamètre, qui est impossible à réaliser par un modèle qui considère la paume rigide. Les figures présentent que les segments correspondants aux os de la main.

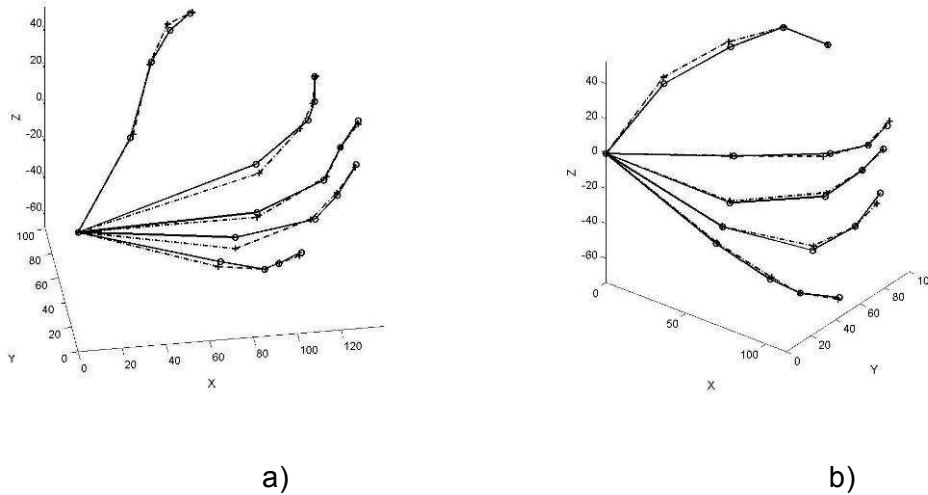


Figure 4.14. a) Posture de précision (2 doigts) pour un cylindre (40 mm de diamètre), b) posture de précision (3 doigts) pour une sphère (40 mm de diamètre)

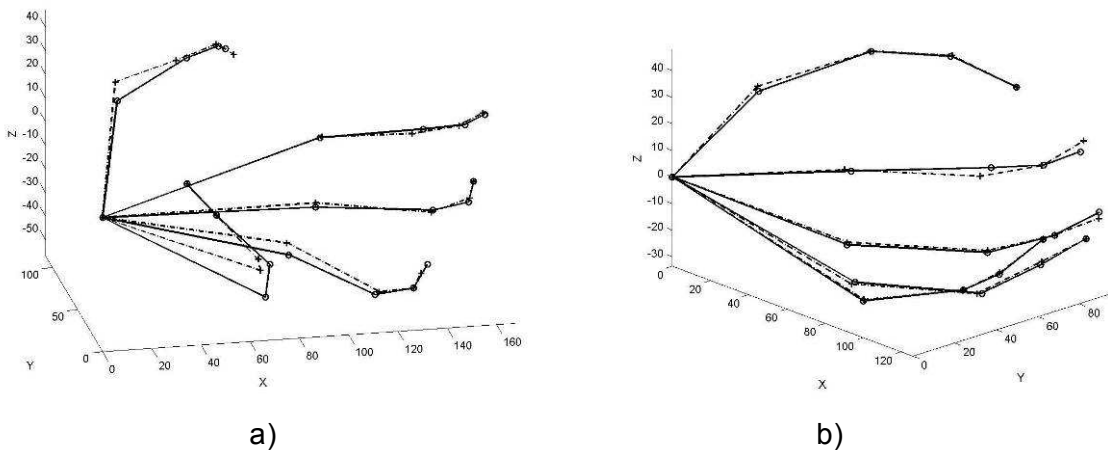


Figure 4.15. a) Posture de précision (4 doigts) pour un cube (80 mm de côté), b) posture de précision (5 doigts) pour une sphère (40 mm de diamètre)

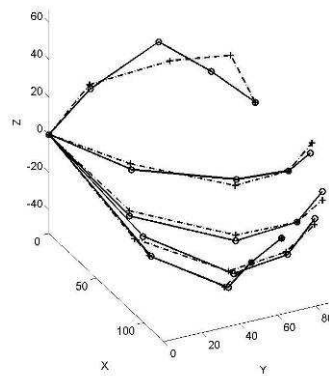


Figure 4.16. Posture de force pour un cylindre (80 mm de diamètre)

Globalement, le modèle permet de reproduire avec un réalisme correct la plupart des postures.

Afin d'obtenir une évaluation quantitative de la capacité du modèle à simuler les postures mesurées expérimentalement, et de montrer l'amélioration apportée par le modèle développé dans le cadre de ce travail, une comparaison des écarts entre données expérimentales et simulées par le nouveau modèle (25ddls) et le modèle actuel de MAN3D (22ddls) a été réalisée. Le tableau suivant (tableau 4.2.) présente la différence moyenne et l'écart-type entre les points expérimentaux et les points reconstruits, en mm, sur chaque doigt et pour chaque type de posture.

Tableau 4.2. Valeurs moyennes (M) et les écarts types (SD) en mm, pour chaque type de posture et pour chaque doigt. La moyenne générale correspond à la moyenne des valeurs par colonne

Posture	Doigt	Modèle			
		Modèle 25ddls		MAN3D (22ddls)	
		M	SD	M	SD
Posture de	Pouce	5.2	2.4	22.7	2.5
	Index	5.9	4.2	11.6	2.1

Précision	Majeur	4.4	4.0	4.8	4.0
	Annulaire	4.4	3.3	20.8	3.1
	Auriculaire	4.9	2.6	44.4	8.0
3 doigts	Pouce	5.2	2.1	22.1	2.3
	Index	6.0	2.7	11.7	1.7
	Majeur	3.9	2.4	4.3	2.7
	Annulaire	4.0	2.7	22.7	4.0
	Auriculaire	5.8	4.0	43.7	7.5
	Pouce	4.9	1.8	21.6	2.5
4 doigts	Index	5.1	2.7	12.8	1.4
	Majeur	3.2	2.0	6.2	2.3
	Annulaire	3.6	1.7	27.0	4.2
	Auriculaire	6.4	4.3	47.6	10.0
	Pouce	5.1	2.1	21.4	2.5
5 doigts	Index	5.2	2.8	13.2	2.1
	Majeur	3.2	1.9	3.4	2.2
	Annulaire	3.6	1.9	28.4	5.0
	Auriculaire	3.4	1.6	59.8	6.8
	Pouce	5.1	1.4	27.6	2.3
Posture de force	Index	6.4	3.8	14.2	3.3
	Majeur	6.6	3.9	4.5	2.2
	Annulaire	5.1	3.5	25.3	5.0
	Auriculaire	4.7	1.9	55.3	6.4
Moyenne générale		4.8	2.7	22.8	3.8

Ces résultats confirment les tendances observées sur les données issues de l'expérimentation précédente menée pour valider notre modèle, sur un échantillon plus large : sur l'ensemble des postures, une amélioration significative est notée pour tous les doigts excepté le majeur (qui est identique pour les deux modèles). La différence entre les deux modèles est en moyenne de l'ordre de 20 mm. On note également que l'amélioration est légèrement plus importante pour les postures pour lesquelles la paume se déforme le

plus, c'est-à-dire les postures de précision pour saisir des petits objets. Ces résultats mettent encore en avant l'intérêt d'introduire l'arche transversale métacarpienne dans le modèle.

1.3 Reproduction des postures de la main à l'aide du mannequin numérique MAN3D

Le modèle cinématique de la main ayant été validé, les postures mesurées expérimentalement ont été reproduites à l'aide du mannequin numérique Man3D. Les figures suivantes présentent trois postures différentes réalisées par les trois sujets :

- la figure 4.17. représente la posture de précision tridigitale d'un objet sphérique de 40 mm de côté, réalisée par un sujet de petite taille
- la figure 4.18. représente la posture de force d'un objet cylindrique de 60 mm de diamètre, réalisée par un sujet de taille moyenne ;
- la figure 4.19. représente la posture de précision bidigitale d'un objet cubique de 40 mm de diamètre, réalisée par un sujet de grande taille.

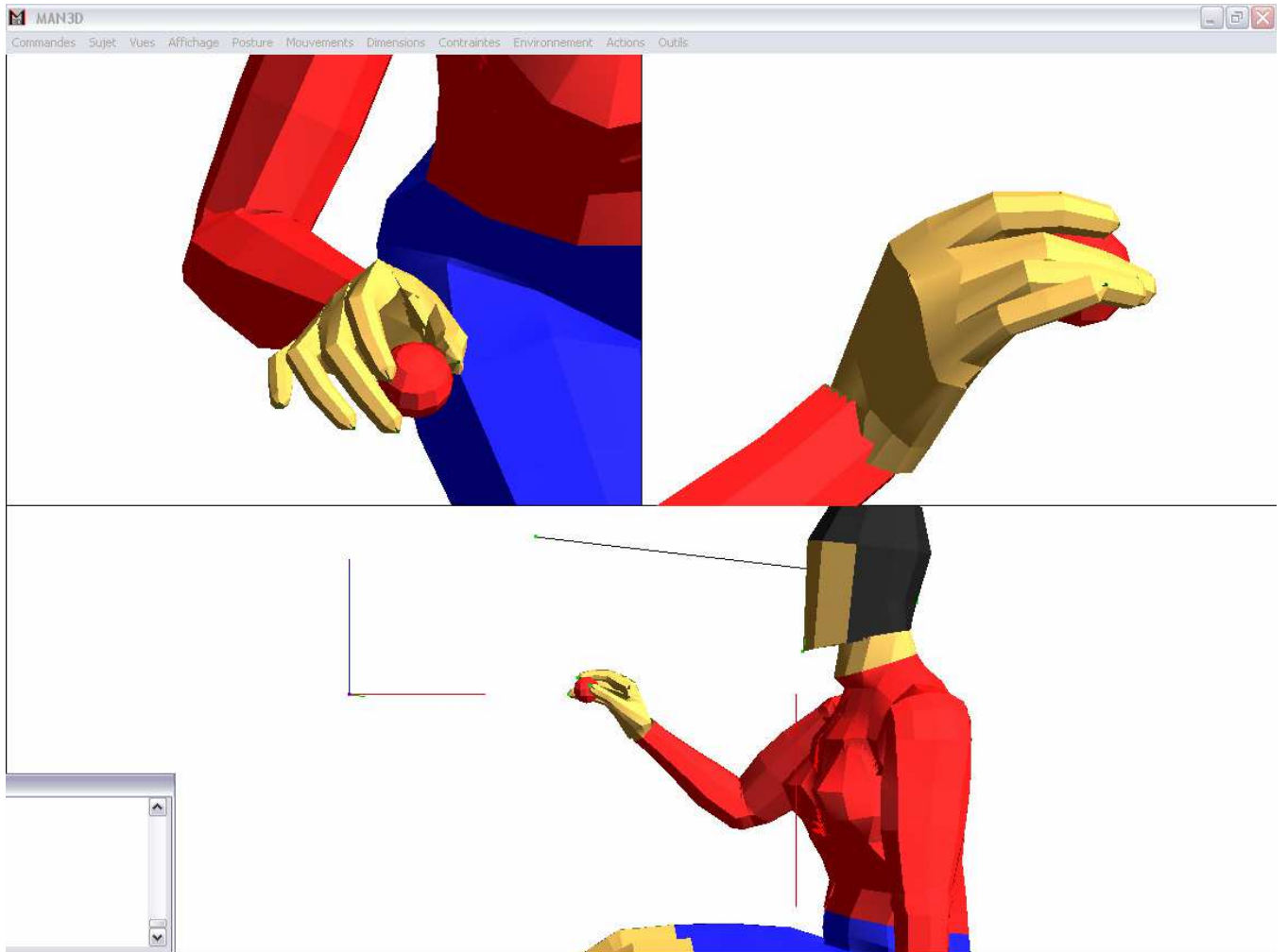


Figure 4.17. Posture de main tridigitale (sphère 40 mm) réalisée par des sujet de petite taille

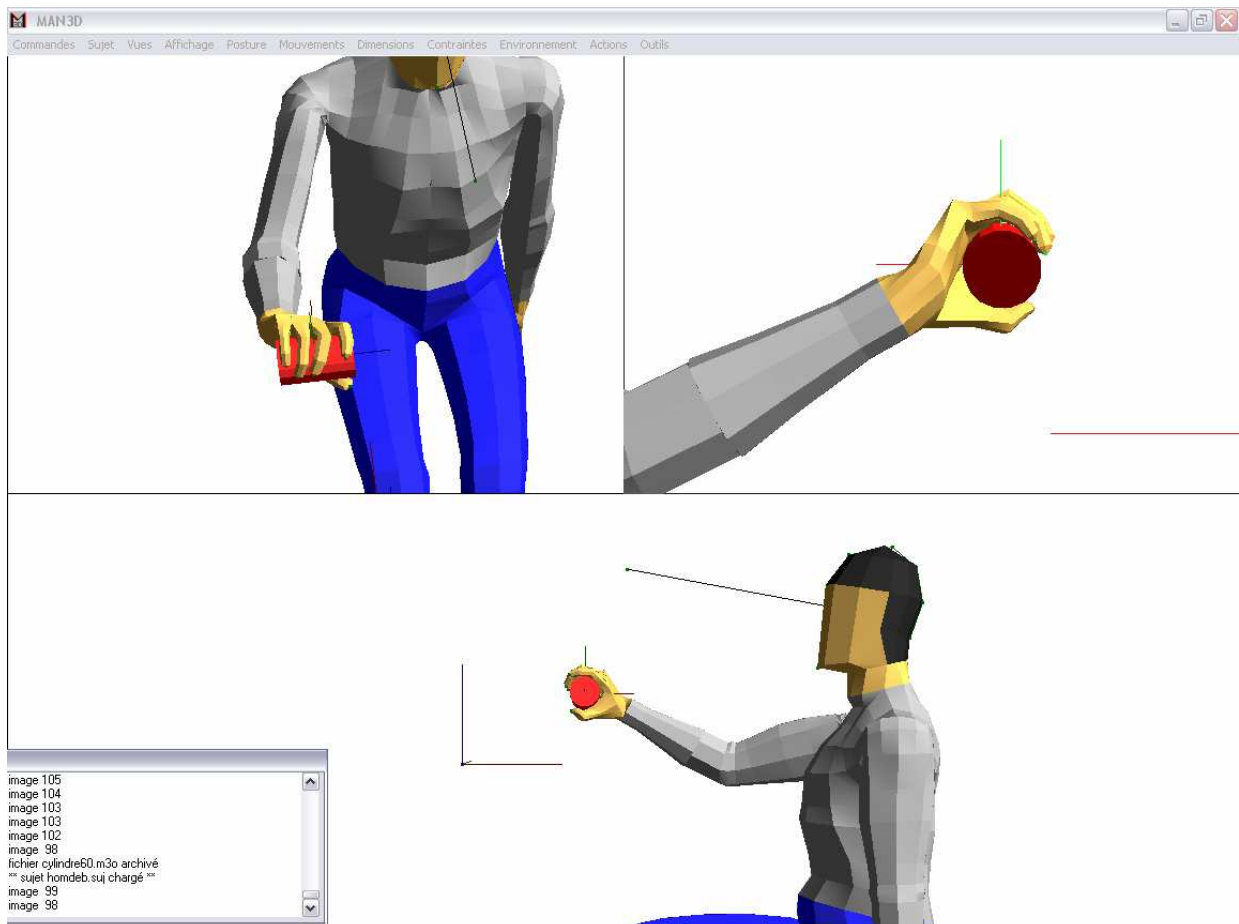


Figure 4.18. Posture de main de force (cylindre 60 mm) réalisée par des sujet de taille moyenne

