



HAL
open science

Analyse biomécanique de la préhension chez la personne âgée : effet des propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle sur les phases du mouvement

Marie Geronimi

► To cite this version:

Marie Geronimi. Analyse biomécanique de la préhension chez la personne âgée : effet des propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle sur les phases du mouvement. Sciences du Vivant [q-bio]. Université du Sud Toulon Var, 2008. Français. NNT : . tel-00428934

HAL Id: tel-00428934

<https://theses.hal.science/tel-00428934>

Submitted on 30 Oct 2009

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.

UNIVERSITE du SUD TOULON - VAR

THESE

pour obtenir le titre de

DOCTEUR de L'UNIVERSITE du SUD TOULON - VAR

Discipline : **SCIENCES DU MOUVEMENT HUMAIN**

Spécialité : **Biomécanique**

présentée par

Marie GERONIMI

**Analyse biomécanique de la préhension chez la
personne âgée :
Effet des propriétés intrinsèques et extrinsèques de
l'obstacle sur les phases du mouvement**

Préparée au Laboratoire HandiBio (EA 4322)

Laboratoire de Biomodélisation et Ingénierie des Handicaps

Soutenue le 9 décembre 2008 devant le jury composé de :

François PRINCE
Xuguang WANG
Philippe GORCE
David MITTON
Franck MULTON

Professeur à l'Université de Montréal
Directeur de recherche INRETS à l'Université Lyon 1
Professeur à l'Université du Sud Toulon – Var
Professeur à l'ENSAM – Paris
Professeur à l'Université Rennes 2

Rapporteur
Rapporteur
Directeur
Examineur
Examineur

UNIVERSITE du SUD TOULON - VAR

THESE

pour obtenir le titre de

DOCTEUR de L'UNIVERSITE du SUD TOULON - VAR

Discipline : **SCIENCES DU MOUVEMENT HUMAIN**

Spécialité : **Biomécanique**

présentée par

Marie GERONIMI

**Analyse biomécanique de la préhension chez la
personne âgée :
Effet des propriétés intrinsèques et extrinsèques de
l'obstacle sur les phases du mouvement**

Préparée au Laboratoire HandiBio (EA 4322)

Laboratoire de Biomodélisation et Ingénierie des Handicaps

Soutenue le 9 décembre 2008 devant le jury composé de :

François PRINCE
Xuguang WANG
Philippe GORCE
David MITTON
Franck MULTON

Professeur à l'Université de Montréal
Directeur de recherche INRETS à l'Université Lyon 1
Professeur à l'Université du Sud Toulon – Var
Professeur à l'ENSAM – Paris
Professeur à l'Université Rennes 2

Rapporteur
Rapporteur
Directeur
Examineur
Examineur

Dédicace.

*A mon père,
qui m'a dissuadé de poursuivre des études de médecine
mais qui a sûrement contribué à me donner le goût
d'écrire une thèse!*

Babbu, mi manchi...

Citations.

"Le vieillissement est un phénomène naturel, il ne peut, au même titre que la croissance, être empêché, mais il peut vraisemblablement être nuancé et même retardé. Il se prépare, puis se vit. Être acteur de son propre vieillissement est un déficit de l'homme moderne... Les vivants ne doivent plus être des assistés, qui consomment et voient leurs médecins comme une excuse à leurs erreurs de vie, mais des hommes prêts à participer à leur propre vie autonome et prolongée..."

Pr. Jean-Claude Dauverchain

"Vieillir est encore le seul moyen qu'on ait trouvé de vivre longtemps."

Charles Augustin Sainte Beuve

"Tout le monde désire vivre longtemps, mais personne ne voudrait être vieux."

Jonathan Swift

Remerciements.

Je tiens à remercier l'ensemble des membres de mon jury pour avoir accepté d'évaluer mon travail de thèse. Merci à François PRINCE pour les échanges fructueux que nous avons eu lors de son séjour au laboratoire HandiBio ainsi que pour ses critiques constructives sur mon travail. Je souhaite également exprimer ma profonde gratitude envers Xuguang WANG pour avoir accepté d'être rapporteur de ma thèse et avoir consacré du temps à la lecture de mon manuscrit. Je remercie également chaleureusement David MITTON et Franck MULTON pour l'honneur qu'ils me font d'évaluer mon travail. Vos connaissances scientifiques et votre renommée font de votre présence à ma soutenance un grand privilège.

Je souhaite particulièrement témoigner toute ma reconnaissance envers Philippe GORCE pour m'avoir suivie bien avant le début de ma thèse durant ma formation universitaire et par la suite m'avoir intégrée à son équipe et offert d'excellentes conditions de travail tant au niveau matériel que humain. Merci Philippe d'avoir cru en moi, de m'avoir encouragée et soutenue jusqu'au bout !

Je tiens également à remercier Jeannick BRISSWALTER pour ses enseignements et ses conseils tout au long de mon cursus universitaire. Je souhaite avoir aussi une vive pensée pour Guy FALGAIRETTE qui restera dans ma mémoire comme un professeur passionné et passionnant.

Un GRAND merci à Nasser pour ses compétences, sa patience, ses connaissances et sa pédagogie ainsi qu'à tous les enseignants et au personnel administratif de l'UFR STAPS de l'Université du Sud-Toulon Var qui ont contribué de près ou de loin au bon déroulement de ma thèse. Je tiens aussi à remercier les enseignants de l'UFR STAPS de l'Université de Corse

pour m'avoir rapidement aidé à trouver ma "voie" et donner le goût pour la recherche et l'enseignement.

Un ENORME merci à Nico et Julien pour leur aide précieuse lors des manip', leur soutien technique (et psychologique) pendant le traitement des données, le sport et tout le reste... Je n'aurai pas rêvé d'autres collègues! Je leur souhaite de terminer leur thèse respective dans les meilleures conditions possibles. Un merci également aux anciens du labo (Cyril, Patrice, Franck, Alice, François, Jean-Philippe) et aux autres doctorants (Maxime, Matthieu, Guillaume, Christophe, Vincent, Fred, Julien...).

Un merci SPECIAL à tous mes amis et en particulier à mes deux grandes copines de la fac, Amandine et Aurélie qui m'ont permis de décompresser et de me retrouver entre filles pour me sortir de l'ambiance "masculine" du labo... A votre tour les filles! Sans oublier évidemment Marie-Thé et Delphine (mes relectrices !), Monira, Joe & Alexia, Anne-So & Mattieu, Stéphane, Anne-Marie, Laila, etc...

Je souhaite, enfin, remercier AFFECTUEUSEMENT toute ma famille, ma mère, ma sœur, mon frère, ma grand-mère, mes oncles et mes tantes, mes cousins et ma cousine pour leur soutien dans les moments de joie comme ceux plus difficiles...

Sommaire.

DEDICACE	I
CITATIONS	II
REMERCIEMENTS	III
SOMMAIRE	V
INTRODUCTION GENERALE	2
<u>PARTIE I</u> : CADRE THEORIQUE	6
CHAPITRE I. THEORIES DU VIEILLISSEMENT	8
I.1. INTRODUCTION	8
I.2. DEFINITIONS	8
I.3. DEMOGRAPHIE DU VIEILLISSEMENT	9
I.3.1. COMPARAISONS INTERNATIONALES	9
I.3.2. DEMOGRAPHIE FRANÇAISE.....	11
I.4. THEORIES DU VIEILLISSEMENT	12
I.4.1. THEORIES EVOLUTIONNISTES	13
I.4.2. THEORIES DESCRIPTIVES	13
I.4.2.1. <i>Changements structuraux</i>	14
I.4.2.2. <i>Changements fonctionnels</i>	14
I.4.3. THEORIES GENETIQUES.....	16
I.4.3.1. <i>Erreurs de transmission de l'information</i>	16
I.4.3.2. <i>Altération de l'ADN mitochondriale</i>	16
I.4.3.3. <i>Instabilité génétique</i>	17
I.4.3.4. <i>Arrêt du cycle cellulaire</i>	17
I.4.4. THEORIES ENVIRONNEMENTALES	18
I.4.4.1. <i>Radicaux libres de l'oxygène</i>	18
I.4.4.2. <i>Autres facteurs environnementaux</i>	21
I.5. EFFETS DU VIEILLISSEMENT	22
I.5.1. <i>ÉVOLUTIONS CORPORELLES</i>	22
I.5.2. <i>VIEILLISSEMENT CUTANE</i>	23

I.5.3. ALTERATIONS DES FONCTIONS CEREBRALES ET NERVEUSES	23
I.5.4. VIEILLISSEMENT DU SYSTEME CARDIOVASCULAIRE	24
I.5.5. INSUFFISANCES RESPIRATOIRES.....	25
I.5.6. DEFICITS SENSORIELS	25
I.5.7. AFFAIBLISSEMENT DE L'APPAREIL LOCOMOTEUR	26
I.5.8. TROUBLES NUTRITIONNELS	26
I.5.9. AFFAIBLISSEMENT IMMUNITAIRE	26
I.5.10. PROBLEMES URO-GENITAUX.....	27
I.5.11. SENESCENCE ENDOCRINIENNE.....	27
I.6. CONSEQUENCES DU VIEILLISSEMENT	28
I.7. EVALUATION DU VIEILLISSEMENT	31
I.7.1. AUTONOMIE ET DEPENDANCE	31
I.7.2. ECHELLES ET TESTS CLINIQUES	32
I.7.3. RECHERCHE EXPERIMENTALE	34
I.7.3.1. <i>Les études longitudinales</i>	35
I.7.3.2. <i>Les études transversales</i>	36
I.7.3.3. <i>Variabilité intra-individuelle</i>	36
I.7.3.4. <i>Variabilité interindividuelle</i>	37
I.7.3.5. <i>Synthèse</i>	37
I.8. CONCLUSION	38
CHAPITRE II. ÉTUDE DU MOUVEMENT DE PREHENSION	39
II.1. INTRODUCTION.....	39
II.2. DESCRIPTION ANATOMIQUE DU MEMBRE SUPERIEUR.....	40
II.2.1. OSTEOLOGIE DU MEMBRE SUPERIEUR	41
II.2.1.1. <i>La ceinture scapulaire</i>	41
II.2.1.2. <i>Le bras</i>	42
II.2.1.3. <i>L'avant-bras</i>	42
II.2.1.4. <i>La main</i>	43
II.2.2. ARTHROLOGIE DU MEMBRE SUPERIEUR	44
II.2.2.1. <i>L'épaule</i>	45
II.2.2.2. <i>Le coude</i>	46
II.2.2.3. <i>Le poignet</i>	46
II.2.2.4. <i>La main</i>	47
II.2.3. DESCRIPTION FONCTIONNELLE DU MEMBRE SUPERIEUR	47
II.2.3.1. <i>Mouvements du membre supérieur</i>	48
II.2.3.2. <i>Mouvements des doigts</i>	49
II.3. DESCRIPTION DES POSTURES MANUELLES	50
II.4. DESCRIPTION BIOMECANIQUE DU MOUVEMENT DE PREHENSION	54
II.4.1. PHASE DE TRANSPORT.....	55
II.4.2. PHASE DE SAISIE	55
II.4.3. CONTROLE DU MOUVEMENT DE PREHENSION.....	56
II.4.3.1. <i>Relation entre les deux composantes</i>	56
II.4.3.2. <i>Influence des propriétés extrinsèques de l'objet</i>	56
II.4.3.3. <i>Influence des propriétés intrinsèques de l'objet</i>	57
II.4.4. INFLUENCE DE L'OBSTACLE SUR LE MOUVEMENT DE PREHENSION.....	59
II.4.5. MOUVEMENT DE PREHENSION CHEZ LA PERSONNE AGEÉE	62
II.4.5.1. <i>Effet sur la phase de transport</i>	63
II.4.5.2. <i>Effet sur la saisie</i>	65
II.5. PATHOLOGIES DU MEMBRE SUPERIEUR	66
II.6. EVALUATION DE LA PREHENSION	68
II.6.1. GRILLES GENERIQUES	68

II.6.1.1. Grilles non quantifiées.....	68
II.6.1.2. Grilles quantifiées	69
II.6.2. GRILLES SPECIFIQUES	70
II.6.3. AIDES A LA PREHENSION	72
II.6.4. CONCLUSION.....	74
PARTIE II : TRAVAUX EXPERIMENTAUX.....	75
CHAPITRE III. PROTOCOLES EXPERIMENTAUX.....	77
III.1. INTRODUCTION	77
III.2. MESURE DU MOUVEMENT	78
III.2.1. RAPPELS HISTORIQUES.....	78
III.2.2. SYSTEMES DE MESURE DU MOUVEMENT DE PREHENSION.....	79
III.2.2.1. Techniques à base de capteurs.....	80
III.2.2.2. Techniques à base de vision.....	87
III.2.2.3. Synthèse.....	90
III.3. PROTOCOLE EXPERIMENTAL 1	91
III.3.1. POPULATION 1	91
III.3.2. MATERIEL 1	91
III.3.2.1. Description du Cyberglove.....	91
III.3.2.2. Calibrage du gant	92
III.3.3. CONDITIONS EXPERIMENTALES 1	93
III.3.3.1. Objets	93
III.3.3.2. Obstacles.....	94
III.3.3.3. Positions.....	95
III.3.3.4. Conditions contrôles	95
III.3.4. PROCEDURE EXPERIMENTALE 1	96
III.4. PROTOCOLE EXPERIMENTAL 2	96
III.4.1. POPULATION 2	96
III.4.2. MATERIEL 2.....	97
III.4.2.1. Le gant de donnée Cyberglove.....	97
III.4.2.2. Répétabilité du Cyberglove	98
III.4.2.3. Le système optoélectronique Vicon	99
III.4.2.4. Répétabilité du Vicon	105
III.4.2.5. Caméra vidéo	106
III.4.3. CONDITIONS EXPERIMENTALES 2.....	106
III.4.3.1. Objet.....	106
III.4.3.2. Obstacles.....	107
III.4.3.3. Positions.....	107
III.4.3.4. Procédure 2.....	108
III.4.4. DUREE DES EXPERIMENTATIONS	108
III.4.5. TRAITEMENT DES DONNEES	109
III.5. CONCLUSION	110
CHAPITRE IV. CARACTERISATION DU MOUVEMENT DE PREHENSION AVEC OBSTACLE. 112	
IV.1. INTRODUCTION	112
IV.2. PROBLEMATIQUE	113
IV.3. ANALYSE DU MOUVEMENT DE PREHENSION AVEC OBSTACLE.....	115
IV.3.1. ANALYSE TEMPORELLE	115
IV.3.2. ANALYSE CINEMATIQUE DE LA PHASE DE TRANSPORT.....	116
IV.3.2.1. Analyse des trajectoires du poignet.....	116

IV.3.2.2. <i>Vitesse tangentielle du poignet</i>	121
IV.3.3. ANALYSE DE LA PHASE DE SAISIE	124
IV.3.3.1. <i>Types de saisie</i>	124
IV.3.3.2. <i>Ouverture maximale de la pince</i>	125
IV.3.3.3. <i>Evolutions articulaires de la main</i>	126
IV.3.3.4. <i>Postures finales</i>	128
IV.4. DISCUSSION	129
IV.5. CONCLUSION	132
CHAPITRE V. EFFET DE L'AGE SUR LE MOUVEMENT DE PREHENSION AVEC OBSTACLE.	134
V.1. INTRODUCTION	134
V.2. PROBLEMATIQUE	135
V.3. EVALUATION QUALITATIVE DE LA FONCTION MANUELLE	136
V.3.1. PRESENTATION DU TEST ABILHAND.....	136
V.3.2. PROCEDURE	137
V.3.3. RESULTATS	138
V.4. ANALYSE DU MOUVEMENT DE PREHENSION AVEC OBSTACLE	139
V.4.1. ANALYSE TEMPORELLE.....	140
V.4.2. ANALYSE CINEMATIQUE DE LA PHASE DE TRANSPORT	141
V.4.2.1. <i>Analyse des trajectoires</i>	141
V.4.2.2. <i>Vitesse tangentielle du poignet</i>	144
V.4.2.3. <i>Accélération maximale du poignet</i>	144
V.4.2.4. <i>Evolutions angulaires du membre supérieur et du tronc</i>	145
V.4.3. ANALYSE DE LA PHASE DE SAISIE	147
V.4.3.1. <i>Types de saisie</i>	147
V.4.3.2. <i>Ouverture maximale de la pince</i>	147
V.4.3.3. <i>Evolutions articulaires de la main</i>	149
V.5. DISCUSSION	150
V.6. CONCLUSION	153
CONCLUSION GENERALE.	155
BIBLIOGRAPHIE	159
ANNEXE I	179
ANNEXE II	180
PUBLICATIONS PERSONNELLES.	183
RESUME.	185

Introduction

Introduction générale.

Le vieillissement est un processus qui, au cours du temps, transforme un sujet adulte en bonne santé en un individu présentant des aptitudes physiques altérées. Celles-ci se caractérisent par une diminution de l'habileté et des réserves énergétiques amoindries au niveau de la plupart des systèmes physiologiques. L'augmentation actuelle du nombre de personnes âgées est la conséquence d'une transition démographique qui se caractérise par une baisse des taux de fécondité et de mortalité et une augmentation de l'espérance de vie (Fig. 0.1). En ce début du XXI^e siècle, les personnes âgées sont environ 629 millions dans le monde, soit trois fois plus qu'il y a 50 ans. Vers 2050, elles devraient être deux milliards, soit, là encore, une multiplication par trois en 50 ans.

Le vieillissement de la population pose de nouveaux problèmes qui nécessitent une adaptation rapide des mentalités, des comportements, des modes de vie, des institutions et de l'organisation des systèmes de protection sociale. Si des réponses appropriées ne sont pas apportées rapidement, il est à craindre que s'accroissent l'isolement et l'exclusion que connaissent déjà, un grand nombre de personnes âgées. Envisager une société âgée et dépendante dans un monde adapté à l'âge adulte serait en contradiction avec les recherches actuelles qui visent à prévenir les effets du vieillissement et favoriser l'autonomie.

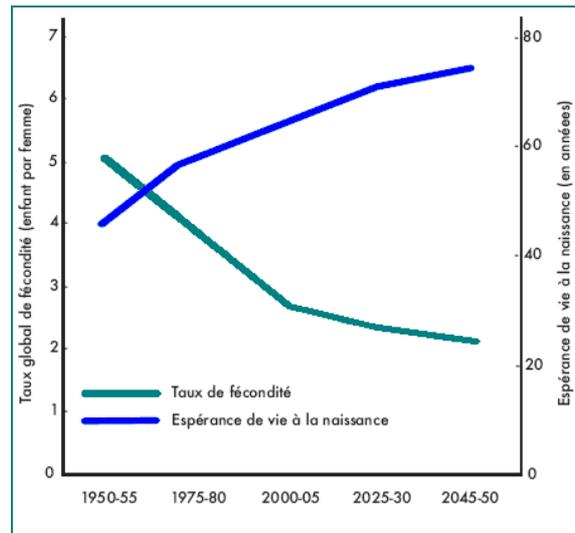


Figure 0.1: Evolution du taux de fécondité et de l'espérance de vie moyenne mondiale.

La prévention et la compensation des troubles de la mobilité de la personne liés à l'âge représentent donc, aujourd'hui, un enjeu majeur pour notre société. Dans cette optique, il apparaît nécessaire de travailler à des niveaux complémentaires : la personne et son interaction avec l'environnement. L'ambition de ce travail repose sur la conviction que la préservation de la mobilité des personnes est la première étape de la lutte contre la dépendance.

Ainsi, au même titre que les problèmes de déplacement, les difficultés de préhension peuvent représenter une entrave à l'autonomie et au maintien des personnes âgées à leur domicile. En ce sens, une meilleure connaissance des capacités et limites des personnes âgées permettrait de proposer des solutions individuelles et des techniques susceptibles d'améliorer, de préserver ou d'entretenir le quotidien des personnes. Dans ce contexte, l'évaluation de la préhension des personnes âgées se base généralement sur des tests cliniques qualitatifs qui donnent une information globale de la capacité du membre supérieur et ne permettent pas de localiser précisément l'origine du déficit de motricité. Ce travail vient compléter cette démarche en exploitant les concepts et méthodes issus de la biomécanique. En effet, l'analyse du mouvement par une évaluation instrumentale permet de fournir des informations quantitatives sur l'organisation du système musculo-squelettique lors de la réalisation d'une tâche motrice et de caractériser la fonction de préhension en termes de paramètres temporels, de cinématique articulaire,... dans un but de suivi thérapeutique ou de comparaison de populations.

L'objectif général de ce mémoire est donc d'observer, d'un point de vue biomécanique, comment le vieillissement agit sur le mouvement de préhension et en particulier lorsque celui-ci est perturbé par la présence d'un obstacle. A terme, le but est d'établir une quantification et une caractérisation du mouvement de préhension des personnes âgées avec de multiples applications possibles dans les domaines de l'ergonomie et de l'accessibilité. En effet, une meilleure connaissance du vieillissement normal permettra de distinguer les effets de l'âge de celui des états pathologiques afin d'envisager des stratégies de prévention et de favoriser l'autonomie des personnes âgées.

Dans ce cadre, ce mémoire se compose d'une partie relative au cadre théorique (**Partie I**) et d'une partie expérimentale (**Partie II**).

Le **Chapitre I** fait état des connaissances actuelles sur le vieillissement. Après avoir défini le vieillissement d'un point de vue biologique, nous établirons le bilan chiffré du vieillissement de la population mondiale et nous précisons le cas de la France. Puis, une revue de littérature présentera les principales théories scientifiques qui participent à la compréhension des mécanismes du vieillissement. Nous montrerons ensuite l'effet de l'avancée en âge sur les différents systèmes biologiques ainsi que les diverses pathologies qui lui sont associées. Enfin, nous nous intéresserons aux précautions méthodologiques liées à l'étude du vieillissement.

Le mouvement de préhension est étudié au **Chapitre II**. Dans un premier temps, une description anatomique et fonctionnelle du membre supérieur sera envisagée de façon détaillée pour aboutir à la classification des postures manuelles. Puis, le contrôle et la planification du mouvement de préhension feront l'objet d'un développement. Le mouvement de préhension sera, ensuite, caractérisé d'un point de vue biomécanique où les notions de paramètres et d'invariants seront abordées. Enfin, nous nous intéresserons aux contraintes qui peuvent affecter le mouvement et plus particulièrement, nous analyserons les effets de la présence d'obstacle et du vieillissement sur la préhension. Enfin, nous nous attacherons à décrire les différents tests cliniques existants qui évaluent l'habileté manuelle.

Le **Chapitre III** expose le protocole expérimental. Une présentation des différents systèmes de mesures permettant l'analyse du mouvement sera faite en insistant sur les avantages et limites de chaque méthode ce qui justifiera le choix du matériel utilisé pour notre étude. La population, le matériel et la procédure du protocole réalisé au sein du laboratoire HandiBio de

l'Université du Sud Toulon-Var seront détaillés ainsi que les méthodes de traitement et d'analyse statistiques des données.

La caractérisation du mouvement de préhension avec obstacle est abordée au **Chapitre IV**. Dans un premier temps, une analyse des trajectoires permettra de mettre en évidence les stratégies de franchissement et de contournement d'obstacle. Les phases de transport et de saisie seront décrites en termes de cinématique du poignet et d'évolutions articulaires de chaque doigt afin d'être comparées au mouvement de préhension sans obstacle. Le but est de tester la dépendance des deux phases afin de connaître l'influence des propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle sur la saisie et inversement, l'effet des modifications de la taille de l'objet à saisir sur la cinématique de la phase de transport en présence d'obstacle.

Le **Chapitre V** traite de l'effet du vieillissement sur le mouvement de préhension avec obstacle. Une étude comparative entre la population de jeunes adultes et celle des personnes âgées sera réalisée afin d'identifier les caractéristiques du mouvement de préhension des personnes âgées. Pour cela, une analyse des différents paramètres biomécaniques relatifs au mouvement de préhension sera établie entre les jeunes adultes et les personnes âgées. Puis, une discussion tentera d'établir des liens entre le vieillissement et la motricité des personnes âgées.

Enfin, une conclusion générale ainsi que des perspectives futures clôtureront ce mémoire.

Partie I

Cadre théorique.

Chapitre I

Théories du vieillissement.

I.1. Introduction

Ce chapitre est consacré à l'étude du vieillissement. Dans un premier temps, nous exposons les évolutions démographiques dans le monde puis nous précisons le cas de la France. Ensuite, nous présentons les différentes théories qui apportent des explications sur les mécanismes du vieillissement biologique. Nous nous intéresserons alors aux conséquences pathologiques que le vieillissement implique. Enfin, nous nous pencherons sur les difficultés méthodologiques à évaluer et à quantifier le vieillissement dans un protocole expérimental.

I.2. Définitions

Le vieillissement est un phénomène complexe et multifactoriel d'où la difficulté à établir une définition qui englobe tous ces aspects. Il est donc nécessaire de différencier ce qui relève de la sénescence c'est-à-dire ce qui est relatif au déroulement du temps biologique, de ce qui fait référence à l'avancé en âge c'est-à-dire ce qui résulte du temps chronologique.

Le vieillissement pourrait donc être défini comme l'ensemble des processus physiologiques et psychologiques qui modifient la structure et les fonctions de l'organisme sous l'action du temps (Austad, 1997).

Il est la résultante des effets combinés de facteurs intrinsèques (génétiques) et de facteurs extrinsèques (environnementaux) auxquels est soumis l'organisme au cours de la vie.

La manifestation du vieillissement est spontanée et programmée. Des facteurs génétiques participent à la mise en marche de ce phénomène mais l'ensemble des contraintes environnementales peuvent également, dans une large mesure, influencer l'apparition et l'amplitude du processus. C'est pourquoi, il existe de grandes variations de vieillissement d'un organe à l'autre et d'un individu à l'autre. En effet, la population âgée se caractérise par une grande hétérogénéité. En effet, les conséquences du vieillissement peuvent être importantes chez certains sujets et minimales chez d'autres qui ont pourtant le même âge chronologique.

I.3. Démographie du vieillissement

I.3.1. Comparaisons internationales

Le vieillissement de la population est un phénomène qui touche l'ensemble des pays même si il existe des variations importantes entre les différentes régions du monde (Fig. I.1). Contrairement à ce que l'on pourrait imaginer, la majorité des personnes âgées se situe en Asie avec 54 % de la population mondiale alors que l'Europe ne vient qu'en seconde position avec 24 %. Selon les prévisions, la proportion des personnes âgées de plus de 65 ans dépassera celle des jeunes à partir de 2050 et ce, pour la première fois de l'histoire de l'humanité (Dupâquier, 2002). Le pourcentage des personnes âgées dans le monde devrait passer de 8 % en 1950 à 21 % vers 2050.

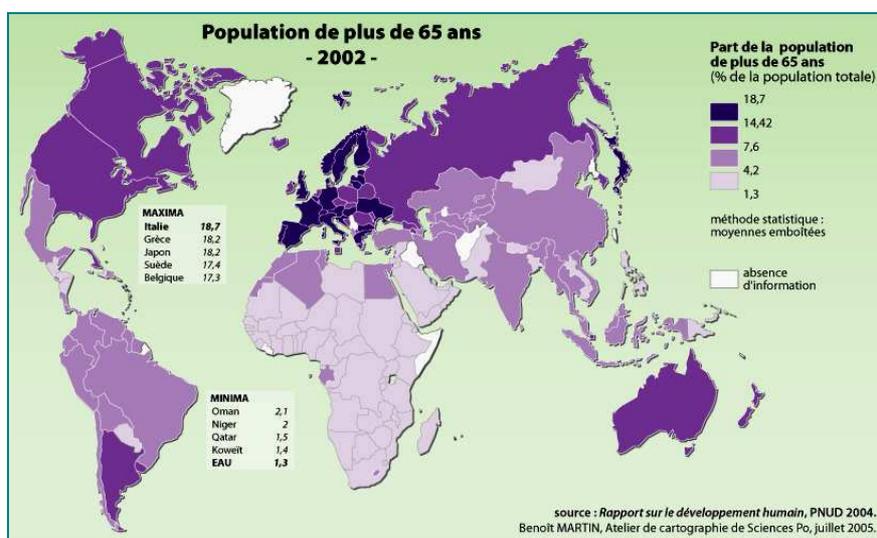


Figure I.1: Pourcentage de la population de plus de 65 ans dans le monde (Martin, 2005).

L'espérance de vie à la naissance s'est considérablement améliorée et est passée de 46 à 66 ans entre 1950 et 2000. A 60 ans, l'espérance de vie est actuellement de 17 ans pour les hommes et de 20 pour les femmes. L'augmentation de l'espérance de vie à la naissance est d'abord la conséquence directe de la baisse de la mortalité infantile. Par ailleurs, la baisse de la fécondité entraîne un rétrécissement de la base de la pyramide des âges ce qui accentue la proportion de personnes âgées dans le monde Figure I.2.

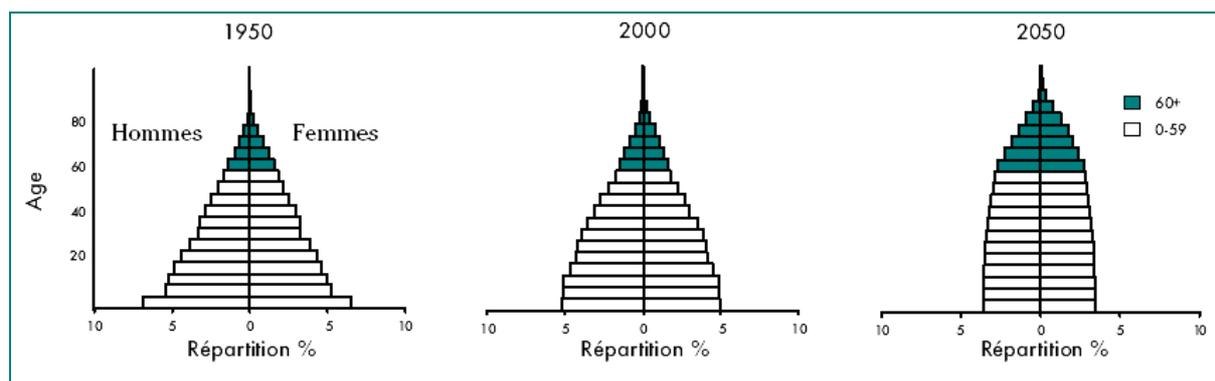


Figure I.2: Evolution de la pyramide des âges de la population mondiale (d'après Dupâquier, 2002).