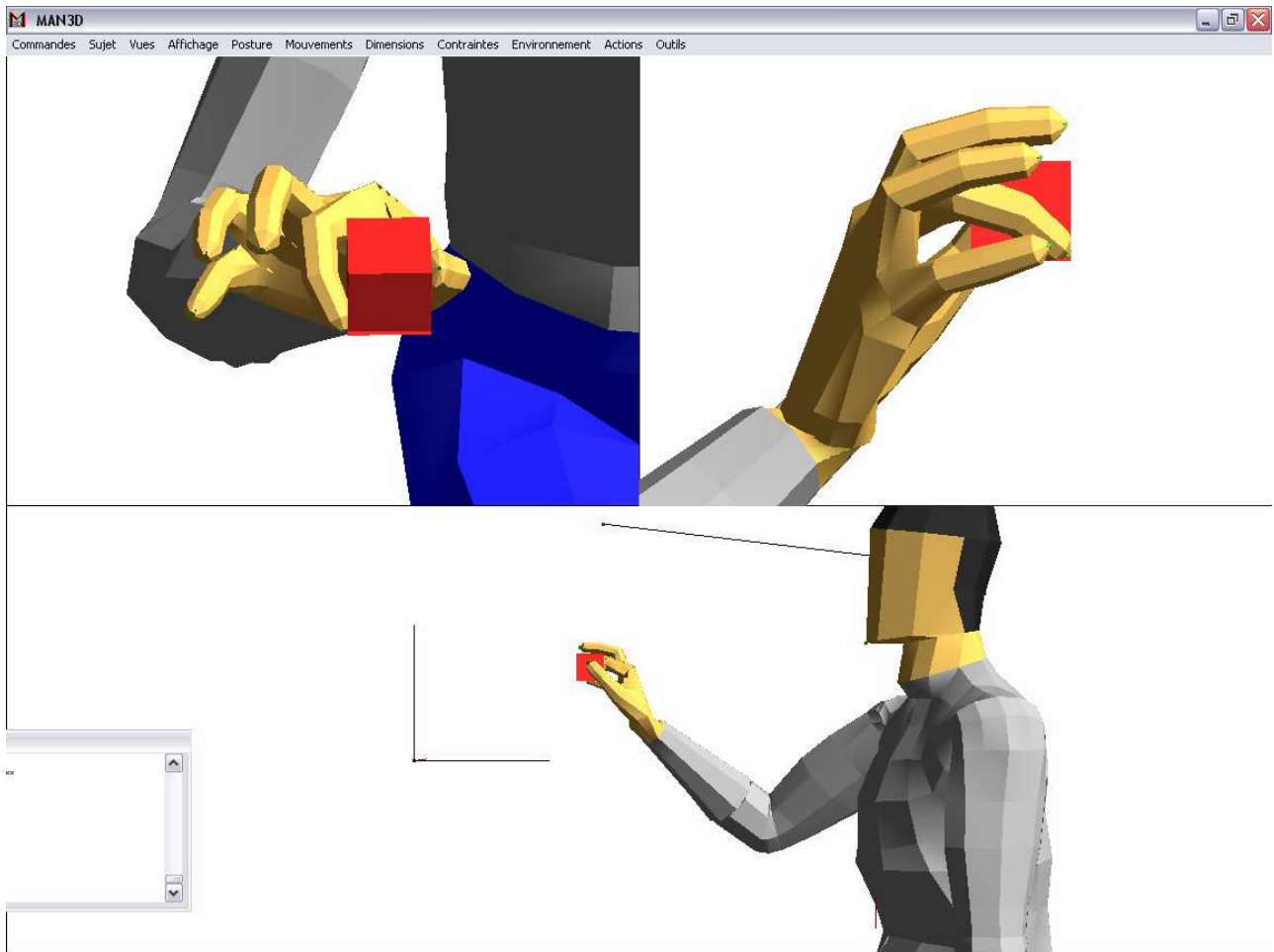


Figure 4.19. Postures de main bidigitale (cube 40mm) réalisées par un sujet de grande taille

Le plus délicat dans la reproduction des postures de la main est d'obtenir une position correcte pour le pouce. Ceci est peut être dû à la grande difficulté de définir les axes du mouvement au niveau de l'articulation trapézo-métacarpienne, mais aussi aux erreurs de mesure. Les erreurs de mesure peuvent être plus importantes au niveau du pouce, car dans la grande majorité des postures, le pouce se situe au dessous de l'objet. Ainsi, les caméras du système de mesure ne peuvent pas détecter les marqueurs situés sur le pouce, bien qu'un soin particulier ait été apporté pour positionner certaines caméras spécifiquement pour collecter ces marqueurs dans la plupart des postures.

2. Analyse des postures de main

Pour avancer vers l'objectif d'être capable de simuler avec le mannequin une posture donnée sur un objet sans passer par la mesure expérimentale, nous avons cherché à établir des relations entre les angles articulaires et différents paramètres (Figure 4.20.) :

- des paramètres liés au modèle de la main : l'anthropométrie du sujet et plus particulièrement la longueur de la main et les axes du mouvement ;
- des paramètres liés à l'objet : la taille de l'objet, la forme de l'objet, sa position et son orientation (les deux derniers paramètres pas pris en compte dans notre expérimentation, cf une seule position et orientation d'objet) ;
- des paramètres liés au type de posture : le nombre des doigts qui participent à la prise et le type d'opposition du pouce par rapport aux autres doigts (le pouce en opposition ou le pouce en abduction).

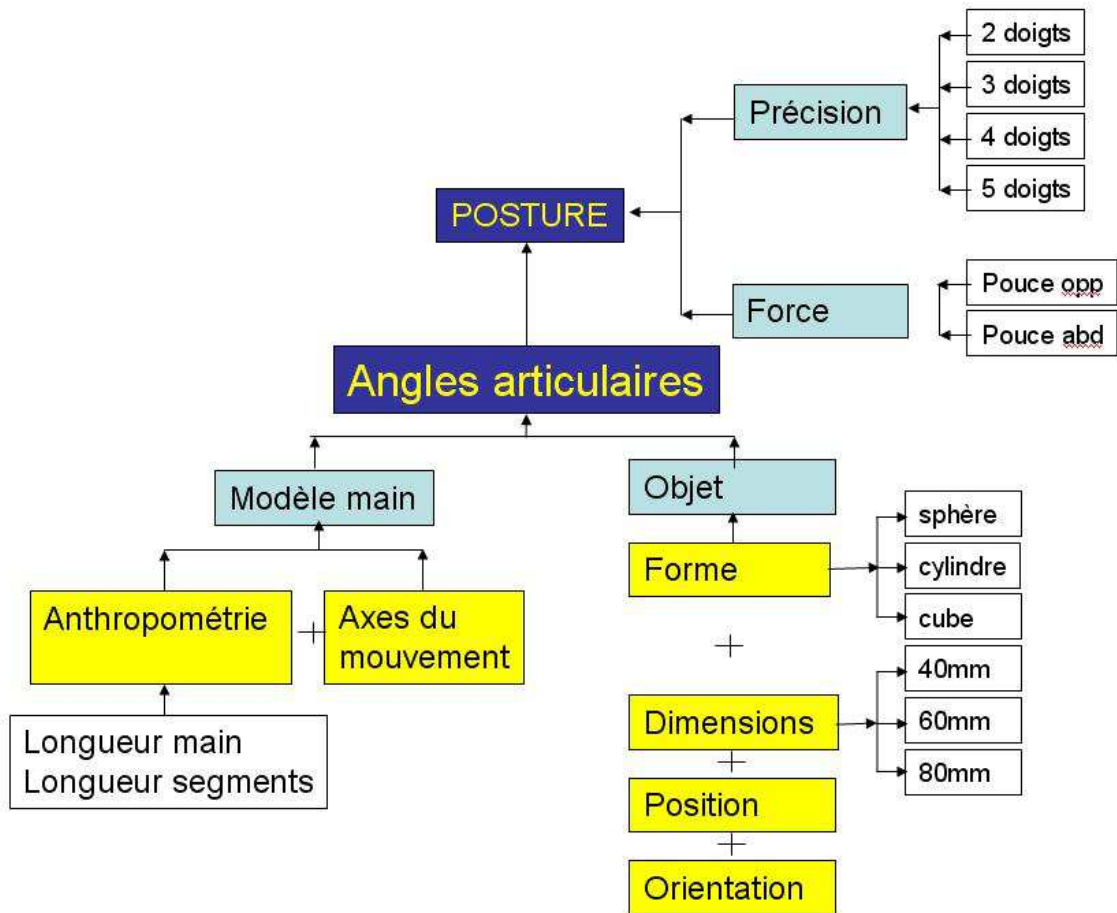


Figure 4.20. Les paramètres qui influencent la posture de la main

Dans un premier temps, nous avons cherché s'il existe une relation entre les angles de flexion des articulations interphalangiennes proximales et distales des doigts. Plusieurs équipes de recherche [Rijpkema et al., 1991], [Sanso et al, 1994], [Horace et al., 2001] considèrent en effet qu'il existe une relation linéaire entre ces deux degrés de liberté, avec :

$$\theta_{IPD} = \frac{2}{3} \theta_{IPP},$$

où θ_{IPD} est l'angle de flexion de l'articulation interphalangienne distale

θ_{IPP} est l'angle de flexion de l'articulation interphalangienne proximale.

Utilisant un gant sensible (CyberGlove), l'équipe de Kamper [Kamper, 2003] a analysé les trajectoires des doigts pendant le mouvement de préhension. Suite à cette analyse, ils ont conclu qu'il y a des fortes corrélations entre les angles de flexion des articulations

interphalangiennes proximale et distale des doigts. La figure 4.21. présente les angles de flexion des articulations interphalangiennes proximale (IPP) et distale (IPD) de l'index. Cette figure prend en compte toutes les postures de la main existantes dans notre base de données des postures de la main (les postures de précision sont représentées par des cercles bleus, pour les différencier des postures de force représentées par des étoiles rouges). Ce graphique montre que, dans notre cas, il n'existe pas de corrélation évidente entre ces deux degrés de liberté. Une concentration des angles de flexion de l'IPP dans l'intervalle $[5^\circ, 30^\circ]$ et des angles de flexion de l'IPD dans un intervalle quasi-identique $[0, 40^\circ]$ pour les postures de précision peut être constatée. Pour les postures de force, les angles sont plus dispersés, avec des amplitudes plus grandes $[15^\circ, 65^\circ]$ au niveau de l'articulation IPP.

Néanmoins, ces résultats ne nous semblent pas suffisants pour réfuter l'hypothèse établie par les autres études citées, car la plage angulaire très faible pour les postures de précision permet difficilement de voir apparaître une relation linéaire entre les deux angles, compte tenu des erreurs liées à la fois à la mesure et au modèle. En effet, le but principal de notre expérimentation était de reproduire des postures de main très courantes, ce qui nous a conduit à sélectionner les dimensions d'objets les plus utilisées : 40, 60 et 80 mm de diamètre ou de côté. Nous aurions certainement obtenu des données plus pertinentes pour mettre en évidence une relation entre les variables articulaires en choisissant une gamme plus large de taille d'objets.

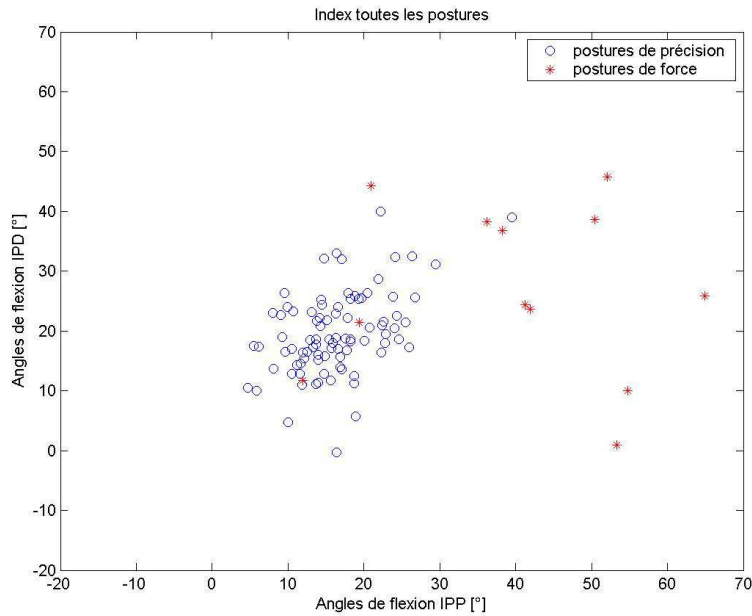


Figure 4.21. Angles de flexion des articulations interphalangiennes proximale et distale de l'index

Une corrélation a pu être mise en évidence entre les angles de flexion de l'articulation métacarpo-phalangienne de l'index et du majeur (Figure 4.22.). Cette corrélation peut être expliquée en partie par l'architecture osseuse et musculaire de ces doigts. Une corrélation a aussi été mise en évidence entre les angles de flexion de l'articulation métacarpo-phalangienne de l'annulaire et de l'auriculaire (Figure 4.23). Il est à noter que l'ensemble des postures de main de la base de données a été considéré pour établir ces corrélations.

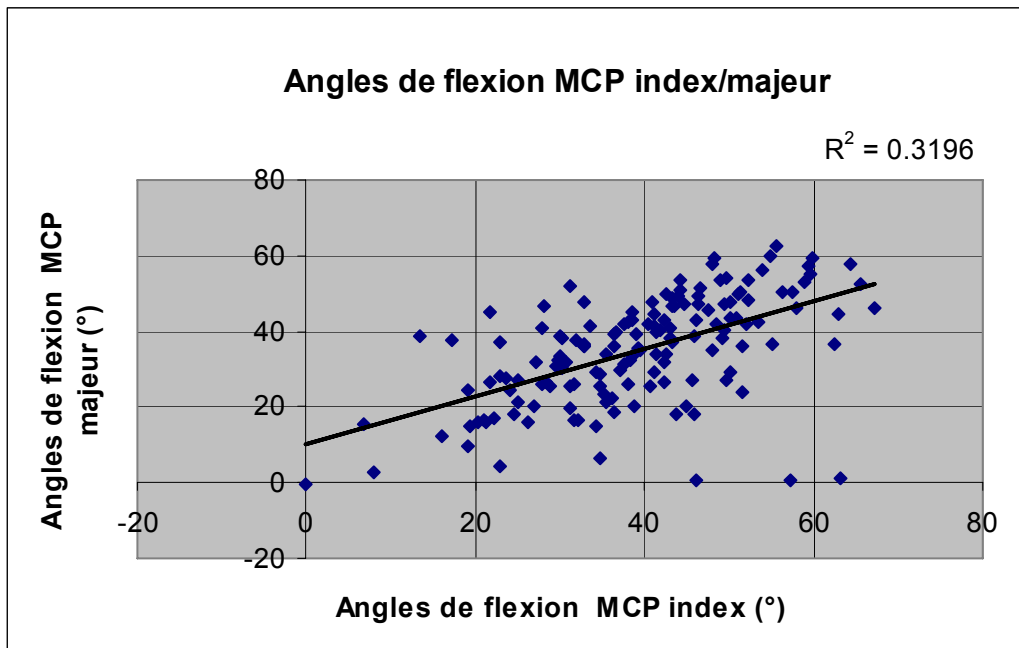


Figure 4.22. Angles de flexion de l'articulation métacarpo-phalangienne : corrélation entre les angles de l'index et du majeur

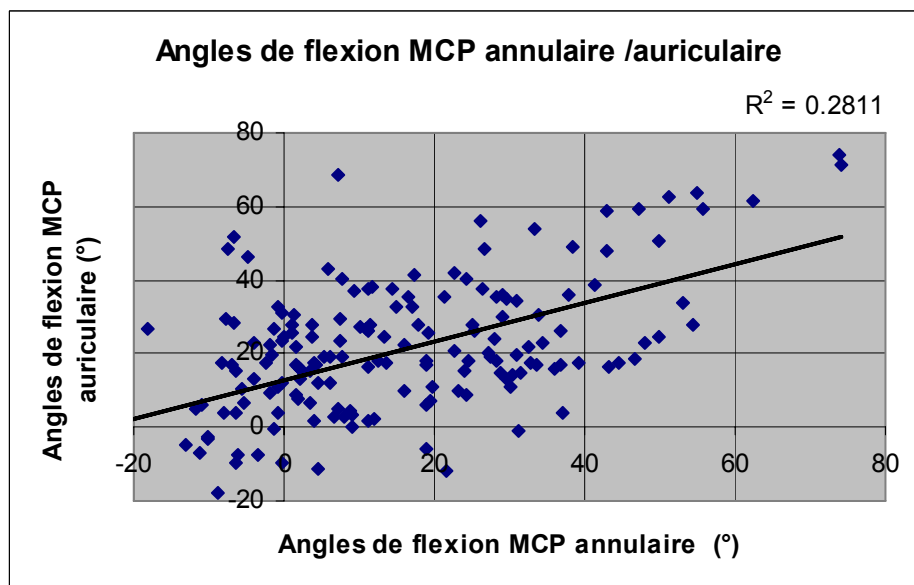


Figure 4.23. Angles de flexion de l'articulation métacarpo-phalangienne : corrélation entre les angles de l'annulaire et de l'auriculaire

Comme Bucholtz [Bucholtz, 1989] l'avait déduit de son étude, nous avons également trouvé une corrélation entre le diamètre de l'objet et les angles de flexion de l'articulation métacarpo-phalangienne des doigts (Figure 4.24, 4.25, 4.26, 4.27). Pour la réalisation de ces figures, seules les postures de la main qui impliquent le contact du doigt considéré ont été prises en compte, c'est à dire toutes les postures pour l'index, uniquement les postures tridigitales, quadridigitales et avec 5 doigts (postures de précision et de force) pour le majeur, uniquement les postures quadridigitales et avec 5 doigts pour l'annulaire (postures de précision et de force) et exclusivement les postures nécessitant 5 doigts pour l'auriculaire.

Pour éliminer l'influence de la longueur de la main sur les angles articulaires, les dimensions des objets ont été normalisées par la relation suivante :

$$DN_i = DR \cdot k_i$$

$$k_i = \frac{L_i}{M_{L_i}}$$

Où, pour chaque sujet i :

DN représente le diamètre normalisé de l'objet

DR représente le diamètre réel de l'objet

L représente la longueur de la main

M_L représente la moyenne des longueurs de mains

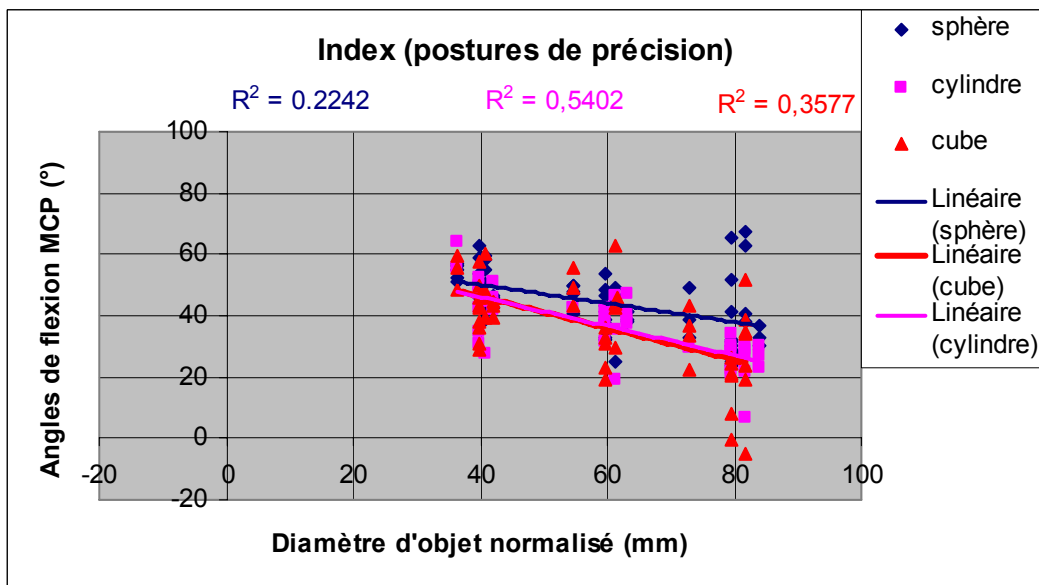


Figure 4.24. Corrélations entre l'angle de flexion de l'articulation metacarpophalangienne et le diamètre de l'objet pour l'index

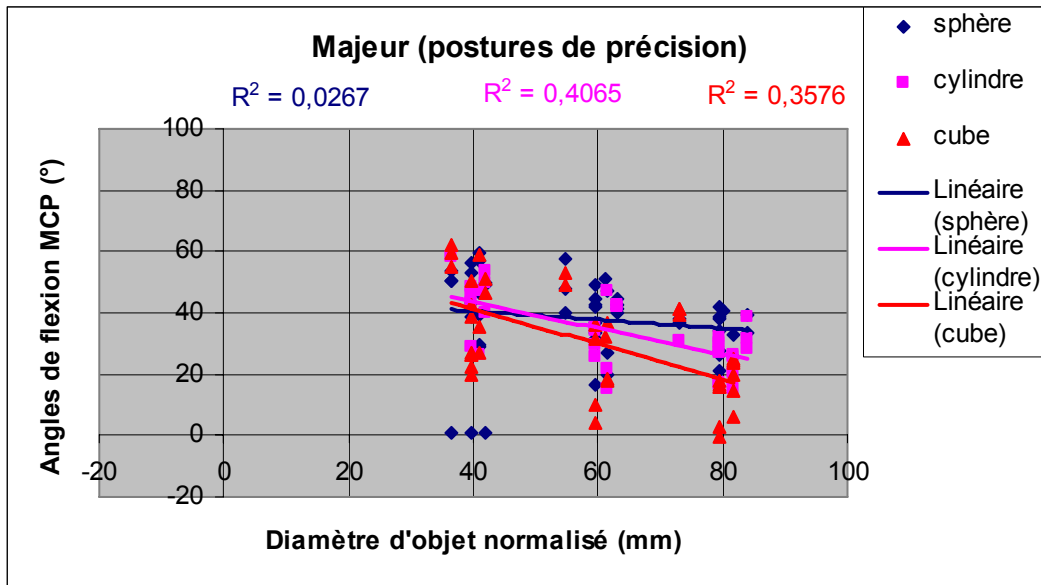


Figure 4.25. Corrélations entre l'angle de flexion de l'articulation metacarpophalangienne et le diamètre de l'objet pour le majeur

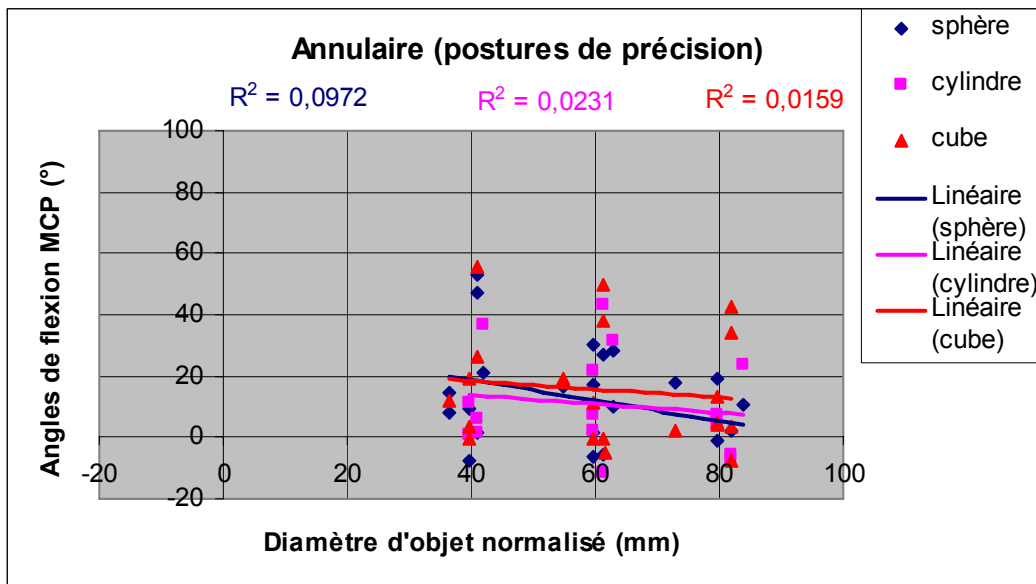


Figure 4.26. Corrélations entre l'angle de flexion de l'articulation metacarpophalangienne et le diamètre de l'objet pour l'annulaire

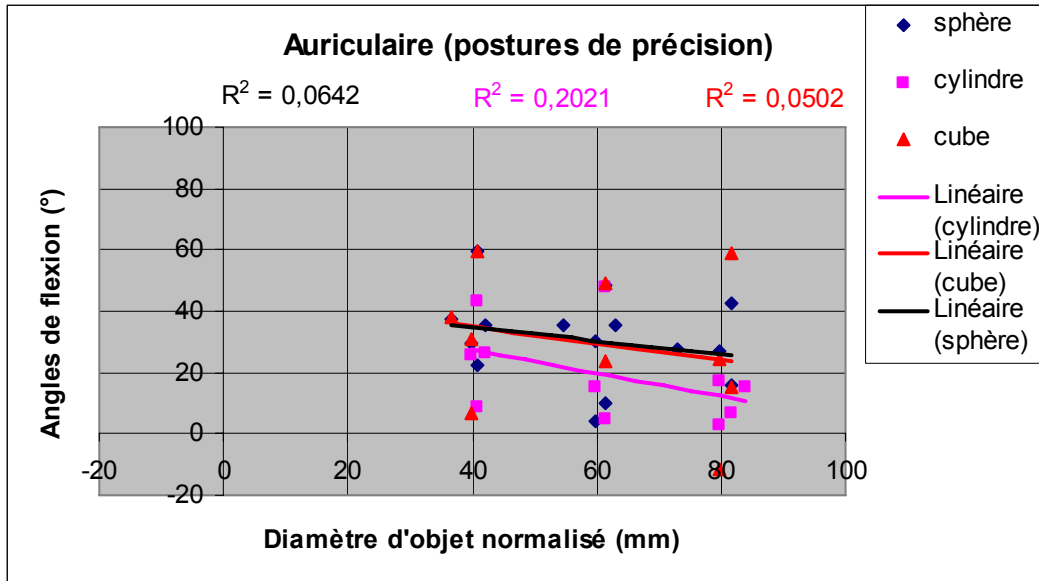


Figure 4.27. Corrélations entre l'angle de flexion de l'articulation métacarpophalangienne et le diamètre de l'objet pour l'auriculaire

En ce qui concerne l'annulaire et l'auriculaire, la relation entre l'angle de flexion de l'articulation métacarpo-phalangienne et la taille de l'objet est beaucoup moins évidente que pour l'index et le majeur. La très faible corrélation constatée pour l'annulaire et l'auriculaire est sans doute liée au faible nombre de postures de mains qui ont pu être prises en compte.