La différence d'espérance de vie entre les hommes et les femmes est sensible et rend compte de la surmortalité masculine qui est de l'ordre de 8 ans comparativement à celle des femmes (Fig. I.3). De ce fait, la majorité des personnes âgées sont des femmes, celles-ci ayant une espérance de vie supérieure aux hommes.

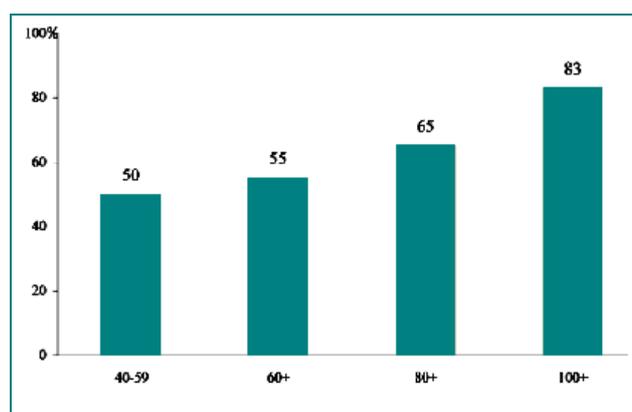


Figure I.3: Pourcentage de femmes dans la population âgée (d'après Dupâquier, 2002).

Des évolutions à l'intérieur même de la population des personnes âgées sont à noter. En effet, la classe d'âge qui enregistre actuellement la progression la plus importante est le groupe des personnes de plus de 80 ans, avec un taux d'accroissement de 3,8 % par an. En 2000, il représentait 12 % des personnes âgées et devrait atteindre 20 % d'ici 2050.

Une étude récente (Lutz *et al.*, 2008) montre que le vieillissement de la population mondiale va continuer à s'accroître jusqu'à atteindre un pic vers la moitié du XXI^e siècle en fonction des pays, après quoi, ce phénomène démographique va commencer à ralentir. En effet, l'évolution du vieillissement du Japon semble déjà proche de son maximum alors que l'Amérique du Nord, l'Europe, la Chine et l'ancienne Union soviétique atteindront ce moment entre 2020 et 2030. L'Asie du Sud, le Moyen Orient et l'Afrique sub-saharienne devraient voire ce phénomène se manifester, respectivement, autour des années 2030, 2040 et 2050. La proportion des personnes âgées dans le monde devrait ainsi passer de 10 % à 32 % entre 2000 et 2100.

Ceci implique de nombreuses conséquences socio-économiques notamment au niveau du paiement des retraites et des dépenses de santé, d'autant plus que ces dernières sont plus importantes au cours des dernières années de la vie des individus. Néanmoins, les auteurs précisent que l'allongement de l'espérance de vie va s'accompagner d'une amélioration générale de la santé.

I.3.2. Démographie française

Entre 1950 et 2000, la population française a augmenté de près de 18 millions de personnes. Cette forte augmentation de population totale est largement due à l'accroissement naturel, mais aussi pour plus de 30 % à l'accroissement de la population âgée de plus 60 ans qui est passée de 6 à plus de 12 millions de personnes (Dupâquier, 2002).

Ce vieillissement résulte de l'effet conjugué d'une forte diminution de la natalité (l'indice de fécondité passant de 2,67 en 1958 à 1,75 en 1998) et de la baisse de la mortalité chez les sujets âgés de plus 60 ans (Fig.I.4).

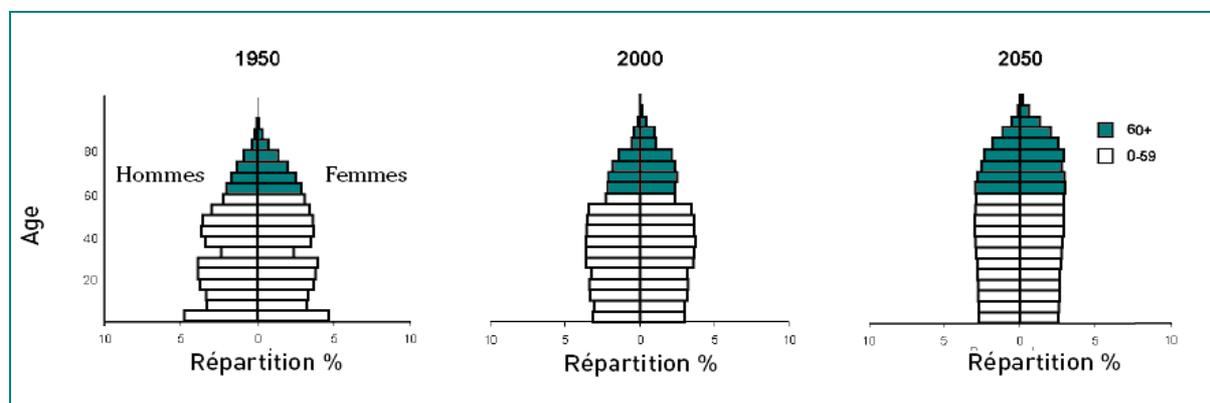


Figure I.4: Evolution de la pyramide des âges de la France (d'après Dupâquier, 2002).

La forme de la pyramide des âges est riche d'informations. Elle nous renseigne sur les déséquilibres actuels mais aussi sur les personnes âgées en devenir ce qui permet d'anticiper sur les changements à venir.

En France, l'espérance de vie à la naissance est respectivement passée de 65 ans pour les hommes et 72 ans pour les femmes en 1955 à 74,6 et 82,2 ans en 1998 et devrait atteindre, selon les projections, 77,9 et 86,4 ans d'ici 2020.

Parallèlement à l'augmentation de l'espérance de vie à la naissance, celle à 60 ans est passée de 17 ans en 1950 à 23 ans en 2000 et devrait atteindre 29 ans en 2040. En 1999, les personnes âgées formaient un groupe de 12,5 millions d'individus qui devrait dépasser celle des moins de 20 ans d'ici 2012 (Brutel, 2001).

I.4. Théories du vieillissement

Historiquement, diverses hypothèses ont été émises sur les causes du vieillissement. Selon Hippocrate, au IV^e siècle avant J.-C., le vieillissement était causé par une perte de la chaleur corporelle avec l'âge. Pour Aristote, le vieillissement était une maladie naturelle. Au II^e siècle après J.-C., Galien attribuait la cause du vieillissement à un ensemble de processus qui pouvaient être ralentis par une meilleure hygiène de vie. Au XIX^e siècle, Brown-Séquard (Brown-Séquard, 1889) émettait l'hypothèse que le vieillissement était lié à un problème hormonal.

Depuis, de nombreuses théories ont été proposées pour tenter d'expliquer le vieillissement sur la base d'observations biologiques, mais aussi d'expériences significatives. Il existerait, aujourd'hui, plus de 300 théories du vieillissement qui donnent des informations plus ou moins pertinentes mais non exhaustives sur les origines de ce phénomène biologique incontournable (Medvedev, 1990). Celles-ci peuvent être divisées en quatre sous-classes : descriptives, évolutionnistes, génétiques et environnementales. Aucune d'entre elles ne peut, seule, expliquer la globalité du processus de vieillissement mais contribue, en partie, à sa compréhension. Loin de s'exclure mutuellement, elles sont souvent complémentaires et montrent à quel point le vieillissement est multifactoriel.

I.4.1. Théories évolutionnistes

En se basant sur le vieillissement de différentes espèces animales, les théories évolutionnistes s'intéressent aux altérations biologiques de l'organisme survenues en fonction de l'âge afin d'en tirer des conclusions quant aux mécanismes universels du vieillissement. Trois modèles de vieillissement ont ainsi pu être proposés chez les animaux:

- Le vieillissement rapide : un exemple représentatif de cette catégorie de poissons est le saumon du Pacifique. Le mâle de cette espèce meurt juste après l'accouplement. La mort est précédée par un vieillissement accéléré induit par une décharge d'hormones glucocorticostéroïdes (Huey, 1991);
- Le vieillissement négligeable : les animaux comme les esturgeons, les tortues et les crocodiles vivent longtemps. Leur taille maximale est atteinte lors de la maturation sexuelle mais ils continuent à croître lentement et gardent leur capacité de multiplication cellulaire. Aucun signe de sénescence n'est observé chez ces animaux, mais il est possible qu'elle se déroule à un rythme très lent (Patnaik & Mahapatro, 1994);
- Le vieillissement progressif : certains poissons, reptiles, serpents et amphibiens dont la taille maximale est atteinte rapidement, vieillissent progressivement (Patnaik, 1994).

Même si les études effectuées sur les animaux ne peuvent pas être directement extrapolées à l'homme, la compréhension des mécanismes inducteurs de différents types de vieillissement est nécessaire car elle donne des indications précises quant aux mécanismes généraux responsables de l'initiation du processus (Spangler & Ingram, 1996).

I.4.2. Théories descriptives

Les théories descriptives (ou métaboliques) se basent sur le fait que pratiquement tous les composants cellulaires (tels que les protéines, les lipides, le matériel génétique, les tissus et organes) sont touchés par le vieillissement.

Lorsqu'on compare les tissus et les organes de sujets adultes et âgés avec ceux des sujets jeunes, un certain nombre de détériorations peuvent être identifiées.

L'étude de ces altérations a donné naissance aux théories descriptives qui proposent que "l'usure" des différents tissus et organes serait responsable du vieillissement. Leur fonctionnement étant moins bon, les organes ne remplissent plus leur rôle biologique d'une manière correcte. La cohésion de l'organisme est progressivement diminuée et de ce fait, l'organisme vieillit.

1.4.2.1. Changements structuraux

1. Les protéines

Les protéines sont des composées d'acides aminés dont la composition est déterminée par le code génétique qui assure l'intégrité et le fonctionnement des cellules. Elles jouent un rôle d'enzyme (*i.e.* de catalyseur de réactions biochimiques), de composantes membranaires. Elles constituent la machinerie indispensable à la réplication du matériel génétique, à la transcription et à la traduction des protéines et participent à la destruction cellulaire (apoptose). Cependant, en fonction de l'âge, des modifications protéiniques s'accumulent (Holliday, 1995) ce qui mènent progressivement à une perte de fonction dans les organes concernés et est responsable du vieillissement de l'organisme (Ferrington *et al.*, 1998).

2. Les lipides

Les lipides membranaires composent les membranes cellulaires des différentes organelles telles que les mitochondries. Les membranes jouent un rôle essentiel pour la protection de l'intégrité de la cellule. Elles sont imperméables pour les bactéries et les parasites mais permettent des échanges passifs ou actifs avec le milieu externe. Cependant, l'oxydation excessive des lipides est observée en fonction de l'âge (Laganier & Yu, 1993). Cette altération contribue, par exemple, à la rigidification des parois artérielles (Girotti, 1998) et à diverses altérations du système nerveux central (Keller & Mattson, 1998).

1.4.2.2. Changements fonctionnels

1. Le cerveau

Basé sur le fait que les personnes âgées ont une capacité réduite à apprendre et qu'elles ont une forte tendance à l'oubli, les altérations du cerveau chez les personnes âgées ont depuis longtemps été pressenties comme une des principales causes du vieillissement. Cependant, la perte de neurones, survenue en fonction de l'âge semble ne pas être l'unique cause du vieillissement du cerveau.

La perte neuronale existe mais touche sélectivement des parties spécifiques du cerveau (Morrison & Hof, 1997). Les altérations cérébrales seraient dues à la diminution de la densité de certains récepteurs ou de la production des neurotransmetteurs et à la démyélinisation des fibres nerveuses qui jouent un rôle fondamental dans la transmission des signaux (Robert, 1998).

2. *Le système endocrinien*

Des changements importants, tels que la mort cellulaire programmée des cellules (apoptose) ou les transformations cancéreuses sont observées dans les tissus endocrines des personnes âgées et ont comme conséquence majeure la diminution de la production de certaines hormones.

D'autres altérations, telles que celles de la liaison entre les hormones et leurs récepteurs, l'élimination excessive d'hormones du sang circulant, la baisse de la capacité de l'organe cible à répondre à la stimulation hormonale sont responsables d'une forte proportion d'altérations physiques et métaboliques observées chez les personnes âgées (Mooradian, 1993).

Chez l'homme, le vieillissement s'accompagne de la diminution progressive de la concentration d'androgènes et de testostérone plasmatiques. Chez les femmes, une forte altération de l'axe hypothalamo-hypophysaire mène à la ménopause et à la diminution de la production des œstrogènes.

3. *Le système immunitaire*

Les altérations du système immunitaire sont fortement impliquées dans le vieillissement de l'organisme (Mariotti *et al.*, 1998).

Le déclin des défenses immunitaires se manifeste chez les personnes âgées par une fragilité excessive face aux infections (Pawelec *et al.*, 1998). De nombreuses altérations au niveau de certains leucocytes, de la production d'hormones et de la résistance aux tumeurs ont été décrites chez les sujets âgés (Thoman & Weigle, 1989; Riancho *et al.*, 1994; Boucher *et al.*, 1998).

4. *Le tissu conjonctif*

L'apparition des rides est un des signes les plus précoces du vieillissement et semble due, en grande partie, à l'altération du tissu conjonctif.

La perte d'élasticité, l'apparition des rides, la diminution de l'épaisseur du derme, du nombre de cellules et de vaisseaux sanguins en sont les caractéristiques les plus importantes (Bernstein *et al.*, 1996).

D'autre part, l'exposition exagérée aux rayonnements solaires, et en particulier aux ultraviolets (UV), est un des facteurs environnementaux majeurs impliqués dans l'accélération du processus du vieillissement de la peau (Bernstein *et al.*, 1996; Mariéthoz *et al.*, 1998).

I.4.3. Théories génétiques

Les théories génétiques postulent que la durée maximale de la longévité varie selon les espèces, ce qui laisse penser qu'il existerait un mécanisme de régulation génétique dans le processus du vieillissement et donc que le vieillissement serait programmé dans le matériel génétique lui-même. Ces théories s'appuient généralement sur des études familiales ainsi que sur des études effectuées sur des jumeaux homozygotes qui ont permis d'identifier une composante génétique de la longévité. Le vieillissement serait dû, soit à une accumulation des erreurs lors de la transmission de l'information génétique, soit à une mise en marche "d'horloges biologiques".

I.4.3.1. Erreurs de transmission de l'information

Le matériel génétique est altéré en fonction de l'âge et résulte d'erreurs de transcription et/ou de traduction, de mutations spontanées, d'erreurs de lecture (Pletcher *et al.*, 1998). Ces erreurs peuvent se faire spontanément, être amplifiées par certains facteurs environnementaux ou résulter d'une déficience de différents systèmes de réparations. Plusieurs hypothèses suggèrent que le vieillissement commence lorsque les mécanismes responsables de la réparation de l'ADN sont dépassés par le nombre d'erreurs accumulées. Le matériel génétique semble être "abîmé" en fonction de l'âge et ne peut pas transmettre une information génétique correcte aux générations de cellules futures. Les cellules filles ne fonctionnent donc pas normalement et ne remplissent plus leur rôle biologique.