Pour les flexions des articulations interphalangiennes proximales et distales des doigts, aucune corrélation n'a pu être établie, ni avec les angles de flexion des articulations métacarpo-phalangiennes des mêmes doigts, ni entre les angles des articulations interphalangiennes proximale et distale d'un même doigt. Ceci est à rapprocher de la faible plage de variation constatée pour ces articulations, toutes postures confondues. L'interprétation que nous pouvons faire de ces résultats est que c'est principalement la flexion de l'articulation métacarpo-phalangienne des doigts longs qui vient positionner le doigt sur l'objet, les articulations interphalangiennes permettant seulement d'améliorer le contact entre le doigt et l'objet. Toutefois, ceci est à nuancer par la faible variation de la taille des objets analysés ici, et peut-être que des stratégies différentes seraient observées pour des objets beaucoup plus petits en particulier.

Enfin, aucune corrélation n'a non plus pu être établie en ce qui concerne les articulations du pouce à partir de nos résultats. Ceci peut être expliqué en partie par un modèle sans doute moins fiable pour ce doigt, en particulier en ce qui concerne l'articulation métacarpo-phalangienne et également par des erreurs plus importantes sur les données expérimentales sur ce doigt.

3. Synthèse

Suite à une première validation du nouveau modèle géométrique de la main réalisée dans le chapitre 3 (Etude expérimentale pour la validation quantitative du modèle) ce chapitre c'est proposé de réaliser une étude plus ample pas seulement pour valider le nouveau modèle mais aussi pour créer une base de données des postures de la main et d'analyser les angles articulaires enfin de déterminer des relations entre les angles articulaires considérant des postures réelles de la main.

Dans un premier temps, une étude expérimentale a été réalisée pour analyser la possibilité d'utiliser, simultanément, deux moyens de mesure pour l'enregistrement des postures réelles de la main. Il s'agit de combiner un moyen de mesure opto-électronique (VICON®) et un gant sensitif (CyberGlove®). L'hypothèse de travail, qui supposait que les données de sortie des deux systèmes de mesure sont similaires, a été démontrée.

A cause des motifs techniques, pour la suite de notre étude, seulement le moyen de mesure opto-électronique a été utilisé. Six sujets sains ont participé à une étude expérimentale ayant comme principaux objectifs une validation quantitative plus conséquente du nouveau modèle géométrique de la main et la réalisation d'une base de donnée des postures de préhension. Trois formes d'objets (sphérique, cylindrique et cubique) et trois tailles différentes (40, 60, 80 mm en diamètre) ont été mises à la disposition de sujets. Les

sujets ont été consignés de prendre les objets utilisant des postures de précision (2, 3, 4, 5 doigts) et une posture de force. Les postures tridigitales ont été répétées deux fois. Pendant cette expérimentation 372 postures de préhension ont pu être enregistrées. A cause des difficultés d'enregistrement, seulement approximativement 2/3 des postures ont pu être analysées. Suite à l'analyse de ces 216 postures de préhension et suivant la même méthode de calcul d'angles présenté pour la première validation du modèle présentée dans le chapitre 3 (paragraphe 2.5. Etude expérimentale pour la validation quantitative du modèle) les angles articulaires correspondantes à chaque posture ont été calculés. Une comparaison entre les écarts entre les centres articulaires estimés à partir des points expérimentaux, d'une part, et les centres articulaires estimés par le modèle, d'autre part, considérant le modèle initial du MAN3D et le nouveau modèle ont montré la nécessité de la déformation en arche de la paume présente dans le nouveau modèle.

En suite, nous avons cherché à trouver des relations entre les différents angles articulaires pour les postures analysées. Contrairement à la bibliographie nous n'avons pas trouvé des fortes corrélations entre les angles de flexion des articulations inter-phalangiennes proximales et distales. Par contre, des fortes corrélations ont été trouvées entre les angles de flexion du majeur et de l'index dans l'articulation métacarpo-phalangienne et aussi trouvés entre les angles de flexion de l'annulaire et de l'auriculaire dans l'articulation métacarpo-phalangienne. D'autres corrélations ont été trouvées entre les angles de flexion des articulations métacarpo-phalangiennes des doigts et les diamètres normalisés des objets.

Conclusions et perspectives

L'objectif principal des études présentées dans ce document a été de développer un nouveau modèle cinématique de la main capable de reproduire et simuler, de façon la plus réaliste possible, des postures de préhension ainsi que de déterminer une base de données des postures de main adoptées naturellement lors de la prise et la manipulations d'objets de différentes formes et tailles.

Au vu des demandes du secteur ergonomique en ce qui concerne les mannequins numériques (capacité de simuler et visualiser un opérateur en interaction avec son environnement) et les limites du mannequin numérique développé à l'INRETS, MAN3D (impossibilité de réaliser correctement et aisément différentes tâches de préhension), notre étude a permis d'établir la faisabilité et de donner une vision plus claire sur les modifications à apporter au modèle cinématique de la main pour permettre de simuler ce type de tâches.

Après une étude bibliographique sur l'anatomie de la main et sur la classification des postures de préhension, la démarche suivie a été tout d'abord expérimentale. Plusieurs études expérimentales ont été réalisées pour répondre aux questions spécifiques qui se posaient. La première expérimentation a été mise en place pour déterminer d'une part quels étaient les objets les plus utilisés de manière naturelle et d'autre part quelles étaient les stratégies adoptées spontanément pour les saisir et les manipuler. Cette étude a montré que les objets les plus utilisés étaient l'ensemble des cylindres de différentes tailles mis à disposition (60, 20, 30 10, 40, 50 mm de diamètre, dans l'ordre décroissant du plus utilisé au

moins utilisé) et dans une moindre mesure les sphères (plutôt les sphères de 60, 50, 70, 80, 40 mm de diamètre, dans l'ordre décroissant de la plus utilisée à la moins utilisée, parmi les sphères de diamètres de 10 à 100 mm).

Suite à cette étude, notre travail s'est focalisé sur le développement du modèle cinématique de la main. Lors de l'analyse bibliographique des modèles de la main existants, des résultats contradictoires sur les axes de mouvement de l'articulation trapézo-métacarpienne du pouce ont motivé une action spécifique pour cette articulation. Pour mieux comprendre les mouvements de cette articulation et définir ses axes par rapport à la main (contrainte liée au contexte de ce travail), un protocole expérimental a été mis en place. L'expérimentation s'est révélée très difficile à réaliser *in vivo*, pas seulement du point de vue technique (moyens de mesure, cadre général de l'expérimentation) mais surtout du point de vue de la réalisation de mouvements « purs » par les sujets, car le mouvement « pur » d'abduction/ adduction au niveau de cette articulation est loin d'être un mouvement naturel. Les grandes différences entre les résultats obtenus lors de cette expérimentation et ceux trouvés dans la littérature de spécialité, nous ont conduit à ne conserver de nos propres résultats que le positionnement de l'axe d'abduction/adduction par rapport au poignet, et de prendre les résultats d'une étude réalisée *in vitro* [Hollister et al., 1992] pour définir l'angle entre les deux axes de mouvement de l'articulation trapézo-métacarpienne.

Une autre évolution importante du modèle cinématique de la main développé dans le cadre de ce travail a porté sur la possibilité de déformation de la paume, qui a été rendue possible par l'ajout de deux degrés de liberté supplémentaires (rotations du métacarpe de l'annulaire et de l'auriculaire par rapport à l'axe de la main) couplés entre eux. Cette particularité confère la possibilité de réaliser des postures de main plus complexes et plus proches de la réalité. La description de l'architecture du modèle a été basée sur la convention de Denavit-Hartenberg, ce qui a permis son intégration dans le mannequin numérique MAN3D et une première validation qualitative de la pertinence de ce modèle en utilisant les fonctionnalités de MAN3D.

Une fois l'architecture du modèle définie et validée, un algorithme de minimisation a été développé pour permettre le calcul des angles articulaires du modèle à partir de mesures expérimentales accessibles. Cette procédure minimise l'écart entre les positions des centres

articulaires du modèle et celles des centres articulaires estimées à partir de points de surface mesurés. Une validation quantitative, de l'architecture du modèle et de l'algorithme de détermination de ses variables articulaires, a alors été réalisée en mesurant les coordonnées tridimensionnelles de points de surface à l'aide d'un bras de mesure FaroArm sur trois postures de main différentes. La comparaison de l'ancien modèle de main et de celui développé dans le cadre de ce travail, en termes d'écart entre les centres articulaires du modèle et ceux estimés expérimentalement, montre une différence d'approximativement 10 mm (en moyenne sur chaque doigt). Cette différence démontre la capacité du nouveau modèle à représenter de manière plus réaliste différentes postures de main.

A ce stade d'avancement, nous avons cherché à exploiter ce nouveau modèle de la main pour réaliser une base de données de postures. La base de données a été établie à partir des postures réelles enregistrées au cours d'une expérimentation qui a fait appel à des sujets volontaires ayant des tailles de main différentes. Une étude préliminaire a été menée pour étudier la possibilité d'utiliser de manière simultanée deux moyens de mesure du mouvement complémentaires : un système optoélectronique et un gant sensitif. Les résultats de cette étude préliminaire ont montré qu'il est difficile d'obtenir des trajectoires fiables, en particulier pour le pouce, en combinant ces deux systèmes de mesure. En conséquence, pour l'expérimentation principale, seul le système d'enregistrement optoélectronique (VICON) a été utilisé. Trois sujets volontaires ont participé à cette expérimentation, et ils ont réalisé des postures de main de précision (incluant 2, 3, 4 ou 5 doigts) et de force sur des objets de différentes formes (sphère, cylindre et cube) et différentes tailles (40, 60 et 80 mm de diamètre ou de côté). Les postures de précision tri-digitales (avec 3 doigts) ont été répétées 2 fois. Sur le total des 189 postures de mains enregistrées, seules 108 postures ont pu être traitées, de par les limites du protocole expérimental. Les angles articulaires ont été calculés par la méthode d'optimisation décrite auparavant sur ces postures, en considérant le nouveau modèle et le modèle existant du MAN3D. La comparaison, toujours en termes d'écart entre les centres articulaires des deux modèles et ceux estimés à partir des données expérimentales montre une différence globale d'approximativement 20 mm par doigt (24.5 mm vs 4.8 mm en moyenne, respectivement pour le modèle initial de MAN3D et le nouveau modèle). Cette grande différence prouve une fois de plus que le nouveau modèle est plus apte à reproduire des postures de préhension complexes.

En ce qui concerne l'analyse des angles articulaires, nous avons essayé de trouver des corrélations entre les angles de flexion des doigts. La plage de variation de la taille des objets n'étant pas suffisante, les corrélations entre les angles de flexion de l'articulation interphalangienne distale et proximale n'ont pas pu être établies. Il serait intéressant, en perspectives, de compléter les données expérimentales en considérant des dimensions d'objets beaucoup plus variées, par exemple de 10 mm à 100 mm. Des corrélations ont pu être établies entre les angles de flexion des articulations métacarpo-phalangiennes de l'index et du majeur, mais également de l'annulaire et de l'auriculaire. De fortes corrélations ont aussi été constatées entre la taille de l'objet et les angles de flexion de l'articulation métacarpo-phalangienne des doigts longs, mais pas pour les autres articulations. Ceci nous permet d'avancer l'idée que l'ajustement de la main sur l'objet se réalise principalement par la mobilisation de l'articulation métacarpo-phalangienne.

En résumé, la contribution majeure de ce travail porte sur le développement d'un modèle cinématique de la main capable de reproduire, de façon réaliste, des postures de préhension. Par rapport à d'autres modèles cinématiques de main existants [Rijpkema and Girard, 1991], [Bucholtz et al., 1992], [Rohling et al., 1994], [Griffin et al., 2000], [Zhang, 2004], le modèle développé dans le cadre de ce travail présente l'originalité de pouvoir matérialiser l'arche transversale métacarpienne au niveau de la paume qui, jusqu'à présent, a été considérée comme un solide indéformable. La déformation de la paume en arche permet au mannequin numérique de reproduire des postures de préhension plus complexes, difficilement réalisables avec des modèles considérant la paume comme un solide rigide.

Une base de données des postures de la main, couplée au modèle cinématique développé, a également été mise en place. Celle-ci pourra être utilisée par exemple dans le cadre du développement des outils à main, dont les manches sont principalement de forme cylindrique, en particulier pour diminuer le plus possible les traumatismes musculaires au niveau de la main [INRS/ECRIN, 2005].

Dans le domaine de l'ergonomie, un autre centre d'intérêt concerne aussi la manipulation d'objets [Van der Vaart, 1995], [Chaffin et al., 2004]. En utilisant le modèle développé dans le cadre de cette thèse, il serait intéressant d'étudier le mouvement entier

de préhension et, également, la manipulation d'objets comme la rotation ou la translation par exemple. Des paramètres comme la position et l'orientation de l'objet, dans l'espace et par rapport au sujet, le sens de rotation ou de translation, l'amplitude de déplacement sont des paramètres qui pourront être analysés. Concernant les objets, il serait intéressant de faire varier davantage la taille ou d'étudier des mouvements de manipulation d'objets spécifiques comme, par exemple, les outils à main pour mettre en avant le rôle de la représentation mentale de la tâche sur le mouvement. L'influence du poids des objets sur la posture ou la manipulation serait aussi un paramètre très intéressant à explorer. Dans notre étude, nous avons sélectionné des sujets dont la main dominante est la droite et les postures de préhension analysées ont été réalisées avec la main droite. Mais existe-t-il une différence au niveau de la posture entre les sujets droitiers et gauchers ?

De plus, d'autres applications d'un tel modèle cinématique de main peuvent être envisagées dans des domaines variés, par exemple en clinique (pour le développement des prothèses ou des mains artificielles), ou encore dans les domaines de la neuro-robotique, la cybernétique ou de l'animation.

Toutefois, le modèle lui-même pourrait au préalable être amélioré, notamment le modèle cinématique du pouce. Une meilleure description de l'articulation carpo-métacarpienne serait un plus dans le développement d'un modèle cinématique de la main plus proche de l'anatomie fonctionnelle.

L'évaluation des forces musculaires de la main a fait l'objet de plusieurs études, soit dans le domaine clinique [An et al., 1985], [Chao et al., 1989] soit dans le domaine sportif [Vigouroux, 2005], [Vigouroux et al., 2005]. Il semblerait intéressant d'adapter ce type de modèle musculaire au modèle cinématique développé dans ce travail de thèse, ce qui pourrait ouvrir de nouvelles perspectives en permettant l'analyse des efforts mis en jeu.

Bibliographie

- [Abdel-Aziz et al., 1971] Abdel-Aziz, Y.I., Karara, H.M., 1971. Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry, Proceedings of the ASP/UI symposium on close-range photogrammetry, Urbana, Illinois, USA
- [Bendahan et al., 2005] Bendahan, P., Gorce, P., 2005, A neural network architecture to learn arm motion planning in grasping task with obstacle avoidance, *Robotica*, 24, 2, 197-203
- [Bost et al., 2004] Borst, C.W., Indugula, A.P., 2004. realistic virtual grasping, Proceedings of the IEEE Virtual Reality 2005 (VR'05), 1087-8270/05, ©2005 IEEE
- [Braido et al., 2003] Braido, P., Zhang, X, 2003. Quantitative analysis of finger motion coordination in hand manipulative and gestic acts, *Human Movement Science*, preprint November 2003
- [Bucholtz et al., 1992] Bucholtz, B., Armstrong, T.J., 1992. A Kinematic model of the human hand to evaluate its prehensile capabilities, *Journal of Biomechanics* 25, 149 – 162

- [Bucholtz, 1989] Bucholtz, B.O., 1989. A Kinematic model of the human hand to evaluate its prehensile capabilities, PhD thesis, The University of Michigan, Michigan
- [Chaffin et al., 2004] Chaffin, D.B., Wooley, C., Dickerson, C., Parkinson, M., 2004. Modeling of object movement capability in the spinal cord injured population, International Journal of Industrial Ergonomics 33, 229-236
- [Chalfoun et al., 2005] Chalfoun, R., Younnes, R., Ouezdou, F.B., 2005. Forces, activation and displacement prediction during free movement in the hand and forearm, Journal of Robotic Systems, 22, issue 11(November 2005), 653-660
- [Chao et al., 1989] Chao, E.Y.S., An, K-N., Cooney III, W.P., Linscheid, R.L., 1989. Biomechanics of the hand, World Scientific
- [Chèze, 2003] Chèze, L., 2003. Introduction à la biomécanique de l'appareil locomoteur, Notes de cours DEA de Mécanique, option Biomécanique
- [Chèze et al., 2001] Chèze, L., Doriot, N., Eckert, M., Rumelhart, C., Comtet, J.J., 2001. Etude cinématique in vivo de l'articulation trapézométacarpienne, Chirurgie de la main, 20 :23-30
- [Chèze et al., 1995] 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 et al., 1998] 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 1-15
- [Chiu et al., 1998] Chiu H-Y., Su F.C., Wang S-T., Hsu, H-Y., 1998. The motion analysis system and goniometry of the finger joints, Journal of Hand Surgery (British and European Volume, 1998), 23B: 6: 788-791

- [Cooney et al., 1981] Cooney, W.P., Lucca, M.J., Chao, E.Y.S., Linscheid, R.L., 1981. The kinesiology of the thumb trapeziometacarpal joint, *Journal of Bone Joint Surgery* 63A: 1371-1381
- [Craig, 1989] Craig, J.J., 1989(1955). *Robotics, Mechanics and control*- second edition, Addison-Wesley Publishing Company
- [Crisco et al., 1994] Crisco III, J.J., Chen, X., Panjabi, M.M., Wolfe, S.W., 1994. Optimal marker placement for calculating the instantaneous center of rotation, *Journal of Biomechanics*, 27, 9, 1183-1187
- [Cutkosky et al., 1986] Cutkosky, M.R. and Wright, P.K., 1986b. Modelling manufacturing grips and correlations with the design of robot hands, *Proceedings of the 1986 IEEE International Conference Robotics and Automation*, 1533-1539
- [CyberGlove, 2002] CyberGlove, User's Guide, 2002. *Calibrating Device* p.26-32, © Immersion Corp
- [Denavit et al., 1955] Denavit, J., Hartenberg, R.S., 1955. *Journal of applied mechanics*, june, 215-221
- [ElKoura et al., 2003] ElKoura, G., Singh, K., 2003. Handrix: Animating the human hand, *Eurographics/SIGGRAPH Symposium on Computer Animation*
- [Gamage et al., 2002] Gamage, S.S.H.U, Lasenby, J., 2002. New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and axis of rotation, *Journal of Biomechanics*, 35, 87-93
- [Giurintano et al., 1995] Giurintano, D.J., Hollister, A.M., Buford, W.L., Thompson, D.E., 1995. A virtual five-link model of the thumb, *Med. Eng. Phys.* 17, 4, 297-303
- [Gorce et al., 2000] Gorce, P., Rezzoug, N., 2000. Numerical method applied to object tumbling with multi-body systems, *Computational Mechanics*, 24, 6, 426-434
- [Griffin et al., 2000] Griffin W. B., Findley R. P., Turner M. L., Cutkosky M. R., 2000. Calibration and Mapping of a Human Hand for Dexterous

- Telematuration, ASME IMECE 2000 Conference Haptic Interfaces for Virtual Environments and Teleoperator System Symposium
- [Halvorsen et al., 1999] Halvorsen, K., Lesser, M., Lundberg, A., 1999. A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation, Journal of Biomechanics, 32, 1221-1227
- [Hayati et al., 1985] Hayati, S., Mirmirani, M. 1985. Improving the absolute positioning accuracy of robot manipulators. Journal of robotic systems, 2(5), 397-413
- [Hollister et al., 1992] Hollister, A., 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, 10:454-460, Raven Press
- [Horace et al., 2001] Horace, I H S., Lam, M. S. W., Law, K. C. K., Chan, S.C.S., 2001. Animation of hand motion from target posture image using an anatomy-based hierarchical model, Computer & Graphics, 25, 121-133
- [Huagen et al., 2004] Huagen, W., Shuming, G., Qunsheng, P., 2004. Virtual Grasping for Virtual Assembly Tasks, Third International Conference on Image and Graphics (ICIG'04), 0-7695-2244-0/04, ©2004 IEEE
- [Huag et al., 1995] Huang, Z., Boulic, R., Magnenat-Thalmann, N., Thalmann, D., A multi-sensor approach for grasping and 3D interaction, Proc. CGI '95, Academic press
- [Human Solution, 2004] Ramsis. Human Solution. Disponible sur http://www.human-solutions.com/automotive_industry/_ramsis_automotive_en.php, (Consulté 21/01/2004)
- [INRS/ECRIN, 2005] Journée thématique: « La conception d'outils à main: un progress pour la santé, un atout pour la qualité », ECRIN Paris, 30 mars 2005, [CD-ROM]
- [Ip et al., 2001] Ip, H.H.S., Lam, M.S.W., Law, K.C.K., Chan, S.C.S., 2001. Animation of hand motion from target posture image using an

- anatomy-based hierarchical model, *Computer & Graphics*, 25, 121-133
- [UGS, 2004] UGS. Jack Disponible sur http://www.ugs.com/products/technomatix/human_performance/jack/, (consulté 20/01/2004)
- [Jack et al., 2001] Jack D., Meriams A.S., Tremaine M., Burdea G.C., Adamovich S.V., Recce M., Poizner H., 2001. Virtual Reality-Enhanced Stroke Rehabilitation, *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 9, 3
- [Kahlesz et al., 2004] Kahlesz F., Zachmann G., Klein R., 2004. Visual-fidelity dataglove calibration, *Computer Graphics International*, June 16-19, 2004, Crete Greece, Computer Society Press
- [Kamper et al., 2003] Kamper D.G., Cruz E.G., Siegel M.P., 2003. Stereotypical Fingertip Trajectories During Grasp, *Journal Neurophysiology* 90:3702-3710
- [Kapandji, 1980] Kapandji, A., 1980. *Physiologie articulaire, Tome 1 : Membre supérieur*, 5 edition, Maloine S.A. Editor
- [Kerr et al., 1986] Kerr, J., Roth, B., 1986. Analysis of multifingered hands, *The International Journal of Robotics Research*, 4, 4
- [Kessler et al., 1995] 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
- [Kinoshita, 1995] Kinoshita, H., 1995. Contributions and co-ordination of individual fingers in multiple finger prehension, *Ergonomics*, 38, 6, 1212 – 1230
- [Kobayashi et al., 1997] Kobayashi M., Berger, R. A., Nagy, L., Linscheid, R. L., Uchiyama, S., Ritt, M., An K-N., 1997. Normal kinematics of carpal bones: a tree-dimensional analysis of carpal bone motion relative to the radius, *Journal Biomechanics*, Vol.30, No. 8, pp. 787-793

- [Kuo et al., 2003] Kuo, L.-C., Cooney III W.P., Kaufman, K.R., Chen, Q.-S., Su, F.-C., 2003. A quantitative method to measure maximal workspace of the trapeziometacarpal joint—normal model development, *Journal of Orthopaedic Research*, august, Article in press
- [Kuo et al., 2002] 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, 1499-1506
- [Lassaayas, 1996] Lassaays, F. I., 1996. Etude biomécanique 3D d'un implant trapezo-metacarpien à l'aide de techniques d'imagerie médicale, d'éléments finis et de la caractérisation mécanique, PhD dissertation, INSA Lyon, France
- [Leijnse et al., 1995] Leijnse, J. N. A. L, Kalker, J. J., 1995. A two – dimensional kinematic model of the lumbrical in the human finger, *Journal of Biomechanics*, 28, 3, 237 – 249
- [Lu et al., 1999] Lu, T.-W., O'Connor, J.J., 1999, bone position estimation from skin marker co-ordinate using global optimisation with joint constraints, *Journal of Biomechanics*, 32,129-134
- [Maciel et al., 2004] Maciel A., Sarmi S., Buchwalder O., Boulic R., Thalmann D., 2004. Multi-Finger Haptic Rendering of Deformable Objects, *Eurographics Symposium on Virtual Environments*, S. Coquillart, M. Göbel – editors
- [MacKenzie et al., 1994] MacKenzie, C., Iberall, T., 1994. *The Grasping Hand*, *Advances in Psychology*, Elsevier science
- [Marzan et al., 1975] Marzan, G.T., Karama, H.M., 1975. A computer program for direct linear transformation solution of the colinearity condition and some applications of it. *Symposium on Close-Range Photogrametric Systems*, pp420-476, American Society of Photogrametry, Falls, Church
- [Mas et al., 1994] Mas Sanso, R., Thalmann, D., 1994. A hand control and automatic grasping system for synthetic actors, disponible sur http://vrlab.epfl.ch/Publications/publications_index.html, (consulté janvier 2004)

- [Miller, 2001] Miller, A. 2001. Graspl! A versatile simulator for robotic grasping. Thèse de doctorat, Columbia University 2001, <http://www1.cs.columbia.edu/~amiller/graspit/>
- [Miyata et al., 2005] Miyata, N., Kouki, M., Mochimaru, M., Kawachi, K., Kurihara, T., 2005. Hand link modelling and motion generation from motion capture data based on 3D joint kinematics, Proceedings SAE International Iowa, 2005-01-2687
- [Napier, 1956] Napier, J. R., 1956. The prehensile movements of the human hand, The Journal of Bone and Joint Surgery, 38, 4
- [Osswald et al., 2004] Osswald D., Martin J., Burghart C., Mikut R., Wörn H., Bretthauer G., 2004, Interating a flexible anthropomorphic, robot hand into the control, system of humanoid robot, Robotics and Autonomous Systems xxx (2004) xxx-xxx, article in press
- [Panjabi, 1979] Panjabi, M. M., 1979. Centers and angles of rotation of body joints : a study of errors and optimization, Journal of biomechanics, 12, 911-920
- [Pitarch et al., 2005] Pitarch, E. P., Yang, J., Abdel-Malek, K., 2005. SANTOS™ Hand: A 25 degree-of-freedom model, SAE International Iowa, 2005-01-2727
- [Rash et al., 1999] 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, 1337-1342
- [Renault et al., 2001] Renault, M., Ouezdou, F.B., 2001. Dynamic simulation of hand-force arm, IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication, page 20-25, 10.1109/ROMAN2001.988171
- [Rezzoug et al., 1999] Rezzoug, N., Gorce, P., 1999. Dynamic control of pushing operation, Robotica, Cambridge University Press, 17, 6, 613-620
- [Rijpkema et al., 1991] Rijpkema, H., Girard, M., 1991. Computer animation of knowledge based human grasping, Computer Graphics, 25, 4