I.4.3.2. Altération de l'ADN mitochondriale

De nombreuses théories du vieillissement suggèrent que les altérations de l'ADN mitochondrial (ADNmt) sont également responsables du vieillissement de l'organisme (Theves, 2006).

En effet, l'ADNmt est particulièrement vulnérable aux altérations car il n'est pas protégé par les histones et est dépourvu de tout système de réparation. Toute altération de l'ADNmt ou des protéines mitochondriales est délétère pour la cellule. Une fois altérées, les mitochondries ne fournissent plus suffisamment d'énergie et les cellules ne peuvent plus fonctionner d'une manière normale. Il en résulte une diminution de la production de l'adénosine triphosphate (ATP).

1.4.3.3. Instabilité génétique

Les télomères sont des séquences répétitives, placées aux extrémités des chromosomes. Leur rôle est de prévenir la dégradation et la fusion des chromosomes. A chaque réplication cellulaire la longueur des télomères se raccourci, les chromosomes deviennent instables et le message contenu dans la partie distale du chromosome n'est plus correctement interprété. Au bout d'un certain nombre de divisions cellulaires, l'information génétique nécessaire à la poursuite de la prolifération cellulaire manque et la cellule ne se divise plus (Buchkovich, 1996).

Il a été postulé que la perte des télomères joue le rôle "d'horloge génétique" et que leur raccourcissement pourrait être responsable du vieillissement cellulaire (Campisi, 1997). La cellule aurait donc un "compteur interne" qui dépendrait de la longueur initiale du télomère. Cette dernière serait programmée pour assurer un nombre fixe de divisions cellulaires, préalablement déterminé par des facteurs génétiques (Counter, 1996).

1.4.3.4. Arrêt du cycle cellulaire

Il a été observé que les fibroblastes sénescents présentent dans le tissu conjonctif (ou cellules de "soutien"), effectuent un nombre limité de divisions cellulaires *in vitro* et s'arrêtent à un certain stade du cycle cellulaire (Pignolo *et al.*, 1998). Cependant, d'autres éléments intervenant dans la progression du cycle cellulaire, tel que le calcium, peuvent jouer un rôle non négligeable dans l'arrêt du cycle cellulaire. En effet, la régulation du calcium intracellulaire est fortement altérée en fonction de l'âge et peut contribuer également à l'arrêt du cycle cellulaire (Brooks-Frederich *et al.*, 1993).

I.4.4. Théories environnementales

Les théories environnementales du vieillissement se focalisent sur l'étude des différents facteurs externes ou internes qui endommagent les cellules, désorganisent les tissus et induisent le vieillissement. Les études des théories environnementales ne sont pas basées sur la comparaison des différents paramètres entre les sujets jeunes et les sujets âgés car trop nombreux, mais s'attachent plutôt à observer les différences de la longévité en présence ou en l'absence de facteurs spécifiques.

I.4.4.1. Radicaux libres de l'oxygène

En faible quantité dans l'organisme, les radicaux libres de l'oxygène (RLO) jouent un rôle important dans le métabolisme cellulaire normal. En effet, ils participent au fonctionnement de certaines enzymes, à la transduction de signaux cellulaires, à la défense immunitaire contre les agents pathogènes, à la destruction des cellules tumorales, au cycle cellulaire, à la différenciation cellulaire, à la régulation de la dilatation capillaire, au fonctionnement de certains neurones impliqués dans la mémoire, à la fécondation de l'ovule et à la régulation des gènes (Favier, 2003). Cependant, lorsqu'ils sont produits en excès, ils altèrent les cellules, les tissus et les organes, et accentuent le processus de vieillissement (Harman, 1972).

La formation des RLO peut également être induite par de nombreux facteurs environnementaux tels que l'ozone, les radiations d'ultraviolets, la fumée de tabac, divers produits chimiques et les bactéries (Chen & Qu, 1997; Wells *et al.*, 1997). En effet, en oxydant les molécules de l'organisme, ils mobilisent nos défenses antioxydantes et épuisent nos réserves en vitamines C et E. Les sels de fer et de cuivre en excès favorisent la production de RLO par la réaction de Fenton (oxydation).

Lorsque la formation de radicaux libres de l'oxygène devient critique, elle peut occasionner des lésions cellulaires au niveau des protéines, des membranes lipidiques, de l'ADN et des mitochondries. Ces lésions ont pour effet une altération de la structure et des fonctions cellulaires.

Pour contrecarrer les effets nocifs des RLO, l'organisme est équipé de mécanismes enzymatiques et non enzymatiques qui agissent synergiquement (Tabl. I.1). Ainsi, les antioxydants peuvent être définis comme toute substance, présente en faible concentration, capable de ralentir ou d'inhiber l'oxydation d'un substrat (Sies, 1997).

Tableau I.1: Antioxydants endogènes.

Antioxydants de l'organisme	Nature	Fonction
Superoxyde dismutase (SOD) à base de zinc et cuivre	Enzyme	Neutralise les radicaux superoxydes en les transformant en peroxyde d'hydrogène
Superoxyde dismutase (SOD) à base de manganèse	Enzyme	Neutralise les radicaux superoxydes en les transformant en peroxyde d'hydrogène
Catalase (à base de fer)	Enzyme	Neutralise les peroxydes d'hydrogène en les transformant en eau et oxygène
Glutathion peroxydase (à base de sélénium)	Enzyme	Neutralise les peroxydes d'hydrogène en les transformant en eau et oxygène
Transferrine	Protéine	Transporte le fer.
Lactoferrine	Protéine	Transporte le fer.
Cerruloplasmine	Protéine	Transporte le cuivre.
Acide urique	Molécule	Neutralise les radicaux libres dans les compartiments extracellulaires.
Albumine	Protéine	Neutralise les radicaux libres.
Glutathion	Protéine	Neutralise les radicaux libres et joue un rôle de détoxifiant.
Coenzyme Q10	Transporteur d'électrons	Prévient les réactions radicalaires dans les mitochondries.
Mélatonine	Hormone	Neutralise les radicaux libres.

L'absorption de substances exogènes issues de l'alimentation (vitamines C et E, caroténoïdes, polyphénols) permet également de limiter l'altération des cellules par les RLO (Halliwell, 1990) (Tabl. I.2).

Cependant, ces défenses antioxydantes sont imparfaites et n'empêchent pas l'oxydation d'une partie de l'ADN. Les lésions sont alors réparées par des enzymes qui excisent la partie abîmée. Les fragments d'ADN sont alors éliminés dans les urines, ce qui constitue, d'ailleurs, un moyen de mesure pour estimer les dégâts causés par les RLO. Une perte progressive des moyens de défense contre les RLO est observée en fonction de l'âge. Les lésions radicalaires observées chez les personnes âgées sont alors de plus en plus importantes et mènent progressivement à la perte de la fonction des protéines et des lipides.

La relation entre les RLO et leur effet sur le processus du vieillissement a d'abord été suggérée par des théories évolutionnistes. En effet, des expériences ont observé que la longévité d'un animal est inversement proportionnelle à la quantité des RLO mais directement proportionnelle à l'efficacité de ses défenses contre les RLO (Ku *et al.*, 1993).

Tableau I.2: Antioxydants exogènes.

Antioxydants de l'alimentation	Fonction
Vitamine C (fruits, légumes)	Réagit avec les radicaux libres dans le plasma et à l'intérieur des cellules. Régénère la vitamine E et le bêta-carotène.
Vitamine E (germe de blé, noix, amandes, huiles végétales)	Réagit avec les radicaux libres dans les milieux gras. Protège les membranes, les graisses circulantes et les protéines.
Caroténoïdes (légumes à feuilles vertes, carottes, tomates, maïs, brocolis, agrumes)	Réagit avec les radicaux libres dans les milieux gras. Protège les membranes, les graisses circulantes, et les protéines.
Polyphénols (fruits, légumes)	Réagissent avec les radicaux libres dans les milieux aqueux et/ou gras. Protègent la vitamine C.
Terpènes (épices, aromates)	Neutralisent les radicaux libres.
Sélénium, fer, zinc, manganèse, cuivre (viandes, végétaux).	Composants des enzymes antioxydantes.
Cystéine (viandes, végétaux)	Précurseur du glutathion.
Acide phytique (céréales complètes)	Minimise la concentration des formes réactives des minéraux (fer, cuivre, manganèse) qui peuvent donner naissance à des radicaux libres.
Sulforaphane (légumes crucifères: brocoli, choux, choux de Bruxelles)	Induit des enzymes détoxifiantes qui s'opposent à la formation du radical superoxyde.

Le fait que l'efficacité des défenses dont les cellules disposent pour se protéger des RLO diminue considérablement en fonction de l'âge semble être un argument supplémentaire en faveur du rôle des RLO dans le processus de vieillissement.

Diverses raisons comme une intoxication aux métaux lourds, une irradiation, une ischémie ou des carences nutritionnelles peuvent conduire à une production accrue de RLO et/ou un déficit en moyens de défense radicalaire ce qui provoque un déséquilibre de la balance pro-oxydants/antioxydants, appelé stress oxydatif. Lors du vieillissement, il a été montré une diminution des défenses antioxydantes qui s'accompagne d'une augmentation de la production mitochondriale des RLO (Sohal *et al.*, 2002). De ce fait, la réponse adaptative des personnes âgées au stress apparaît fortement altérée (Balaban *et al.*, 2005). Lors du vieillissement, l'activité de plusieurs enzymes responsables de l'élimination des RLO, tels que la catalase, la glutathione peroxidase et reductase, est augmentée, ce qui confirme que la quantité des RLO présente chez les sujets âgés est importante (Hussain *et al.*, 1995). Ainsi, l'amélioration de la réponse au stress oxydatif pourrait réduire les effets délétères de l'âge (Parson, 1995).

Le stress oxydatif apparaît être responsable de la survenue d'un grand nombre de maladies dégénératives telles que l'apparition de cancers, de la maladie de Parkinson ou d'Alzheimer.

En outre, il a été montré, par exemple, chez l'homme, une multiplication par dix du risque de développer un cancer de la prostate chez les porteurs d'une variation génétique de la SOD (Li *et al.*, 2004). De même, une augmentation du risque du cancer du sein est associée à un polymorphisme de la SOD et à un stress oxydatif important (Cai *et al.*, 2004).

1.4.4.2. Autres facteurs environnementaux

1. Pollution, radiations

Différentes études ont tenté d'établir le lien entre les différents facteurs environnementaux (polluants, métaux lourds, herbicides, pesticides, radiations, champs électriques et magnétiques, certains produits alimentaires, fumée de tabac, certains médicaments et virus) et la santé (Kaiser, 1998; McGregor, 1998). Cependant, l'impact direct des différents polluants sur les êtres vivants est difficile à établir.

2. Mode de vie

En plus des effets nocifs des facteurs environnementaux, la longévité des individus peut également être influencée par le mode de vie (Chéron & Bengoetxea, 2006; Schuit, 2006). En effet, l'exposition fréquente à la fumée de tabac, aux radiations solaires, au bruit, le manque d'exercice physique, la surconsommation d'alcool, de fer et de graisses polyinsaturées peuvent largement contribuer à une diminution de la longévité. Au contraire, une nutrition équilibrée et une activité physique régulière sont des facteurs qui favorisent la longévité.

En effet, le lien entre la consommation excessive des graisses animales et les différentes maladies cardio-vasculaires a souvent été mentionné. L'impact d'autres maladies liées à l'âge semble être diminué par l'apport suffisant de certains nutriments comme par exemple, la consommation de soja préviendrait du cancer de la prostate (Garnick & Fair, 1999). De même, la prévention de l'ostéoporose des os longs peut être obtenue par un apport calcique suffisant tout le long de la vie et par le maintien d'une bonne forme physique (Forette, 1997). L'apport des différents antioxydants a également un effet bénéfique sur la santé des personnes âgées (Proust, 1999).

De même, il a été montré que l'exercice modéré est bénéfique pour lutter contre les effets du vieillissement (Butler-Browne & Bigard, 2006). En effet, il contribue à augmenter les capacités fonctionnelles des organes (Viidik & Skalicky, 1997).

Au niveau cellulaire, l'exercice modéré diminue la production microsomale des RLO, augmente l'activité de certaines enzymes impliquées dans la réponse contre le stress oxydatif et maintient les réserves cellulaires en antioxydants (Toshinai *et al.*, 1997; Viidik *et al.*, 1997; Navarro-Arevalo & Sanchez-del-Pino, 1998).

I.5. Effets du vieillissement

Le vieillissement s'accompagne d'une diminution des capacités fonctionnelles de l'organisme (Belmin *et al.*, 2003). D'une manière générale, cette altération est la plus manifeste dans les situations qui mettent en jeu les réserves fonctionnelles (effort, stress, maladies aiguës) et peut être très variable d'un organe à l'autre (vieillissement différentiel inter-organe). A âge égal, l'altération d'une fonction donnée varie fortement d'un individu âgé à l'autre (variation interindividuelle). La population âgée est ainsi caractérisée par une grande hétérogénéité. En effet, les conséquences du vieillissement peuvent être très importantes chez certains sujets âgés et être minimales voire absentes chez d'autres individus du même âge. Il faut donc distinguer le vieillissement "réussi", le vieillissement "normal" et le vieillissement "pathologique" (Denis & Veyssier, 2005).

I.5.1. Évolutions corporelles

Les évolutions de composition et de constitution corporelles qui surviennent au cours du vieillissement provoquent généralement des changements morphologiques importants qui se caractérisent par une diminution de la taille pouvant aller jusqu'à une perte de 10 cm entre 25 et 85 ans, due au tassement des vertèbres et à l'accentuation de la courbure vertébrale. A cela s'accompagne, généralement, une diminution ou augmentation importante de la masse corporelle.

En effet, la proportion de masse grasse a tendance à augmenter d'abord pour passer de 10 % à 20 ans à 20 % à 80 ans, en particulier pour les sujets sédentaires. Cette augmentation est principalement associée à une redistribution des tissus adipeux sous-cutanés et abdominaux.

A l'inverse, de nombreux cas de baisse importante de poids, en particulier chez la femme, sont observés chez les personnes âgées. De manière générale mais plus encore en âge avancé, l'indice de masse corporelle ($\text{Poids [kg]} / \text{Taille [m]}^2$) dans les cas extrêmes (< 20 et > 35) représente un risque élevé de mortalité.

Par ailleurs, la teneur en eau, diminue considérablement avec l'âge. Elle est de l'ordre de 80 % à la naissance, 60 % à 25 ans, 50 % à 70 ans, 40 % à 80 ans, d'où l'importance de l'apport d'eau chez le sujet âgé, dont la sensation de soif est altérée.