- [Rongieres, 2004] Rongieres M., 2004. Anatomie et physiologie de l'articulation trapézométacarpienne humaine, *Chirurgie de la main*, 23, 263-269
- [Ryu et al., 2006] 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, 844-852
- [Sanso et al., 1994] Sanso, R.M., Thalmann, D., 1994. A hand control and automatic grasping system for synthetic actors, *Proceedings Eurographics '94*, Oslo
- [Savescu et al., 2005] Savescu, A.V., Cheze, L., 2005. Numerical model of the thumb, DHMC, SAE International USA, 2005, 2005-01-2708
- [Savescu et al., 2004] 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, *SAE 2004 Transactions Journal of Aerospace*, 2004-01-2196
- [Sonenblum et al., 2004] Sonenblum, S.E., Crisco, J.J., Kang, L., Akelman E., 2004. In vivo motion of the scaphotrapezio–trapezoidal (STT) joint, *Journal of Biomechanics*, 37, 645-652
- [Su et al., 2003] 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
- [Tubiana et al., 1996] Tubiana, R., Thomine, J.-M., Mackin, E., 1996. Examination of the hand and wrist, Second edition Martin Dunitz
- [Valero-Cuevas et al., 2003] Valero-Cuevas, F.J., Johanson, M.E., Towles, J.D., 2003. Towards a realistic biomechanical model of the thumb : the choice of kinematic description may more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters, *Journal of Biomachanics*, 26, 1019-1030

- [*Van der Vaat, 1995*] Van der Vaat, A.J.M., 1995. Arm movements in operating rotary controls, thesis Delft University of Technology, distributed by Delft University Press, The Netherlands
- [*Veldpaus et al., 1988*] Veldpaus, F. E., Woltring, H. J., Dortmans, J.L., 1988, A least-square algorithm for the equiform transformation from spatial marker co-ordinates, *Journal of Biomechanics*, 21, 1, 45-54
- [*Verriest, 2002*] Verriest, J.-P., 2002. MAN3D – Mannequin Graphique en 3 Dimensions, Manuel de Référence, INRETS/LBMC, 69675 Bron, France
- [*Verriest et al., 1994*] Verriest, J.P., Wang, X., Trasbot, J., Tessier, Y., 1994. Application of a 3D human model to computer aided ergonomic design of vehicles, in proc. of FISITA'94: "Engineering for Customers", pp53-61, Int. Academic Publishers, Beijing
- [*Vigouroux, 2005*] Vigouroux, L. 2005. Modélisation biomécanique des systèmes musculo-squelettiques sous-déterminés, Thèse de Doctorat, Université Joseph Fourier, 2005
- [*Vigouroux et al., 2005*] Vigouroux, L., Quaine, F., Labarre-Vila, A., Moutet, F., 2005. Estimation of finger muscle tendon tension and pulley forces during specific sport climbing grip techniques, *Journal of biomechanics*, October 11,
- [*Woltring, 1990*] Woltring, H., 1990. Data processing and error analysis, In: Berme, N., Capozzo, A. (Eds), *Biomechanics of Human Movement*, Bertec Corporation, Worthington, pp. 203-237
- [*Yasumuro et al., 2003*] Yasumuro, Y., Imura, M., Chihara, K., 2003. Realtime hand animation with potential-based constraints, CE: The vision for the Future Generation in Research and Applications, J. Cha et al. (eds) © Swets & Zeitlinger, Lisse, ISBN 90 5809 622 X
- [*Yoshida et al., 2003*] Yoshida, R., House, H.O., Pattreson, R.M., Shah, M.A., Viegas, S.F., 2003. Motion and morphology of the thumb metacarpophalangeal joint, *The Journal of Hand Surgery / 28A*, 5

- [Zhang, 2003] Zhang, X., 2003. Determining finger segmental centres of rotation in flexion-extension based on surface marker measurement, *Journal of Biomechanics*, 36, 1097-1102
- [Zhang et al., 2000] Zhang, X., Chaffin, D.B., 2000. A three-dimensional dynamic posture prediction model for simulating in-vehicle seated reaching movements: development and validation, *Ergonomics*, 43, 1314-1330
- [Zhang et al., 2004] Zhang, X., Lee, S-W., Braido, P., 2004. Towards an integrated high-fidelity linkage representation of the human skeletal system based on surface measurement, *International Journal of Industrial Ergonomics* 33, 215-227
- [Zhang et al., 2004] Zhang, X., Lee, S-W., Braido, P., Hefner, R., Redden, M., 2004. A normative database of thumb circumduction in vivo: center of rotation and range of motion, *Human Factors*, preprint December 2004
- [Zhang et al., 2005] Zhang, X., Chaffin, D.B., 2005. Digital human modeling for computer-aided ergonomics, in *Handbook of Occupational Ergonomics*, CRC Press

Annexes

Annexe I : Mesures anthropométriques

Ce document relate les différentes mesures devant être réalisées pour la prise directe de l'anthropométrie du sujet.

Les outillages nécessaires pour la mesure des éléments anthropométriques sont présentés dans la figure suivante :

1. Elévateur,
2. Mètre ruban,
3. Equerre,
4. Grand pied à coulisse (Toise de Martin).
5. Mur tapissé de papier millimétré,
6. Pèse individu.

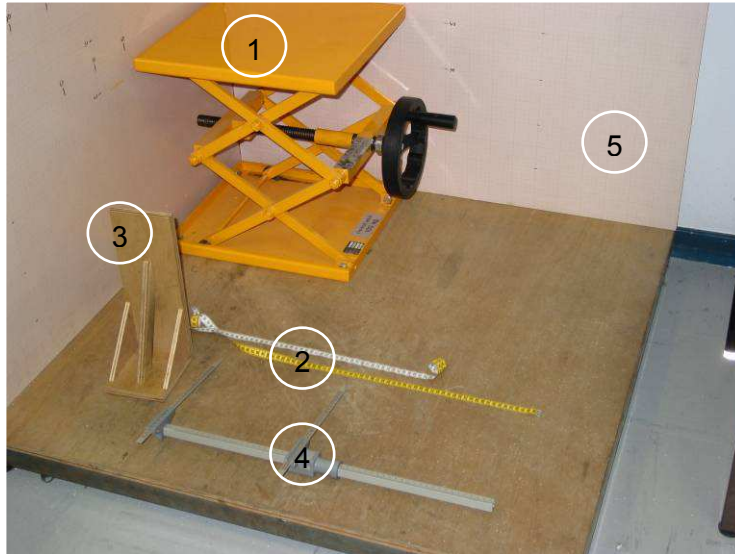


Figure A I 1 Outillages nécessaires

I. Mesures à relever

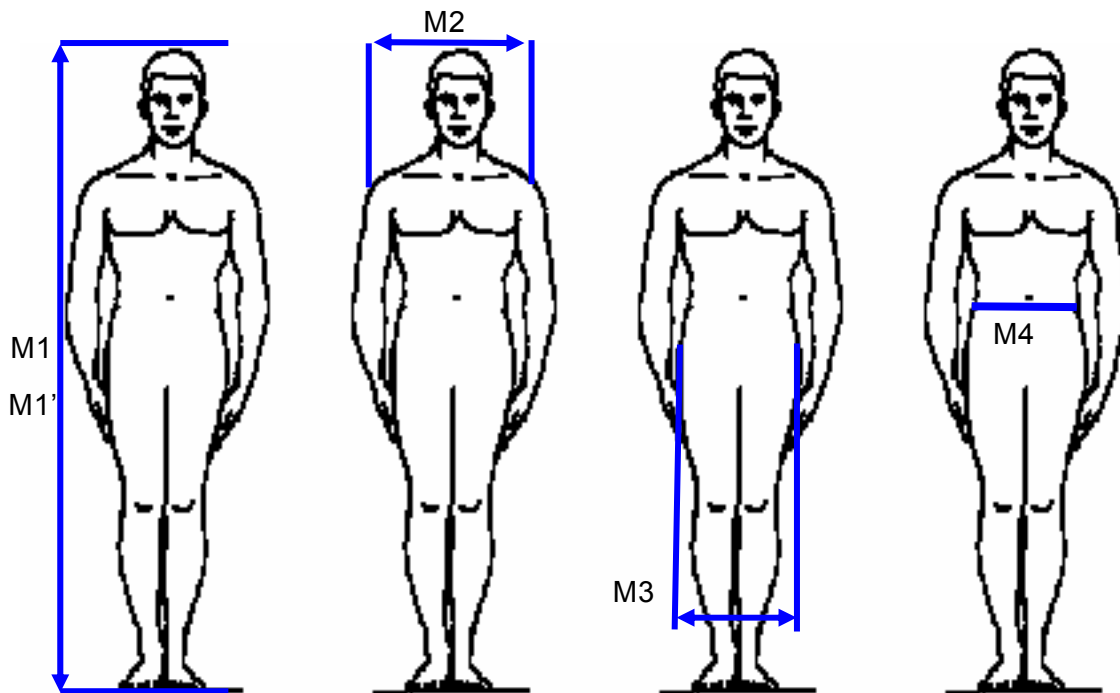


Figure A.I.2 : mesure de la stature avec (M1) et sans chaussure (M1'), de la largeur aux épaules, de la largeur aux hanches et de la circonférence de la taille.

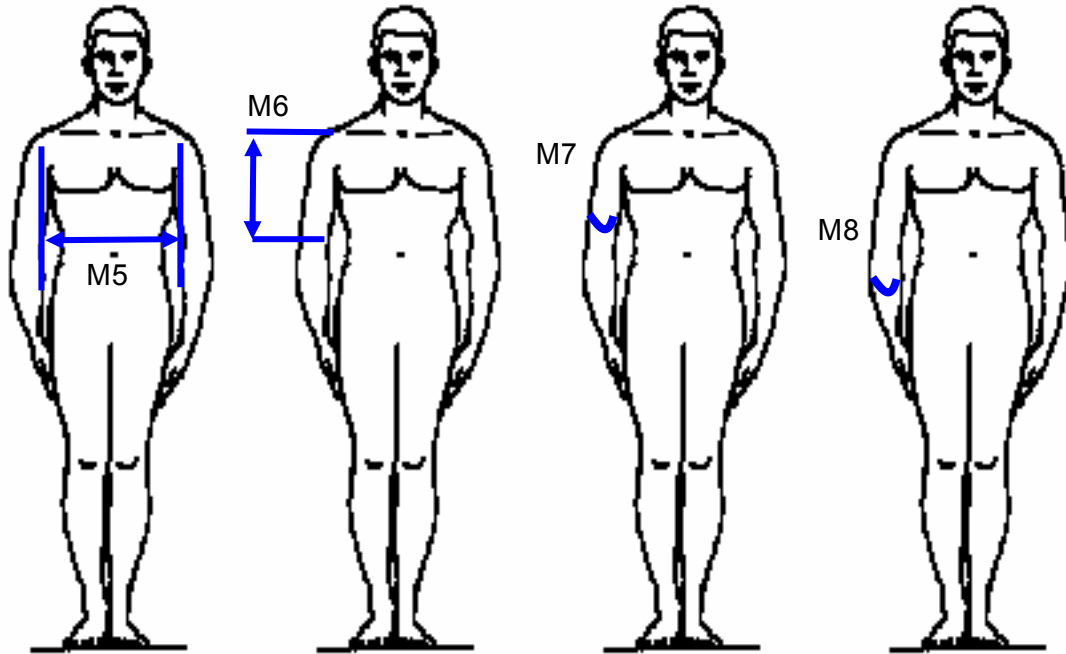


Figure A.I.3 : mesure de la largeur du torse, de la longueur du bras, la circonférence du bras et de l'avant bras.

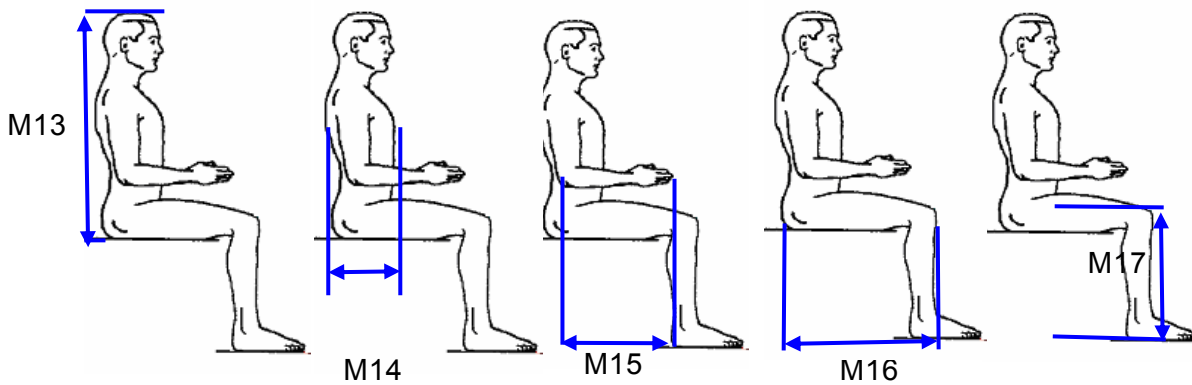


Figure A.I.4 : mesure de la hauteur du buste, de la profondeur du thorax, de la longueur de l'avant-bras, de la longueur de la cuisse et de la hauteur de la jambe.

Annexe II : Concept de vissage fini

Tout déplacement fini d'un solide S dans l'espace peut être représenté par un vissage, c'est à dire une rotation et une translation s'effectuant autour et le long d'un même axe spatial, appelé axe de vissage (Δ) (Figure). Le vissage est caractérisé par :

les amplitudes de rotation θ et de translation t ,

la position et l'orientation de l'axe, définies respectivement par un point I et un vecteur unitaire \vec{k} .

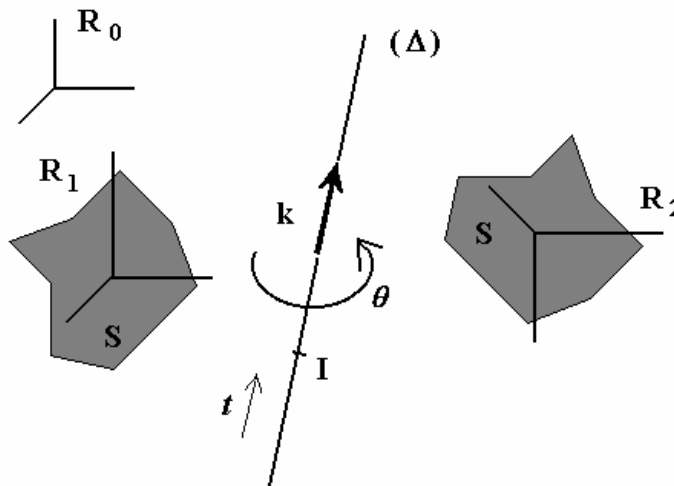


Figure A.II.1. Vissage représentant le déplacement du solide S entre deux positions finies

Exprimons la rotation d'amplitude θ autour d'un axe unitaire quelconque $\vec{k} = \begin{pmatrix} k_x \\ k_y \\ k_z \end{pmatrix}_{|R_0}$. Nous

pouvons imaginer, sans perdre de généralité, que le vecteur \vec{k} coïncide avec l'axe unitaire \vec{Z}_j d'un repère R_j obtenu par deux rotations successives : une rotation d'amplitude α autour de \vec{Z}_0 , puis une rotation d'amplitude β autour de \vec{X}_j (Figure A.II.2).

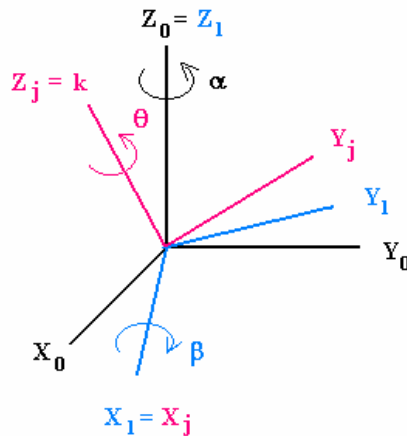


Figure A.II.2. Rotation pure autour d'un axe quelconque

S'agissant de rotations successives autour d'axes mobiles, on a :

$${}^0_j\mathbf{R} = \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta & -\sin \beta \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha \cdot \cos \beta & \sin \alpha \cdot \sin \beta \\ \sin \alpha & \cos \alpha \cdot \cos \beta & -\cos \alpha \cdot \sin \beta \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta \end{bmatrix}$$

La 3^{ème} colonne de cette matrice donne les composantes de $\vec{Z}_j = \vec{k}$ dans R_0 . D'après la propriété de changement de repère de projection pour un opérateur de rotation (1.3), on peut écrire :

$$[\mathbf{Q}]_{|R_0} = {}^0_j\mathbf{R} \cdot [\mathbf{Q}]_{|R_j} \cdot {}^j_0\mathbf{R} \quad (\text{A II 1.})$$

où $[\mathbf{Q}]_{Rj}$ représente une rotation θ autour de $\vec{\mathbf{Z}}_j$: $[\mathbf{Q}]_{Rj} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$

Le développement de la formule (1.11) conduit à l'expression :

$$[\mathbf{Q}]_{R0} = \begin{bmatrix} k_x^2 v\theta + c\theta & k_y k_x v\theta - k_z s\theta & k_z k_x v\theta + k_y s\theta \\ k_x k_y v\theta + k_z s\theta & k_y^2 v\theta + c\theta & k_z k_y v\theta - k_x s\theta \\ k_x k_z v\theta - k_y s\theta & k_y k_z v\theta + k_x s\theta & k_z^2 v\theta + c\theta \end{bmatrix} = [\alpha_{ij}] \quad (\text{A II 2.})$$

avec : $s\theta = \sin\theta$, $c\theta = \cos\theta$, $v\theta = 1 - \cos\theta$

A partir des termes de cette matrice, l'amplitude de la rotation s'obtient par :

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

et les composantes du vecteur unitaire sont données par les relations :

$$\begin{cases} \mathbf{k}_x = \frac{\alpha_{32} - \alpha_{23}}{2 \cdot \sin \theta} \\ \mathbf{k}_y = \frac{\alpha_{13} - \alpha_{31}}{2 \cdot \sin \theta} \\ \mathbf{k}_z = \frac{\alpha_{21} - \alpha_{12}}{2 \cdot \sin \theta} \end{cases}$$

Rq. : Une expression plus synthétique de l'opérateur de rotation s'écrit :

$$\mathbf{Q} = \cos \theta [\mathbf{I}] + \sin \theta [\tilde{\mathbf{k}}] + (1 - \cos \theta) \vec{\mathbf{k}} \cdot (\vec{\mathbf{k}})^t \quad (\text{A II 3.})$$

où : \vec{Q} est exprimé dans le même repère de projection que le vecteur \vec{k} ,

$[I]$ est la matrice identité,

$$[\tilde{\mathbf{k}}] \text{ est une matrice antisymétrique telle que : } [\tilde{\mathbf{k}}] = \begin{bmatrix} 0 & -k_z & k_y \\ k_z & 0 & -k_x \\ -k_y & k_x & 0 \end{bmatrix}$$

$(\vec{k})^t$ est le vecteur transposé de \vec{k} .

La position spatiale de l'axe, c'est à dire les coordonnées d'un point I appartenant à cet axe, s'obtient à partir de la formule de Rodrigues [Rodrigues, 1840] :

$$\overrightarrow{O_1 O_2} = 2 \operatorname{tg} \left(\frac{\theta}{2} \right) \vec{k} \times \left(\frac{\overrightarrow{IO_1} + \overrightarrow{IO_2}}{2} \right) + t \vec{k}$$

avec O_1 et O_2 les positions initiale et finale de l'origine du repère fixé sur le solide en mouvement. De cette expression, on peut déduire :

$$\overrightarrow{O_1 I} = \vec{k} \times \left(\frac{\overrightarrow{O_1 O_2} - \operatorname{tg} \left(\frac{\theta}{2} \right) \vec{k} \times \overrightarrow{O_1 O_2}}{2 \operatorname{tg} \left(\frac{\theta}{2} \right)} \right) \quad (\text{A II 4.})$$

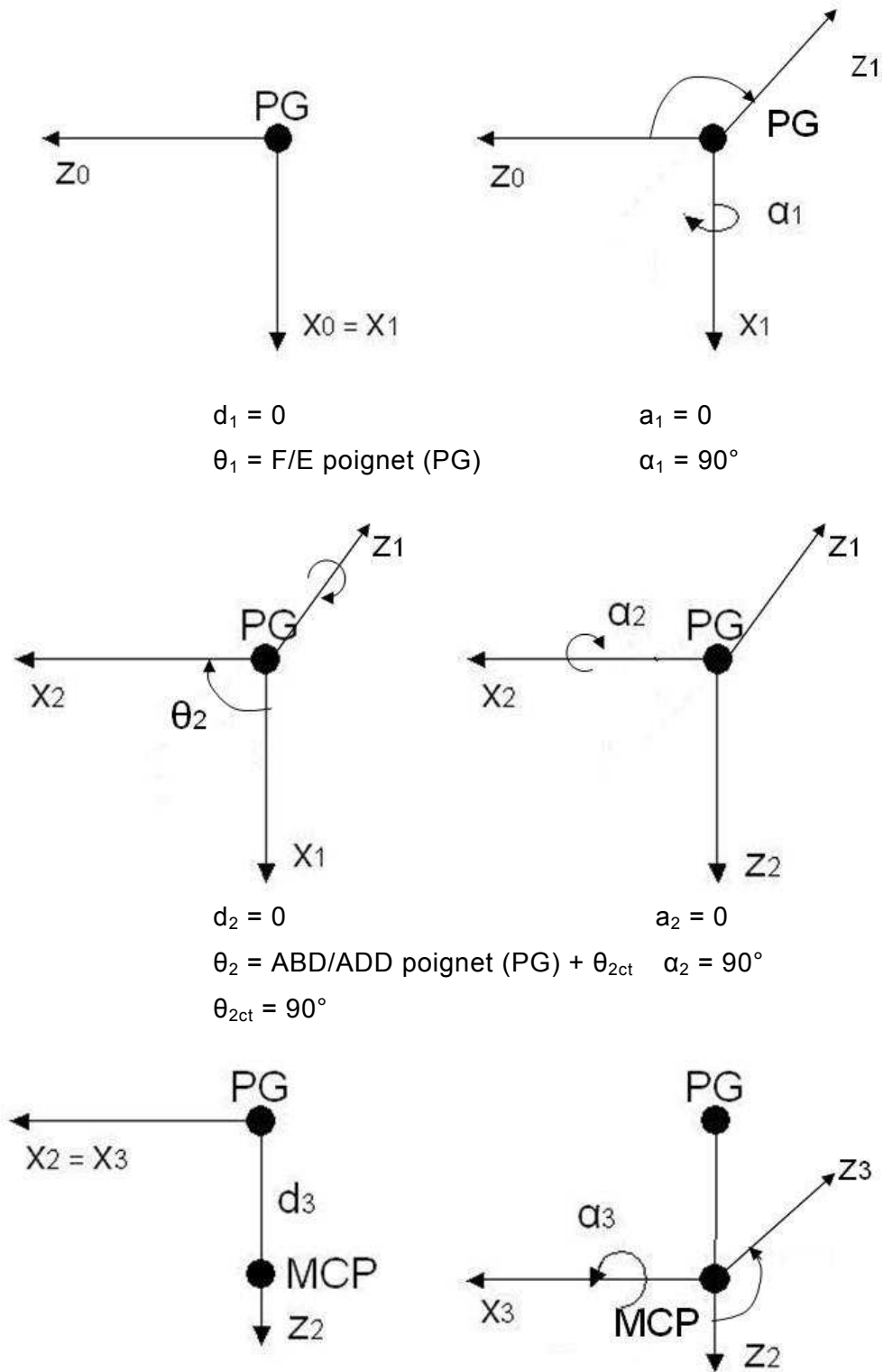
Enfin, l'amplitude de la translation le long de l'axe est donnée par : $t = \overrightarrow{O_1 O_2} \cdot \vec{k}$

Annexe III : Intégration dans MAN3D de l'architecture du modèle de la main

Par rapport à la convention classique de Denavit-Hartenberg décrite dans le paragraphe précédent, qui correspond au modèle développé sous MATLAB, quelques modifications ont été apportées pour l'intégration du modèle de la main dans le mannequin numérique du corps humain complet MAN3D. En effet, ce contexte particulier impose un certain nombre de contraintes. Par exemple, pour certains segments, il est nécessaire d'introduire des référentiels supplémentaires. Dans ces cas, les angles θ , qui habituellement sont les variables cinématiques (les angles articulaires), sont considérés constants et sont pris en compte comme des paramètres géométriques qui nous permettent seulement d'orienter les axes des mouvements. Dans d'autres cas, pour éviter l'introduction de référentiels supplémentaires, il est possible d'ajouter à l'angle articulaire variable une partie constante.

Les figures suivantes (Figure A III.1.) présentent schématiquement, les référentiels de Denavit–Hartenberg définissant le modèle géométrique du majeur, dans l'environnement MAN3D. On peut noter en particulier le référentiel R_3 ajouté sur le modèle du majeur bien que ce doigt n'intervienne pas dans la déformation en arche de la paume. Pour ce doigt, ainsi que pour l'index et le pouce, ce référentiel arche est considéré comme un référentiel intermédiaire, introduit pour avoir une architecture semblable aux autres doigts (l'annulaire et l'auriculaire) à partir du poignet. Ceci est une contrainte imposée par l'architecture de Man3D.

Les référentiels successifs sont représentés pour une main droite, la face palmaire tournée vers l'observateur.