I.5.2. Vieillesse cutané

Le vieillissement cutané intrinsèque est caractérisé par une altération du tissu élastique, un épaississement fibreux du derme, un aplanissement de la jonction dermo-épidermique et une diminution du nombre de mélanocytes. En vieillissant, l'activité des glandes sébacées et sudoripares diminue, ce qui contribue à une certaine sécheresse cutanée, ce qui favorise l'apparition des rides.

Le vieillissement extrinsèque de la peau est accéléré par l'action du soleil et dépend de l'effet des ultraviolets (UV). Alors que les UV B agissent en surface sur l'épiderme (coups de soleil, expansion des mélanocytes) et accélèrent l'apoptose, les UV A agissent en profondeur dans le derme où ils affectent le génome et tuent progressivement les fibroblastes qui synthétisent les fibres de collagène et d'élastine. Les défenses immunitaires cutanées (cellules de Langerhans) sont alors touchées et les cancers cutanés peuvent apparaître.

La réduction du nombre de mélanocytes entraîne progressivement le blanchissement des cheveux des personnes âgées. Des facteurs génétiques, hormonaux (androgènes) et nutritionnels sont impliqués dans la chute des cheveux (alopécie) jusqu'à la calvitie totale fréquente chez l'homme.

Les ongles s'épaississent et deviennent cassants avec l'âge. Ils sont souvent affectés par des infections fongiques (champignons) bénignes mais généralement chroniques.

I.5.3. Altérations des fonctions cérébrales et nerveuses

Le cerveau est le siège des activités nerveuses conscientes mais aussi des activités végétatives inconscientes. Son poids diminue avec l'âge, ainsi que son débit sanguin, ce qui nuit à l'activité nerveuse.

De nombreuses modifications du système nerveux central (SNC) ont été décrites au cours du vieillissement parmi lesquelles il faut principalement citer : la diminution du nombre de neurones, la raréfaction de la substance blanche sous-corticale et la diminution de certains neurotransmetteurs comme l'acétylcholine.

Les fonctions motrices et sensitives sont peu modifiées par le vieillissement. En revanche, le vieillissement du SNC se traduit par une augmentation des temps de réaction et par une réduction modérée des performances mnésiques concernant notamment l'acquisition de nouvelles informations. La diminution de la faculté de mémorisation relèverait moins de la perte de neurones que de l'altération des connexions chimiques entre ces derniers, assurées par les neuromédiateurs.

L'augmentation des temps de conduction des nerfs périphériques est à l'origine d'une diminution de la sensibilité proprioceptive qui favorise l'instabilité posturale.

La réduction de la sensibilité des osmorécepteurs de la soif et les modifications du métabolisme de l'arginine vasopressine rendent compte, en partie, de la diminution de la sensation de la soif chez les personnes âgées.

De nombreuses personnes âgées éprouvent des troubles du sommeil, du cycle veille-sommeil, de la difficulté à l'endormissement, des insomnies, des réveils fréquents et des somnolences diurnes. Le rythme circadien serait altéré, ainsi que la structure même du sommeil. La diminution de sécrétion de mélatonine par l'épiphyse, traduit une désorganisation des rythmes circadiens chez les individus âgés. Les ronflements sont souvent associés à l'apnée du sommeil qui se caractérise par des interruptions périodiques de l'expiration pulmonaire suivies de réveils plus ou moins conscients.

I.5.4. Vieillessement du système cardiovasculaire

Le débit cardiaque apparaît stable au repos et peu diminué à l'effort avec l'avancée en âge. Toutefois, le cœur s'accompagne de modifications anatomiques. L'augmentation de la masse cardiaque et de l'épaisseur pariétale du ventricule gauche est à l'origine d'un moins bon remplissage ventriculaire par défaut de relaxation. Cette altération de la fonction diastolique est habituellement compensée par la préservation de la fonction systolique ventriculaire qui contribue au maintien du débit cardiaque.

Le vieillissement de la paroi artérielle se caractérise par des modifications structurales de l'élastine, la rigidification du collagène et l'altération de la vasomotricité artérielle.

L'appareil circulatoire se détériore plus ou moins rapidement avec l'âge en raison de la progression de différentes pathologies affectant le cœur (atteintes coronariennes, infarctus), les artères (hypertension artérielle) et les veines (varices).

I.5.5. Insuffisances respiratoires

La diminution de la compliance pulmonaire, de la compliance thoracique et la réduction de volume des muscles respiratoires conduisent à la réduction de la capacité ventilatoire au cours du vieillissement. L'augmentation du volume aérien non mobilisable en fin d'expiration et la réduction du calibre des bronches distales diminuent le débit expiratoire. Par ailleurs, la capacité de diffusion de l'oxygène et la pression partielle en oxygène du sang artériel (PaO_2) diminuent progressivement avec l'âge. De ce fait, de nombreuses personnes âgées sont sujettes à la fatigue et à l'essoufflement provoqué par l'effort physique.

I.5.6. Déficits sensoriels

Le vieillissement oculaire s'accompagne d'une réduction progressive de la vision proche par défaut d'accommodation (faculté d'adaptation du cristallin). Le domaine d'accommodation de l'œil, quantifié par des bornes de la vision naturellement correcte (en dioptries), passe de 13 chez l'enfant de 3 ans à 5 à 40 ans et à 3 à 80 ans. L'altération progressive du cristallin, qui devient opaque et jaune, entraîne une diminution de l'acuité visuelle et de la sensibilité à l'intensité lumineuse. L'opacification du cristallin touche 40 % des sujets de plus de 70 ans en France et résulte de l'évolution des protéines constitutives, notamment sous l'effet des radiations solaires (UV B).

Le vieillissement de l'appareil vestibulaire s'accompagne d'une perte progressive de l'audition (portant principalement sur les sons aigus). La prévalence est de 30 % après 65 ans. Avec le vieillissement, le conduit auditif externe s'atrophie, la peau revêtant ses parois devient plus fine et le cérumen apparaît plus sec. La membrane du tympan s'épaissit et la chaîne des osselets subit une dégénérescence de ses articulations. Des altérations histologiques et fonctionnelles touchent l'oreille interne. Dans l'organe de Corti, il ya une dégénérescence et une disparition des cellules ciliées, une perte de neurones cochléaires, une calcification de la membrane basilaire et une dégénérescence du ligament spiral.

Les données concernant les modifications du goût et/ou de l'olfaction au cours du vieillissement sont, jusqu'à présent, plus controversées.

I.5.7. Affaiblissement de l'appareil locomoteur

Le vieillissement du muscle squelettique se traduit par une diminution de la densité en fibres musculaires (principalement de type II), une réduction de la masse musculaire (sarcopénie) et une diminution de la force musculaire ce qui contribue aux défauts d'équilibre et aux risques de chute accrues des personnes âgées.

Le vieillissement osseux se caractérise par la réduction de la densité minérale osseuse (ostéopénie) et touche principalement la femme sous l'effet de la privation œstrogénique à la ménopause. Cette altération, de l'ordre de 20 à 30 % chez l'homme et de 30 à 40 % chez la femme, doit être distinguée de l'ostéoporose, qui caractérise son évolution pathologique.

Le vieillissement du cartilage articulaire s'explique essentiellement par une diminution de la teneur en glycosylaminoglycanes, de la prolifération cellulaire (chondrocytes), de la capacité de réparation et une altération de la membrane et du liquide synovial pouvant conduire à l'arthrose.

Parallèlement à la baisse de la vision et de l'audition, l'altération de l'ensemble de l'appareil locomoteur conduit à des troubles de la marche qui affectent la moitié des personnes âgées de plus de 85 ans et à des troubles de l'équilibre qui causent des chutes plus ou moins graves (fractures), au domicile ou à l'extérieur.

I.5.8. Troubles nutritionnels

Le vieillissement entraîne des modifications de l'appareil bucco-dentaire, une diminution du flux salivaire et une baisse de la sécrétion d'acide gastrique.

Par ailleurs, le temps de transit intestinal est ralenti chez le sujet âgé. L'évolution des fonctions hépatiques se caractérise par une réduction de la capacité de régénération du foie et une réduction de la synthèse des protéines sériques (albumine, transporteurs).

I.5.9. Affaiblissement immunitaire

Le statut nutritionnel parfois déficient de la personne âgée contribue à l'affaiblissement de ses défenses immunitaires.

Les défenses de la peau sont amoindries, d'une part, par sa plus grande fragilité face aux agressions bénignes et d'autre part, par la raréfaction de ses cellules immunitaires (cellules de Langerhans).

L'altération liée à l'âge la plus évidente est l'involution du thymus, dont la masse diminue de 90 % entre 30 et 75 ans. La production des lymphocytes T, capables de réagir face à des agressions nouvelles, diminue alors que celle des lymphocytes-mémoire, capables de lutter contre une infection mémorisée, augmente, mais est moins performante. Certaines activités des macrophages, notamment la sécrétion de facteurs régulateurs de la réaction immunitaire (interleukines), s'altèrent.

L'immunisation conférée par la vaccination n'est pas altérée chez les personnes âgées en bonne santé, même si les taux d'anticorps produits sont inférieurs à ceux observés chez les jeunes adultes.

I.5.10. Problèmes uro-génitaux

L'appareil uro-génital apparaît particulièrement vulnérable aux infections ce qui contribue à l'altération des fonctions rénales et urinaires, en particulier chez la femme. De 30 à 90 ans, la fonction de filtration glomérulaire perd 50 % de son efficacité ce qui compromet l'équilibre acido-basique et hydrominéral de l'organisme. L'hypertrophie bénigne de la prostate (adénome) cause de nombreux problèmes urinaires qui affectent précocement, dès 50 ans, un homme sur deux. Chez la femme, l'incontinence urinaire peut s'aggraver dès 60 ans.

I.5.11. Sénescence endocrinienne

Chez la femme, la ménopause s'accompagne de l'arrêt de la sécrétion ovarienne d'œstrogènes, de la disparition des cycles menstruels, de l'involution de l'utérus et des glandes mammaires. Chez l'homme, il se produit une diminution progressive de la sécrétion de testostérone (andropause). Une proportion importante d'hommes âgés conserve néanmoins une spermatogenèse suffisante pour procréer.

Le retentissement du vieillissement sur la fonction sexuelle est variable d'un individu à l'autre, et est influencé par le statut hormonal, mais aussi par des facteurs sociaux, psychologiques et culturels.

Le vieillissement provoque donc de nombreux changements sur l'organisme. Cependant, au-delà de 70 ans, rares sont les sujets qui ne présentent aucun handicap physique ou psychique ce qui a de nombreuses conséquences sur le quotidien des personnes âgées.

I.6. Conséquences du vieillissement

Certaines maladies ou syndromes dont la fréquence augmente avec l'âge ont longtemps été confondus avec l'expression du vieillissement. Ainsi, la maladie d'Alzheimer a longtemps été considérée comme l'expression du vieillissement cérébral, l'insuffisance cardiaque comme le témoin du vieillissement cardiaque, l'athérosclérose comme celui du vieillissement artériel et l'incontinence comme la conséquence du vieillissement urinaire. Cependant, aujourd'hui ces troubles sont attribués à des processus pathologiques, certes très fréquents chez les personnes âgées, mais non obligatoires.

L'augmentation de la fréquence de certaines maladies chez les sujets âgés peut s'expliquer de plusieurs façons. En premier lieu, la durée d'exposition à certains facteurs de risque augmente avec l'avancée en âge (effet cumulatif du temps). Deuxièmement, les modifications induites par le vieillissement peuvent dans certains cas faciliter la survenue de maladies. Enfin, les progrès de la prise en charge de certaines maladies chez les adultes contribuent à allonger l'espérance de vie de ces patients et à augmenter la prévalence de certaines maladies. Selon la théorie du "1 + 2 + 3" le vieillissement normal conduit à une diminution des capacités fonctionnelles de l'organisme mais, en absence de maladie surajoutée, ne provoque pas de décompensation ou "d'insuffisance" (Fig. I.5) (Bouchon, 1984). Dans certains cas, il peut exister un continuum entre certains effets du vieillissement et certaines pathologies. Par exemple, l'ostéopénie qui résulte du vieillissement peut favoriser les tassements vertébraux ou les fractures de contraintes, même en l'absence de traumatisme. Cependant, au-delà de 70 ans, rares sont les sujets qui ne présentent aucun handicap physique ou psychique.

Les maladies infectieuses, parasitaires, bactériennes ou virales font courir un risque accru de mortalité chez les personnes âgées qui voient leur système immunitaire affaibli. Par exemple, en 1918-1919, la grippe avait tué plus de 20 millions de personnes d'où l'intérêt de la vaccination des personnes âgées.

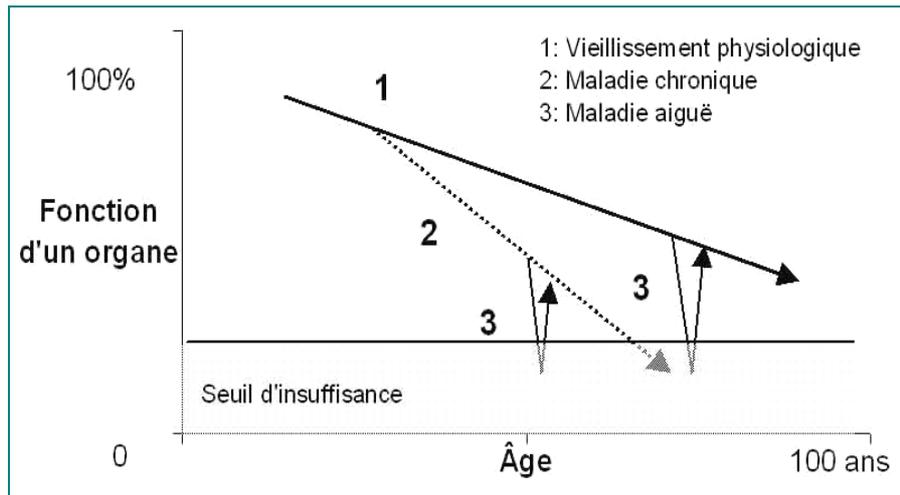


Figure I.5: *Théorie du "1 + 2 + 3" (d'après Bouchon, 1984).*

La pathologie cardiovasculaire a pour cause l'obturation progressive des vaisseaux dans l'appareil circulatoire par l'athérosclérose et la thrombose, qui est critique lorsqu'elle concerne le cœur (artères coronaires) et le cerveau. L'hypertension artérielle permanente est un facteur de risque classique important, provoquant des atteintes cardiaques et cérébrales. Sa prévalence augmente régulièrement avec l'âge (2 % avant 40 ans, 30 % après 60 ans).

Les pathologies veineuses altèrent le retour au cœur du sang des membres inférieurs (jambes lourdes), ce qui favorise l'apparition des varices et des phlébites pouvant conduire à des embolies pulmonaires.

Chez les personnes âgées, les cancers présentent généralement des évolutions progressives, souvent lentes mais fatales, d'où l'intérêt des dépistages précoces. Après 65 ans, le cancer cause 30 % des décès chez les hommes et 20 % chez les femmes. Les cancers les plus fréquents chez les personnes âgées sont le cancer du poumon et le cancer colorectal auxquels il faut ajouter le cancer du sein chez la femme et celui de la prostate chez l'homme. Alors que la mortalité par pathologie cardiovasculaire a régressé sensiblement ces dernières années, la mortalité par cancer a progressé, notamment en raison de l'augmentation de la longévité.