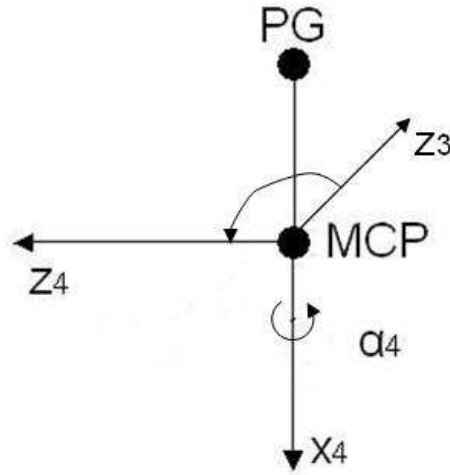
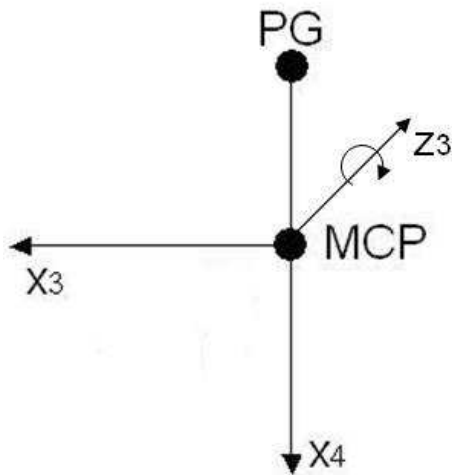


$d_3 =$ longueur segment métacarpien

$a_3 = 0$

$\theta_3 =$ arche = ct

$\alpha_3 = -90^\circ$



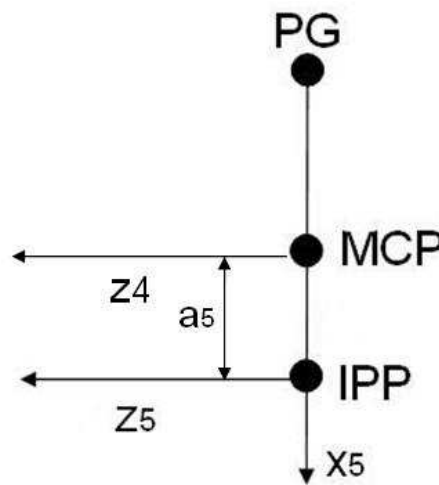
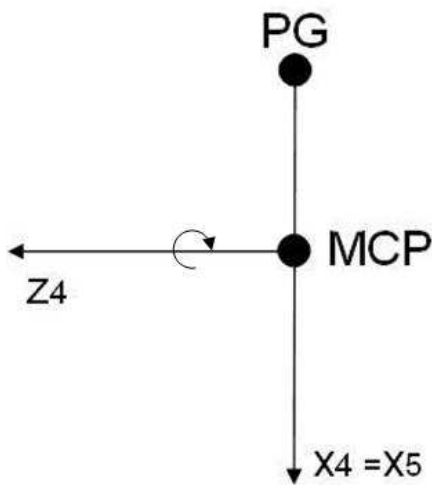
$d_4 = 0$

$a_4 = 0$

$\theta_4 =$ ABD/ADD MCP + θ_{4ct}

$\alpha_4 = -90^\circ$

$\theta_{4ct} = -90^\circ$

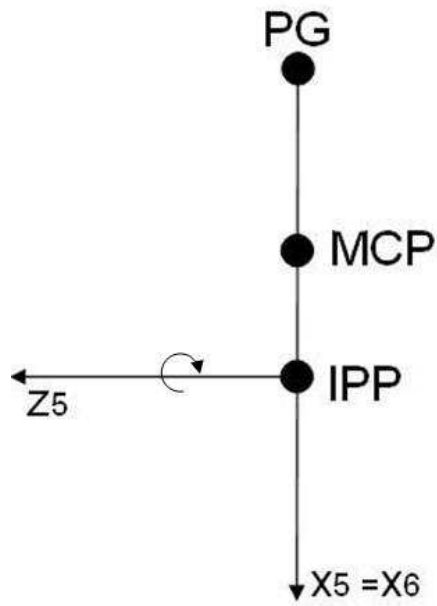


$d_5 = 0$

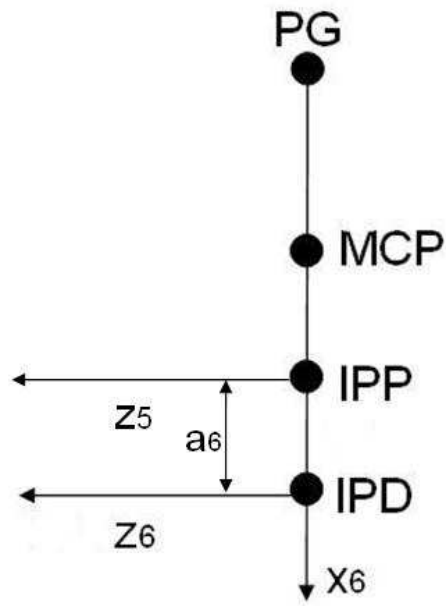
$a_5 =$ longueur phalange proximale

$\theta_5 =$ F/E MCP

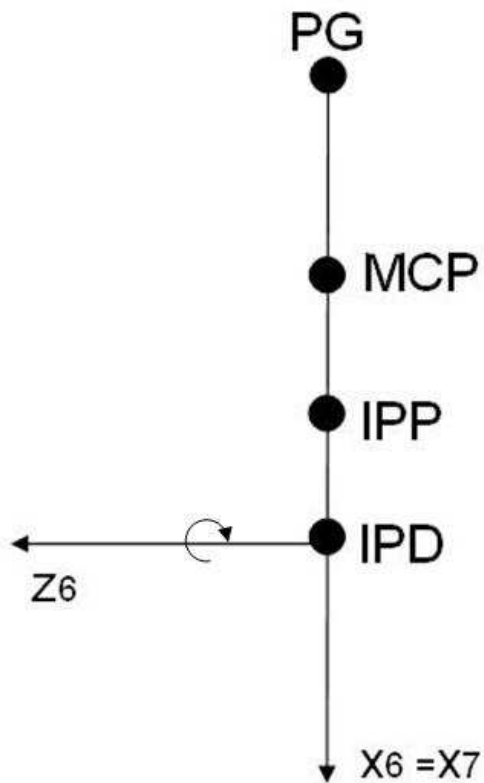
$\alpha_5 = 0^\circ$



$d_6 = 0$
 $\theta_6 = F/E \text{ IPP}$



$a_6 = \text{longueur phalange médiale}$
 $\alpha_6 = 0^\circ$



$$d_7 = 0 \qquad a_7 = \text{longueur phalange distale}$$

$$\theta_7 = \text{F/E IPD} \qquad \alpha_7 = 0^\circ$$

Figure A III.1. Référentiels Denavit – Hartenberg pour le majeur

Le tableau suivant présente les paramètres pour le majeur.

Tableau A III.1. Paramètres Denavit – Hartenberg pour le majeur

Référentiel	a	α (°)	d	θ_{ct} (°)	θ (°)	Mouvement
1	0	90	0	0	θ_1	F/E PG
2	0	90	0	90	θ_2	ABD/ADD PG
3	0	-90	d3	0	θ_3	ARCHE (CT)
4	0	-90	0	-90	θ_4	ABD/ADD MCP
5	a_5	0	0	0	θ_5	F/E MCP
6	a_6	0	0	0	θ_6	F/E IPP
7	a_7	0	0	0	θ_7	F/E IPD

Le modèle cinématique de l'index est semblable à celui du majeur. Il comporte le même nombre de degrés de liberté. La seule différence est que la flexion dans l'articulation métacarpo-phalangienne se réalise suivant un axe qui n'est pas perpendiculaire avec l'axe d'abduction/adduction mais légèrement incliné.

Tableau 3.3. Paramètres Denavit – Hartenberg pour l'index

Référentiel	a	α (°)	d	θ_{ct} (°)	θ (°)	Mouvement
1	0	90	0	0	θ_1	F/E PG
2	0	90	0	90	θ_2	ABD/ADD PG
3	a_3	-90	d3	0	θ_3	ARCHE (CT)
4	0	-90	0	-85	θ_4	ABD/ADD MCP
5	a_5	0	0	0	θ_5	F/E MCP
6	a_6	0	0	0	θ_6	F/E IPP

7	a_7	0	0	0	θ_7	F/E IPD
---	-------	---	---	---	------------	---------

Suivant la même procédure que pour le majeur dans la définition des référentiels de Denavit–Hartenberg, les tableaux suivants présentent les paramètres pour l’annulaire et l’auriculaire. Cette fois-ci, le référentiel correspondant à l’arche n’est plus un référentiel intermédiaire, autrement dit l’angle θ_3 qui matérialise la déformation de l’arche n’est plus un angle constant mais un angle variable suivant la posture de la main.

Tableau 3.4. Paramètres Denavit – Hartenberg pour l’annulaire

Référentiel	a	α (°)	d	θ_{ct} (°)	θ (°)	Mouvement
1	0	90	0	0	θ_1	F/E PG
2	0	90	0	90	θ_2	ABD/ADD PG
3	-a3	-90	d3	0	θ_3	ARCHE
4	0	-90	0	-100	θ_4	ABD/ADD MCP
5	a_5	0	0	0	θ_5	F/E MCP
6	a_6	0	0	0	θ_6	F/E IPP
7	a_7	0	0	0	θ_7	F/E IPD

Tableau 3.5. Paramètres Denavit – Hartenberg pour l’auriculaire

Référentiel	a	α (°)	d	θ_{ct} (°)	θ (°)	Mouvement
1	0	90	0	0	θ_1	F/E PG
2	0	90	0	90	θ_2	ABD/ADD PG
3	-a3	-90	d3	0	θ_3	ARCHE
4	0	-90	0	-110	θ_4	ABD/ADD MCP
5	a_5	0	0	0	θ_5	F/E MCP
6	a_6	0	0	0	θ_6	F/E IPP
7	a_7	0	0	0	θ_7	F/E IPD

Toujours selon la même procédure, le tableau suivant présente les paramètres pour le pouce. Pour ce doigt, en plus du référentiel arche, qui est considéré comme intermédiaire, un

autre référentiel intermédiaire a été considéré pour bien positionner l'articulation carpo-métacarpienne qui ne se trouve pas dans le plan de la paume. Le tableau suivant présente les paramètres pour le pouce.

Tableau 3.6. Paramètres Denavit – Hartenberg pour le pouce

Référentiel	a	α (°)	d	θ_{ct} (°)	θ (°)	Mouvement
1	0	90	0	0	θ_1	F/E PG
2	0	90	0	90	θ_2	ABD/ADD PG
3	a_3	-90	d_3	0	θ_3	ARCHE (CT)
4	0	0	d_4	0	θ_4	INTERMEDIAIRE (CT)
5	0	-131	0	-90		INTERMEDIAIRE (CT)
6	0	72	0	0	θ_6	F/E CMC
7	0	90	0	90	θ_7	ABD/ADD CMC
8	0	90	d_6	90	θ_8	ROTATION AX CMC
9	a_9	0	0	90	θ_9	F/E MCP
10	a_{10}	0	0	0	θ_{10}	F/E IP

Publications

Publications

1. SAVESCU A. V., CHEZE L., Numerical model of the thumb, SAE Transactions Journal of Passenger Cars – Mechanical Systems, V114-6:2005, 2005-01-2708, 2914-2921
2. SAVESCU A. V., CHEZE L., WANG X., BEURIER G. VERRIEST J-P, Integration of real hand posture/movement for the design with a numerical manikin, Academic Journal of manufacturing engineering, Vol.3, No.4/2005, 57-62
3. SAVESCU A. V., CHEZE L., WANG X., BEURIER G. VERRIEST J-P, A 25 Degrees of Freedom Hand Geometrical Model for Better Hand Attitude Simulation, SAE Transactions Journal of Aerospace, V113-1:2004, 2004-01-2196, 270-276

Communications internationales avec comité de lecture

1. SAVESCU A. V., BEURIER G., CHEZE L., WANG X. & Jean-Pierre VERRIEST J.-P., An approach to record human hand movement which combines two complementary measurement systems: a data glove and a motion analysis system, DHMC, SAE, International Conference, Lyon, France, 06-DHM-34_2006

2. SAVESCU A. V., CHEZE L., WANG X., BEURIER G. VERRIEST J-P, Integration of real hand posture/movement for the design with a numerical manikin, C2I International, Romania, 2005
3. SAVESCU A. V., CHEZE L., Numerical model of the thumb, DHMC, SAE, USA International Conference, 2005-01-2708
4. SAVESCU A. V., CHEZE L., WANG X., BEURIER G. VERRIEST J-P, A 25 Degrees of Freedom Hand Geometrical Model for Better Hand Attitude Simulation, DHMC, SAE, USA International Conference, 2004-01-2196

Communications nationales

1. SAVESCU A. V., Modèle de la main pour la simulation de la tâche de préhension avec un mannequin numérique, Séminaire thématique « Préhension 3 », INRS Neuves-Maisons, 2005
2. SAVESCU A. V., Nouveau modèle cinématique de la main, Séminaire thématique « Préhension 2 », INRETS Bron, 2004

Résumé :

Les objectifs de cette thèse sont de développer un modèle cinématique de la main, intégré dans le mannequin numérique MAN3D, capable de reproduire et de simuler, de la manière la plus réaliste possible, des postures de préhension et d'exploiter ce modèle pour réaliser une base de données de postures de préhension. La démarche mise en œuvre a tout d'abord été expérimentale, pour le choix des objets et des postures à reproduire mais aussi pour déterminer les axes de mouvement au niveau de l'articulation trapézo-métacarpienne du pouce. Puis, un nouveau modèle cinématique de la main a été développé, plus proche de l'anatomie fonctionnelle que les modèles existants, avec comme principale amélioration la possibilité de déformer la paume en réalisant l'arche métacarpienne. Suite au développement de ce nouveau modèle, celui-ci a été intégré dans l'environnement du mannequin numérique MAN3D. Ce modèle a enfin été exploité pour la réalisation d'une base de données des postures de la main, à partir de données expérimentales. Des validations qualitatives et quantitatives du modèle ont ensuite été effectuées.

Titre en anglais : Analyse and modelling of human prehension movement

Abstract:

This work discusses two fundamental problems relating to grasping hand : determining a kinematic model of the hand and to realise a data base of prehensile postures of the hand. A new kinematics model of the hand is developed with the main specificity: the deformation in arch of the palm realised by a two additional degrees of freedom for the ring and pinkie fingers. Ideal joints and rigid segments characterise the kinematics skeleton of the hand. The kinematical model is described using a robotic formalism developed by Denavit-Hartenberg. Ten hand postures are unregistered during an experimentation in vivo and using different shapes (sphere, cylinder and cube) and dimensions of object (40 mm, 60 mm, 80 mm). Qualitative and quantitative validation are realised using this model in the environment of an existent in digital human model (MAN3D)

Discipline: Biomécanique

Mots-cles: doigt, main, articulation, préhension, modèle cinématique

Keywords : finger, hand, joint, prehension, kinematics model

Intitulé et adresse du laboratoire :

LBMH (Laboratoire de Biomécanique et Modélisation Humaine) INRETS/UCBL
25 Avenue François Mitterrand, 69675 BRON