Les rhumatismes, l'arthrose et l'arthrite affectent, de façon passagère ou permanente, presque tous les sujets âgés. L'arthrite rhumatoïde est une maladie auto-immune provoquée par l'inflammatoire des articulations par le système immunitaire. L'ostéoporose désigne le stade pathologique de l'ostéopénie et touche principalement la femme post-ménopausée. Les os les plus exposés sont les os squelettiques supportant le poids du corps (vertèbres, fémur).

Outre les causes nutritionnelles, des déficiences hépatiques, rénales ou endocriniennes (hyperparathyroïdie sénile) demandent souvent une prise en charge thérapeutique. Le diabète sucré de type II, provoqué par une résistance périphérique à l'insuline, est un diabète qui affecte près de 1,5 millions de personnes âgées en France. Son évolution peut s'accompagner d'épuisement des cellules pancréatiques et nécessiter l'injection d'insuline. Les complications vasculaires du diabète affectent la rétine, le cœur, les reins, le cerveau. La prévalence du diabète augmente avec l'âge et affecte au moins un sujet sur deux après 80 ans.

Les maladies neuro-dégénératives les plus fréquentes sont les maladies d'Alzheimer et de Parkinson. Elles affectent soit les neurones eux-mêmes et leurs interconnexions synaptiques (neuromédiateurs), soit les cellules gliales. Cependant, il est difficile de distinguer les altérations normales, associées au vieillissement, des phases précoces des altérations pathologiques.

La maladie d'Alzheimer affecte près de 10 % des Français entre 80 et 84 ans, 30 % entre 85 et 89 ans et plus de 40 % au-delà de 90 ans, soit au total environ 400 000 personnes. Son évolution se manifeste par des symptômes d'amnésie, d'aphasie, d'agnosie et enfin d'apraxie. Selon les projections, environ deux millions de Français seront atteints en 2020. Les 2/3 des dépendances relèvent de la démence qui est elle-même provoquée dans un cas sur deux par la maladie d'Alzheimer. La maladie d'Alzheimer résulte d'amas neuro-fibrillaires à l'intérieur des neurones et de les plaques amyloïdes à l'extérieur.

La maladie de Parkinson survient généralement entre 55 ans et 70 ans. Elle se manifeste par un tremblement de repos, une rigidité des membres et une dégradation des activités motrices (akinésie). Elle est causée par la détérioration et la disparition des neurones dopaminergiques de la substance noire, du corps strié et du noyau ventro-latéral du thalamus qui sont des structures impliquées dans la commande et le contrôle de la motricité. Moins fréquentes, il existe aussi d'autres maladies neuro-dégénératives telles que la chorée d'Huntington et la sclérose latérale amyotrophique.

Les cellules rétiniennes sont également susceptibles de dégénérescence. Principalement, l'exposition chronique aux radiations solaires conduit à la cataracte qui affecte un sujet sur trois à partir de 75 ans. Différemment, le glaucome, lui aussi est favorisé par l'avancement en âge chez les sujets héréditairement prédisposés, et provoqué par une pression excessive intraoculaire qui altère le nerf optique et la vision périphérique.

I.7. Evaluation du vieillissement

Le vieillissement n'étant pas linéaire, il peut donc varier entre les individus en fonction de l'âge chronologique. Différents tests cliniques permettent d'estimer l'état du vieillissement biologique et d'évaluer l'autonomie afin de définir les besoins de prise en charge des personnes. Ces données nécessitent un recueil standardisé et l'utilisation d'échelles validées en termes de pertinence (fidélité, reproductibilité, sensibilité, spécificité) et d'applicabilité (faisabilité).

I.7.1. Autonomie et dépendance

L'autonomie est définie par la capacité à se gouverner soi-même alors que la dépendance est l'impossibilité partielle ou totale pour une personne d'effectuer sans aide les activités de la vie quotidienne, qu'elles soient physiques, psychiques ou sociales, et de s'adapter à son environnement.

Afin de distinguer les différents niveaux de retentissement de la maladie, l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) a repris l'analyse fonctionnelle des maladies de Wood (Wood, 1980). Cette analyse distingue la déficience, l'incapacité et le handicap.

La déficience correspond à une anomalie d'un organe, d'un appareil ou d'un système. Cette anomalie peut être sans conséquence pathologique, mais le plus souvent, elle est symptomatique et équivaut à la maladie. L'incapacité représente une des conséquences de la déficience et en est l'expression en termes de fonction ou de performance. Le handicap est le désavantage résultant de l'incapacité. Il traduit l'écart entre l'incapacité physique et intellectuelle de la personne et les normes habituelles de qualité de vie. Le handicap est proportionnel aux ressources matérielles et sociales disponibles pour pallier l'incapacité.

Par exemple, une diminution de force de préhension de la main est une déficience. Elle peut engendrer une incapacité telle l'impossibilité de couper les aliments au cours du repas. Si le patient peut s'aider de son autre main et/ou d'ustensiles adaptés (aides techniques), cette incapacité n'a pas de retentissement sur son environnement. Si au contraire cette incapacité impose la présence d'une personne à chaque repas, elle est source de handicap.

I.7.2. Echelles et tests cliniques

Il existe de nombreuses échelles d'évaluation du vieillissement qui poursuivent des objectifs différents (Moulias *et al.*, 2008). Les évaluations de performance globale ont un intérêt épidémiologique d'évaluation du retentissement d'un handicap sur les activités de la vie quotidienne (ADL de Katz, "Mini-Mental State") ou les activités instrumentales (IADL de Lawton) (Lawton & Brody, 1969; Folstein *et al.*, 1975; Katz & Akpom, 1976) (Tabl. I.3). Les échelles de réadaptation permettent de mesurer les progrès d'un programme de réadaptation. Les échelles de dépendance gériatriques (Géronte, échelle de la société française de gérontologie, grille Colvez,) servent à évaluer la dépendance et les besoins de soins dans le cadre de services de soins aux personnes âgées.

Tableau I.3: Principales échelles d'évaluation de vieillissement (d'après Moulinas *et al.*, 2008).

Echelles	Objectif	Description
ADL*	Evaluer la capacité à réaliser les actes de la vie quotidienne	Evaluation des activités suivantes : se laver, s'habiller, utiliser les toilettes, faire les transferts lit/fauteuil et assis/debout, contrôler la continence, s'alimenter. L'autonomie est cotée 1 par activité. Un score inférieur à 3 montre une dépendance importante.
IADL*	Evaluer la capacité à réaliser les activités instrumentales de la vie quotidienne	Evaluation des activités suivantes : Faire les courses, faire la cuisine, faire le ménage, faire la lessive, utiliser le téléphone, utiliser les moyens de transport, prendre des médicaments et gérer un budget.
MMS*	Détecter les troubles cognitifs	Appréciation de l'orientation spatio-temporelle, de la mémoire, des praxies, du langage, des gnosies, du calcul et des fonctions exécutives.
Anthropométrie	Apprécier l'état nutritionnel	Mesures de l'indice de masse corporelle, de la circonférence du mollet, de la circonférence brachiale et du pli cutané tricipital.
MNA*	Dépister la malnutrition	Evaluation globale, indices diététiques, évaluation subjective et indices anthropométriques notés sur 30 points. Un score inférieur à 17 révèle une malnutrition protéino-énergétique.
Appui unipodal	Apprécier l'équilibre	Mesure le temps de maintien debout sur un pied. Un temps inférieur à 5 s est un facteur prédictif de chutes traumatiques.
"Get-up-and-go"	Evaluer les transferts assis/debout, la marche et les changements de directions.	Mesure du temps nécessaire pour se lever, marcher 3 m, faire un demi-tour, revenir vers le siège, faire le tour et se rasseoir. Sans le tour du siège, un temps inférieur à 10 s définit les sujets autonomes. Un temps supérieur à 16 s est un facteur prédictif de risque de chute.

* ADL: "Activity of Daily Living", IADL: "Instrumental Activity of Daily Living", MMS: "Mini-Mental State", MNA: "Mini-Nutritional-Assessment" (Nestlé clinical nutrition).

La grille AGGIR (Autonomie gérontologique groupe iso-ressources) cherche à définir le profil de dépendance d'un sujet. La dépendance y est évaluée en terme de demande de soins requis, appelé groupe iso-ressource (GIR).

Le groupe 1 correspond aux personnes les plus dépendantes alors que le groupe 6 rassemble les individus qui n'ont pas perdu leur autonomie pour les activités de la vie courante. Cette grille est utilisée comme outil d'évaluation de la dépendance pour l'attribution de l'allocation personnelle d'autonomie (APA).

- **GIR 1** : Correspond au degré de dépendance le plus élevé, c'est à dire les personnes âgées ayant perdu leur autonomie mentale, corporelle, locomotrice et sociale, qui nécessitent une présence indispensable et continue d'intervenants.
- **GIR 2** : Sont classées dans ce groupe, les personnes âgées dont les fonctions mentales sont altérées mais qui ont conservé leurs capacités de se déplacer et celles qui sont confinées au lit ou au fauteuil, dont les fonctions intellectuelles ne sont pas totalement altérées et dont l'état exige une prise en charge pour la plupart des activités de la vie courante.
- **GIR 3** : Ce groupe réunit les personnes âgées ayant conservé leur autonomie mentale, partiellement leur autonomie locomotrice, mais qui ont besoin quotidiennement et plusieurs fois par jour d'être aidées pour leur autonomie corporelle.
- **GIR 4** : Sont intégrées à ce groupe, les personnes âgées n'assumant pas seules leurs transferts mais qui, une fois levées, peuvent se déplacer à l'intérieur de leur logement. Elles doivent parfois être aidées pour la toilette et l'habillage. Ce groupe s'adresse également aux personnes âgées n'ayant pas de problèmes locomoteurs mais devant être aidées pour les activités corporelles et pour les repas.
- **GIR 5** : Ce groupe comporte des personnes âgées ayant seulement besoin d'une aide ponctuelle pour la toilette, la préparation des repas et le ménage.
- **GIR 6** : Ce groupe réunit les personnes âgées n'ayant pas perdu leur autonomie pour les actes essentiels de la vie courante.

Seuls les quatre premiers GIR (de 1 à 4) de la grille nationale ouvrent droit à l'APA, que les bénéficiaires se trouvent à domicile ou en établissement, à condition qu'ils répondent aux critères d'âge et de résidence (loi du 20 juillet 2001).

Les personnes âgées classées en GIR 5 et 6 peuvent néanmoins prétendre au versement des prestations d'aide ménagère servies par leur régime de retraite ou par l'aide sociale départementale.

L'évaluation de la perte d'autonomie se fait sur la base de dix-sept variables :

- Dix variables dites "discriminantes" se rapportant à la perte d'autonomie physique et psychique et sont utilisées pour le calcul du GIR: cohérence - orientation - toilette - habillage - alimentation - élimination - transferts (se lever, se coucher, s'asseoir) - déplacement à l'intérieur - déplacement à l'extérieur - communication à distance.
- Sept variables dites "illustratives" concernant la perte d'autonomie domestique et sociale, n'entrent pas dans le calcul du GIR mais apportent des informations utiles à l'élaboration du plan d'aide: gestion personnelle de son budget et de ses biens - cuisine - ménage - transports - achats - suivi du traitement - activités de temps libre.

Chaque variable possède trois modalités:

- A : Fait seul les actes quotidiens,
- B : Fait partiellement,
- C : Ne fait pas.

L'ensemble de ces tests a pour but l'évaluation globale du vieillissement afin de définir les besoins de prise en charge des personnes âgées. La recherche expérimentale, quant à elle, permet d'accroître nos connaissances sur le processus du vieillissement afin de lutter contre son apparition et d'en diminuer les effets.

I.7.3. Recherche expérimentale

Le vieillissement des organes et de leurs fonctions peut être étudié de différentes façons. La recherche peut être conduite sur différents modèles: études *in vitro* de cellules en culture ou de cellules provenant d'organismes jeunes et âgés, études *in vivo* d'animaux jeunes et âgés (vers, drosophiles, souris, rats, lapins, singes) et études chez l'homme. Par ailleurs, certaines maladies rares (Syndrome de Werner, Progeria, Trisomie 21) responsables d'un vieillissement prématuré et d'un raccourcissement de l'espérance de vie servent souvent de modèles d'étude du vieillissement.

La recherche expérimentale s'expose à plusieurs problèmes méthodologiques lorsqu'il s'agit de quantifier le vieillissement chez l'homme, du fait qu'il apparaît souvent difficile de différencier ce qui relève du vieillissement "normal" de ce qui est induit par un état pathologique.

Les recherches s'intéressant aux effets du vieillissement chez l'homme sont construites généralement selon deux grands types méthodologiques : les études longitudinales et les études transversales.

1.7.3.1. Les études longitudinales

Les études longitudinales s'intéressent au suivi des marqueurs du vieillissement sur une durée donnée. Il s'agit de suivre l'évolution de constantes biologiques qui évoluent avec l'âge chronologique.

Il existe deux types d'études longitudinales : les études "exposés versus non exposés" et les études de cohortes. Pour les études "exposés versus non exposés", l'apparition d'une maladie ou d'un paramètre biologique est isolé et suivi pour un groupe de sujets ayant été exposés à un facteur de risque et un groupe témoin. Les études de cohortes se font sur des échantillons représentatifs pendant un temps donné et permettent de mesurer la fréquence de l'exposition et l'incidence des maladies. Cependant, elles nécessitent un très grand nombre de sujets et un suivi prolongé. Peu nombreuses, ces études sont, par contre, très informatives.

Le principal avantage des études longitudinales est d'apporter des renseignements sur les changements inter et intra-individuels au cours du vieillissement. Elles seules permettent de découvrir des phénomènes intercurrents, tel que "l'effet dormeur" pour lequel il s'écoule un long laps de temps entre l'exposition et l'apparition d'une maladie.

Cependant, si ces études sont fiables, elles ne permettent pas d'avoir des résultats rapidement. A cela, s'ajoute un certain nombre de problèmes de mise en place, de coût et de temps d'investigation. Il est parfois difficile de suivre une population de personnes âgées sur plusieurs années car des événements de la vie tels que les maladies, les décès, les déménagements sont des causes de perte de sujets. Les études doivent en effet inclure un grand nombre de sujets et assurer un suivi sur une durée conséquente (au minimum 5 ans) pour permettre d'observer les phénomènes attendus.

1.7.3.2. Les études transversales

Les études transversales observent l'effet de l'âge sur un paramètre biologique en comparant différents groupes d'âge. Dans ce cas, des effets de cohorte et de génération peuvent influencer les résultats. En effet, un effet de cohorte est le fait qu'un évènement ou une habitude soit lié à l'avancée en âge (par exemple : une moindre perception de la soif) alors que l'effet de génération étudiée, à âge équivalent, l'influence du contexte culturel de l'époque. Ainsi, avoir 20 ans en 1930 ou en 2000 implique des préférences, des goûts et des modes de vie qui auront des répercussions sur l'individu à 65 ans.

Ces deux types d'enquête imposent de sélectionner avec soin les individus étudiés afin d'écartier les sujets malades. L'existence assez fréquente de maladies méconnues car asymptomatiques chez les personnes âgées posent en pratique des problèmes de détection qui peuvent affecter la qualité des résultats.

A cela peut s'ajouter un biais de sélection. En effet, la population âgée étant très diverse, elle est constituée d'une part, de personnes dont le vieillissement est optimal qui sont en pleine forme physique et intellectuelle et indemne de toute maladie, d'autre part, de sujets dont le vieillissement se situe dans la moyenne et, enfin, de sujets plus ou moins malades et dépendants résidant éventuellement en institution. Le recrutement d'un échantillon de la population âgée en vue d'une étude risque de surreprésenter soit, les plus performants (dans la majorité des études), soit à l'opposé, les plus accessibles c'est-à-dire ceux qui résident en institution alors qu'ils ne sont pas les plus représentatifs du vieillissement moyen.

En résumé, dans les enquêtes transversales, le biais de cohorte tend à faire croire que la pente du vieillissement est plus importante qu'elle ne l'est en réalité alors que le biais de sélection risque de faire croire le contraire. Néanmoins, ces études apportent des informations intéressantes sur l'origine et l'évolution des mécanismes de vieillissement.

1.7.3.3. Variabilité intra-individuelle

L'ensemble de l'organisme est soumis à des variations. Certaines sont dues à des horloges internes très peu sensibles à l'extérieur et d'autres sont sensibles à des facteurs externes. La concentration en vitamine D, par exemple, diminue l'hiver du fait d'un moindre ensoleillement (variation circannuelle). Pendant le sommeil, les ondes électro-encéphalographiques se modifient par rapport à l'état de veille (variabilité circadienne).

L'évolution des variations des différents paramètres au cours du vieillissement n'est pas standardisée. Ainsi, certaines variations sont moindres, comme l'accélération du rythme cardiaque à l'effort ou la modification électro-encéphalographique entre état de veille et état de sommeil au cours d'enregistrements de longue durée.

D'une façon plus générale, il y a une plus grande sensibilité de l'organisme aux agressions extérieures, telles que la chaleur ou les infections avec des réactions plus intenses (déshydratation à la chaleur, syndrome inflammatoire lors d'une infection). Les réponses hormonales peuvent être retardées ou exagérées, dépassant ainsi leur but et revenant à état d'équilibre plus lentement. Toutefois, pour de nombreux paramètres biologiques, cet accroissement est d'importance assez modeste et il est admis que la variabilité de l'individu s'accroît moins avec l'âge que la variabilité entre les individus.

Certains auteurs en déduisent la nécessité d'un abandon chez les personnes âgées de la notion de normalité définie comme le fait d'être à l'intérieur des valeurs de références. Ils soutiennent que la seule vraie normalité est celle de la stabilité de l'individu par rapport à son propre état antérieur.

1.7.3.4. Variabilité interindividuelle

La variabilité entre les individus s'accroît avec l'avance en âge. Les explications de cet accroissement avec l'âge de la variabilité entre les individus sont multiples.

En effet, il a été observé l'existence de différences génétiques entre les individus qui ne s'expriment qu'à un âge avancé, notamment dans le domaine des maladies dégénératives. Une autre cause de variabilité est la multiplicité des phénomènes acquis depuis la naissance tels que l'éducation, la pratique d'exercices physiques, les traumatismes, les antécédents pathologiques, les événements sociaux qui déterminent au cours de l'existence des évolutions qui font que même de vrais jumeaux peuvent différer sensiblement.

1.7.3.5. Synthèse

Nous constatons donc que la mesure expérimentale du vieillissement pose de nombreux problèmes. La multiplicité des paramètres entrant en compte dans le processus du vieillissement est trop large pour permettre la construction d'instrument de mesure de la sénescence.

Pour quantifier le vieillissement, nous pouvons, cependant, observer certains paramètres mesurables dont la comparaison entre différentes classes d'âge témoignerait de l'évolution du processus.

Le temps imparti pour nos travaux ne nous permettant pas d'envisager une étude longitudinale du vieillissement, une étude transversale est réalisée pour comparer le mouvement des adultes et des personnes âgées. Ces dernières seront donc choisies avec des critères d'inclusion permettant d'avoir une population représentative du vieillissement "normal" afin répondre à nos objectifs.

I.8. Conclusion

A travers ce chapitre, nous avons montré que le vieillissement est un processus biologique complexe qui est difficile à définir, à expliquer et à mesurer. Les modifications démographiques mondiales témoignent d'un vieillissement général de la population. Les différentes théories apportent des renseignements complémentaires dans la compréhension des mécanismes induits par le vieillissement sans toutefois s'opposer. De nombreuses conséquences du vieillissement pouvant conduire à un état pathologique ont été identifiées. Nous avons ensuite présenté les différents tests qui permettent d'évaluer les effets du vieillissement sur les activités du quotidien. Cependant, le vieillissement étant multifactoriel, nous avons également mis en évidence les difficultés méthodologiques rencontrées pour le mesurer expérimentalement. Cela peut expliquer le manque de documentation concernant la quantification de la perte de mobilité causée par l'avancée en âge et en particulier, au niveau du membre supérieur.

Chapitre II

Étude du mouvement de préhension

II.1. Introduction

Dans ce chapitre, une description anatomique du membre supérieur et de la main est détaillée ainsi que les capacités fonctionnelles de ces derniers. Nous examinons, ensuite les classifications des postures de la main proposées dans la littérature afin de répertorier les différentes configurations articulaires lors de la saisie d'un objet. Puis, une analyse cinématique des deux phases du mouvement de préhension est établie en termes de paramètres biomécaniques qui permettent de caractériser le mouvement de préhension. Nous nous intéressons alors à l'influence de la présence d'un obstacle sur l'organisation spatio-temporelle lors de la saisie d'un objet. Puis, nous examinons l'effet du vieillissement sur le mouvement de préhension. Enfin, la démarche clinique pour l'évaluation du mouvement de préhension est présentée à travers différents tests génériques et spécifiques en précisant les limites de ceux-ci.

II.2. Description anatomique du membre supérieur

Les différentes équipes qui travaillent sur le mouvement et les personnes âgées étant souvent pluridisciplinaires, il semble nécessaire d'avoir un vocabulaire commun entre biomécaniciens, roboticiens, médecins, physiologistes, etc...

De ce fait, nous rappelons ici les principes et définitions incontournables pour appréhender l'anatomie du membre supérieur. Ainsi, il est maintenant établi par la communauté scientifique que la description anatomique du corps humain s'étudie dans la position anatomique dite "de référence" (ou position de Poirier) (Lumley & Guierre, 2006). Cette dernière, dans laquelle le sujet est debout, les membres supérieurs pendants le long du corps, la paume des mains orientée vers l'avant, le regard droit devant et horizontal (Kamenetz & Kamenetz, 1972), constitue une convention et un préalable à toute étude en Biomécanique.

Trois plans et trois axes lui sont communément associés (Fig. II.1) :

- un plan frontal (ou antéropostérieur) qui divise le sujet en une partie antérieure et une partie postérieure,
- un plan sagittal qui divise le sujet en une partie droite et une partie gauche (le plan médian sépare le sujet en deux moitiés égales),
- un plan transversal qui divise le sujet en une partie supérieure et une partie inférieure,
- l'axe vertical qui est situé à l'intersection du plan frontal et du plan sagittal,
- l'axe sagittal à l'intersection du plan sagittal et du plan transversal et,
- l'axe transversal à l'intersection du plan frontal et du plan transversal.

Des qualificatifs d'orientation permettent de compléter la description du corps humain. L'adjectif "proximal" définit ce qui est proche de la base d'un membre alors que le terme "distal" désigne ce qui est proche de l'extrémité d'un membre. Le terme "antérieur" est employé pour décrire ce qui est situé vers l'avant en opposition à "postérieur" qui montre ce qui est situé vers l'arrière. Les expressions "dorsal" et "palmaire" sont utilisées pour décrire respectivement la face arrière et la face avant (paume) de la main.

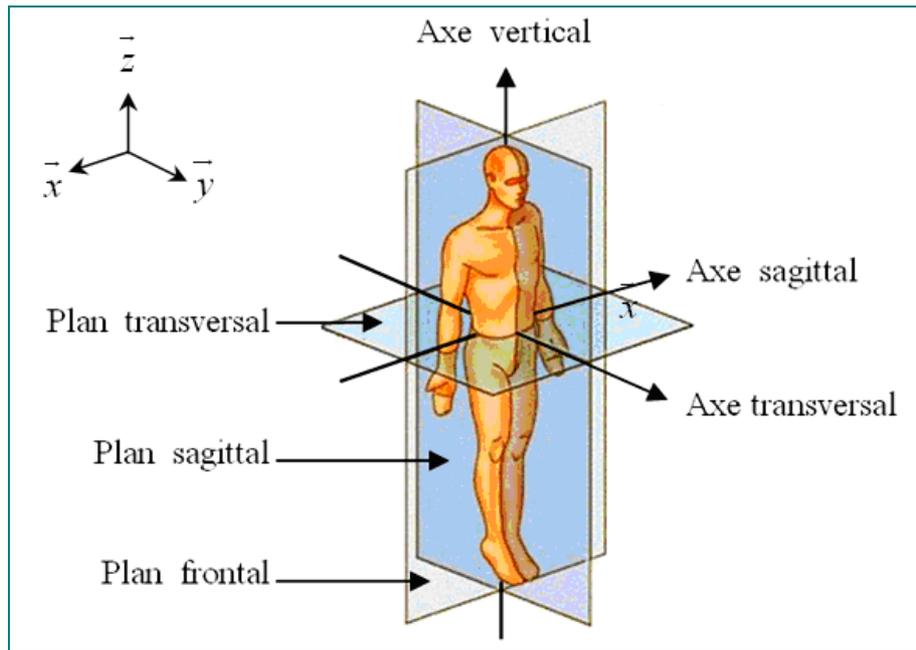


Figure II.1: Axes et plans associés à la position anatomique de référence (d'après Winter, 1990, Williams et al., 1986; Lumley & Guierre, 2006).

II.2.1. Ostéologie du membre supérieur

Nous rappelons ici l'organisation squelettique du membre supérieur et de la main.

II.2.1.1. La ceinture scapulaire

Le membre supérieur est rattaché au buste par l'intermédiaire de la ceinture scapulaire (Fig. II.2) qui se compose de la scapula et de la clavicule pour former l'articulation de l'épaule (Brizon & Castaing, 1988).

La scapula est un os plat de forme triangulaire situé au niveau postérieur du thorax. Elle s'articule au niveau distal avec la clavicule et la partie proximale de l'humérus. La scapula se compose de l'épine scapulaire, de l'acromion, de la cavité glénoïdale, les tubercules supra- et infra-glénoïdaux, de l'incisure scapulaire et du processus coracoïde.

La clavicule est un os allongé dont la forme globale est celle d'un "S" inversé qui ne présente qu'une épiphyse située au niveau de l'articulation sterno-claviculaire. Elle possède deux extrémités (dont l'épiphyse) et une excroissance, le tubercule deltoïdien, qui correspond à l'insertion du muscle deltoïde.

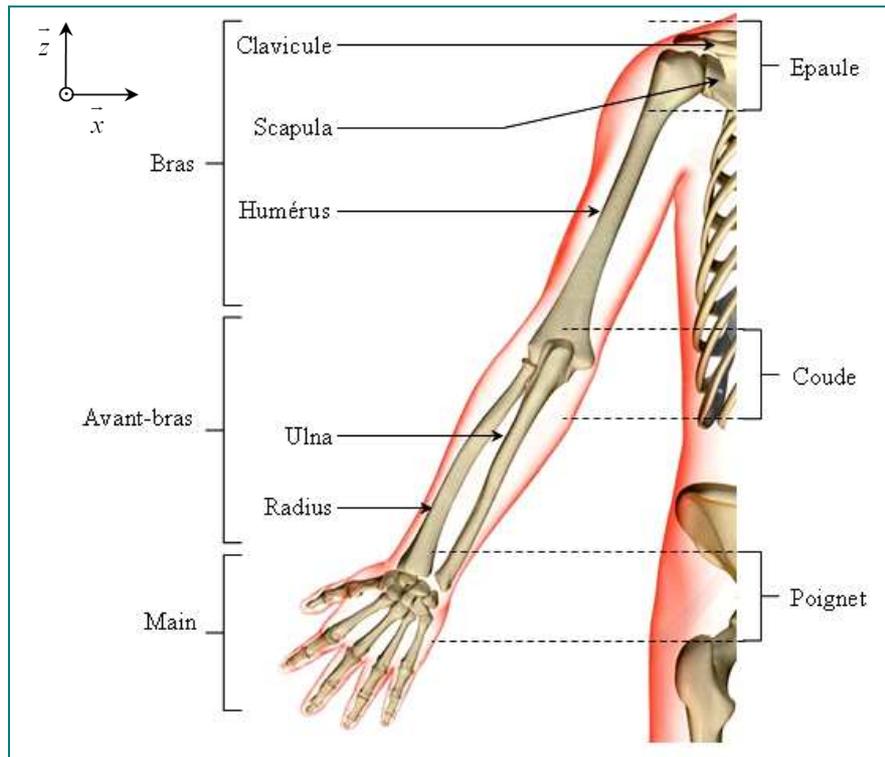


Figure II.2: Description anatomique du membre supérieur dans le plan frontal (d'après Kapandji, 1982).

II.2.1.2. Le bras

Le bras est composé d'un seul os, l'humérus (Fig. II.2). Il s'agit d'un os long, pair et symétrique qui s'articule au niveau proximal avec la cavité glénoïdale de la scapula et au niveau distal avec les os de l'avant bras pour former l'articulation du coude. La partie proximale de l'humérus se compose de la tête humérale et du col huméral. La partie distale de l'humérus forme la palette humérale présentant ainsi des surfaces articulaires au niveau de la trochlée et du condyle.

II.2.1.3. L'avant-bras

L'avant-bras est formé par deux os, le radius et l'ulna qui sont reliés entre eux par une membrane interosseuse (Fig. II.2).

Le radius est un os long qui forme la partie externe de l'avant bras. Son extrémité distale est volumineuse et légèrement aplatie d'avant en arrière. Sa face externe se prolonge par l'apophyse styloïde radiale. Sa face inférieure présente deux surfaces articulaires: une surface externe pour le scaphoïde et une surface interne pour le semi-lunaire. Sa face interne présente une surface articulaire pour la tête de l'ulna.

L'ulna est un os long occupant la partie interne de l'avant-bras et jouant un rôle fondamental dans les mouvements de rotation de l'avant-bras et de la main. Il se compose d'un corps central et de deux extrémités, avec une extrémité proximale très volumineuse et faisant partie de l'articulation du coude, et une extrémité distale faisant partie de l'articulation du poignet.

II.2.1.4. La main

Le squelette osseux de la main se compose de 27 os rassemblés en trois groupes: le carpe (8 os), les métacarpes (au nombre de 5) et les phalanges (au nombre de 14) qui forment les arches de la paume et les doigts (Fig. II.3).

1. Le carpe

Le carpe est formé par 8 petits os courts disposés en deux rangées. Du côté ulnaire vers le côté radial, le Pisiforme, le Triquetrum (ou le Pyramidal), le Lunatum (ou le Naviculaire) et le Scaphoïde composent la rangée proximale alors que l'Hamatum (ou Os Crochu), le Capitulatum (ou Grand Os), le Trapézoïde et le Trapèze composent la rangée distale.

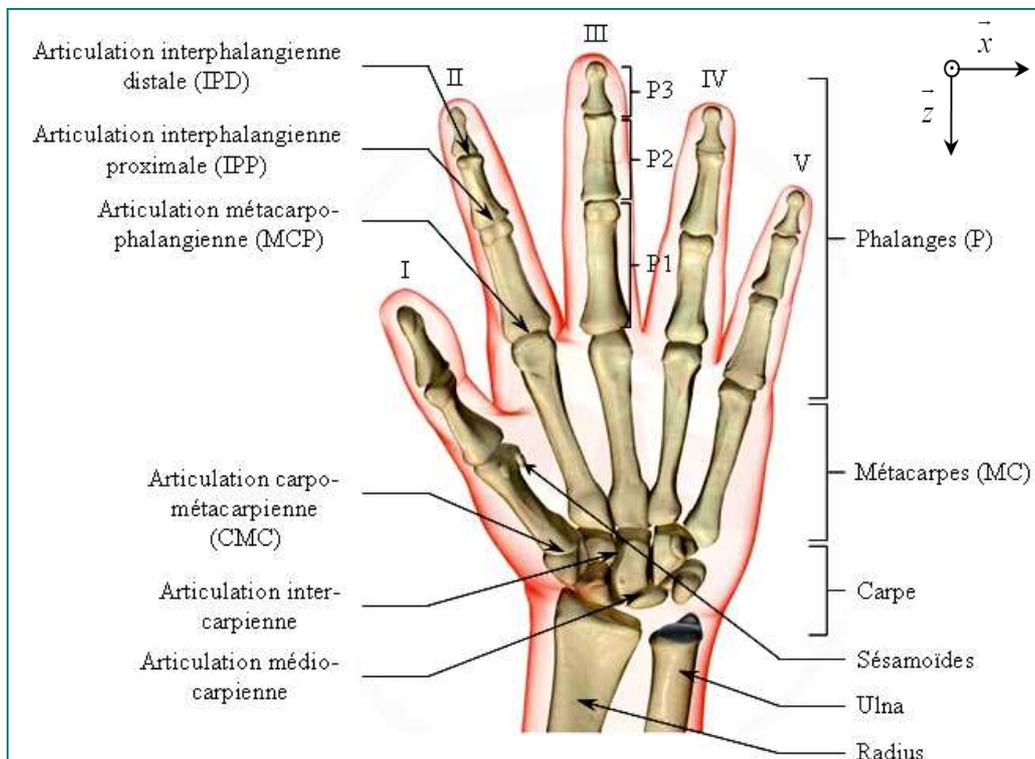


Figure II.3: Description anatomique de la main dans le plan frontal (Kapandji, 1982).

2. *Les métacarpes*

Au nombre de cinq, les métacarpes sont des os longs qui constituent le squelette de la paume de la main. Ils sont numérotés de I à V à partir du métacarpe du pouce (doigt I). Le premier métacarpe est le plus court mais le plus volumineux. Le métacarpe de l'index est le plus long, puis la taille des trois derniers décroît progressivement. Chaque métacarpe comporte trois parties: une base de forme cuboïde à son extrémité proximale, un corps de forme prismatique et une tête de forme sphérique à son extrémité distale.

3. *Les phalanges*

Formant les doigts de la main, on compte 14 phalanges réparties de la façon suivante : 5 phalanges proximales (P1), 4 phalanges moyennes ou phalangines (P2) pour les quatre derniers doigts et 5 phalanges distales ou phalangettes (P3). Leur taille relative décroît progressivement des phalanges proximales aux phalanges distales. Tout comme les métacarpes, les phalanges sont des os longs possédant chacun une base, un corps et une tête.

4. *Les sésamoïdes*

Les sésamoïdes sont de petits os circulaires ou ovales inconstants. Ils se situent principalement à l'articulation métacarpo-phalangienne du pouce et parfois au niveau des articulations interphalangiennes du pouce et métacarpo-phalangiennes des 2^{ème} et 5^{ème} doigts.

II.2.2. Arthrologie du membre supérieur

Le type d'articulation détermine les possibilités de mouvement de chaque segment les uns par rapport aux autres. Ainsi, les articulations du membre supérieur sont classées en fonction de la forme de leurs surfaces articulaires qui détermine leur nombre de degrés de liberté (ddl) (Kamina, 1990) (Fig. II.4). Ce sont des articulations de type "diarthroses" caractérisées par leur mobilité, la présence de surfaces articulaires, l'existence d'une capsule articulaire et d'une synoviale qui en tapisse la face interne : (Vanel, 1996):

Les diarthroses à 3 ddl sont les articulations sphéroïdes ou énarthroses. Elles autorisent les mouvements dans les 3 plans anatomiques comme l'articulation scapulo-humérale.

- Les diarthroses à 2 ddl sont de trois types : les articulations condyliennes dites également ovoïdes ou ellipsoïdes, comme l'articulation radio-carpienne ou les articulations métacarpo-phalangiennes, les articulations à emboîtement réciproque

dites également articulations en selle comme l'articulation carpo-métacarpienne du pouce et les arthrodies dites également planes ou à glissements comme l'articulation acromio-claviculaire.

- Les diarthroses mobiles dans 1 plan (1ddl) sont de deux types : les trochoïdes dites également à pivot, comme les articulations radio-ulnaires proximales et distales, les trochléennes dites également en charnière, comme l'articulation huméro-ulnaire.

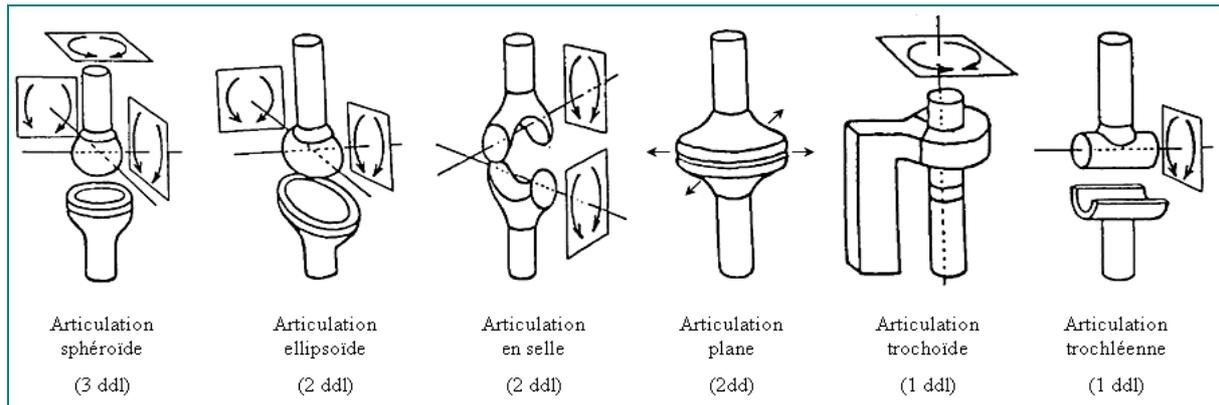


Figure II.4: Schématisation des différents types d'articulations du membre supérieur (d'après Kamina, 1990).

II.2.2.1. L'épaule

L'épaule permet la jonction du tronc avec le membre supérieur au niveau du bras. Elle comporte plusieurs articulations qui concourent à en faire l'articulation "la plus mobile du corps humain" (Kapandji, 1982). L'épaule comporte trois articulations et deux plans de glissement (aussi appelées fausses articulations). L'articulation cleïdo-thoracique ou sternocosto-claviculaire est une articulation synoviale en selle qui permet donc deux axes de rotations (frontal, sagittal). L'articulation cleïdo-scapulaire ou acromio-claviculaire est une articulation de type arthrodie. Elle ne possède donc aucun axe de rotation bien qu'un faible degré de mouvement existe.

Enfin, l'articulation omo-serrato-thoracique ou scapulo-thoracique, appelée syssarcose ou synarthrose, articule la scapula sur le grill costal par l'intermédiaire d'un double plan de glissement. Enfin, l'articulation scapulo-humérale ou gléno-humérale unit la tête humérale à la cavité glénoïde de la scapula. Il s'agit d'une articulation de type sphéroïde qui présente donc 3 ddl (Tabl. II.1) (Vanel, 1996). La participation des différentes articulations est de 50 % pour l'articulation scapulo-humérale 40 % pour l'acromio-claviculaire et 10 % pour la sterno-costo-claviculaire (Fick, 1910).

Tableau II.1 : *Tableau récapitulatif des mobilités du membre supérieur (d'après Kapandji, 1982, Vanel, 1996, Hoppenfeld & Hutton, 2006, Dufour & Pillu,, 2006).*

Segment	Os	Articulation	Type	ddl	Mouvements
Ceinture scapulaire	Clavicule Scapula	Epaule : Art. scapulo-humérale	Sphéroïde	3	Flexion/extension Adduction/abduction Rotation latérale/médiale Circumduction
Bras	Humérus	Coude : Art. Huméro-Ulnaire	Trochléenne	1	Flexion/extension
		Radio-Ulnaire	Trochoïde	1	Prono-supination
Avant-bras	Radius Ulna	Poignet : Art. radio-carpiennes	Condylienne ovoïde	2	Flexion-Extension Abduction-Adduction

II.2.2.2. Le coude

Le coude unit le bras à l'avant-bras en mettant en jeu 3 os : l'extrémité distale de l'humérus et les extrémités proximales du radius et de l'ulna. L'articulation huméro-radiale est formée par le capitulum et la fossette radiale. Cette articulation est une énarthrose de type sphéroïde et n'autorise que 2 ddl car elle est solidaire de l'articulation huméro-ulnaire. L'articulation huméro-ulnaire qui est constituée de la trochlée humérale et de la trochlée ulnaire, est dite trochléenne et ne possède donc qu'un seul degré de liberté. Les articulations radio-ulnaires proximales et distales sont de type trochoïde (1 ddl). Elles unissent le radius et l'ulna par l'intermédiaire de la membrane interosseuse (Tabl. II.1).

II.2.2.3. Le poignet

Les articulations du poignet unissent la main à l'avant bras par l'intermédiaire de deux articulations. L'articulation radio-carpienne unit d'une part, la cavité glénoïde anti-brachiale constituée de l'extrémité inférieure du radius et le ligament triangulaire au niveau de l'apophyse styloïde de l'ulna et, d'autre part, le condyle carpien composé des surfaces articulaires du scaphoïde, du semi-lunaire, et du pyramidal. Il s'agit d'une articulation de type condylienne simple possédant 2 ddl (Tabl. II.1). L'articulation intercarpienne proximale articule les os de la rangée proximale du carpe par deux articulations planes entre le semi-lunaire, le scaphoïde et le pyramidal et une articulation ellipsoïde entre le pisiforme et le pyramidal. L'articulation intercarpienne distale articule les os de la 2^{ème} rangée du carpe par l'intermédiaire de trois articulations planes entre l'Hamatum, le Capitatum, le Trapézoïde et le Trapèze qui n'autorisent que des mouvements très réduits. L'articulation médio-carpienne relie les deux rangées du carpe.

II.2.2.4. La main

La main permet une grande complexité de mouvement et ce, en particulier grâce à la disposition du pouce qui peut s'opposer à tous les autres doigts (Kapandji, 1982). Les articulations métacarpo-phalangiennes (MCP) sont des articulations de type ovoïde (2 ddl) qui unissent la tête des métacarpes avec la base des phalanges proximales de chaque doigts. Les articulations interphalangiennes sont des articulations trochléennes (1 ddl) qui unissent les phalanges proximales, moyennes et distales entre elles (une pour le pouce et deux pour les autres doigts) (Tabl. II.2).

Tableau II.2: Tableau récapitulatif des mobilités de la main (d'après Kapandji, 1982 ; Magee, 1985; Hoppenfeld & Hutton, 2006, Dufour & Pillu, 2006).

Segments	Os	Articulations	Type	ddl	Mouvements
Paume	Scaphoïde, semi-lunaire, pisiforme, pyramidal, trapèze, trapézoïde, grand os, l'os crochu	Art. radio-carpiennes	Condylienne ovoïde	2	Flexion/extension Adduction/abduction
		Art. intercarpiennes	Planes	2	Faibles mouvements
		Art. médio-carpiennes	Planes + Condylienne	3	Faibles mouvements Flexion/extension Adduction/abduction Rotation
Doigts	Métacarpes	Art. carpo-métacarpiennes (CM)	Sellaire	2	Flexion/extension Adduction/abduction
	Phalanges proximales (P1)	Art. métacarpo-phalangiennes (MCP)	Condylienne	2	Flexion/extension Adduction/abduction Circumduction
	Phalanges intermédiaires (P2)	Art. interphalangienne proximales (IPP)	Trochléenne	1	Flexion/extension
	Phalanges distales (P3)	Art. interphalangienne distales (IPD)	Trochléenne	1	Flexion/extension

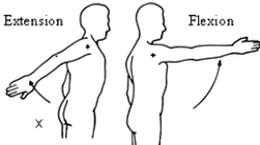
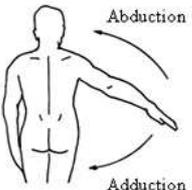
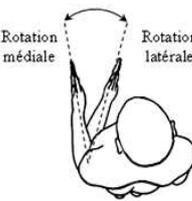
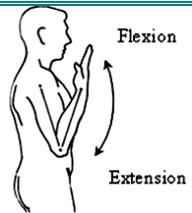
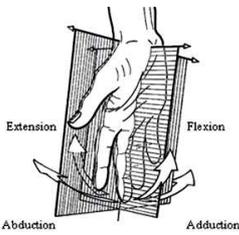
II.2.3. Description fonctionnelle du membre supérieur

La configuration articulaire du membre supérieur, décrite précédemment, permet la réalisation d'une grande variété de mouvements. Ceux-ci sont toutefois limités par des butés articulaires ou des masses musculaires qui conditionnent les amplitudes de mouvement.

Ces dernières sont synthétisées dans le tableau II.3 pour les mouvements du membre supérieur et dans le tableau II.4 pour les mouvements de la main.

II.2.3.1. Mouvements du membre supérieur

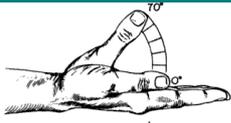
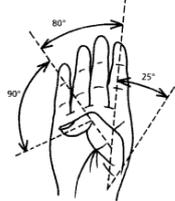
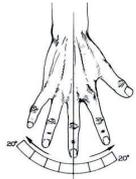
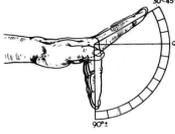
Tableau II.3: Amplitudes articulaires du membre supérieur (d'après Kapandji, 1982 ; Magee, 1985; Hoppenfeld & Hutton, 2006, Dufour & Pillu,, 2006).

Articulations	Description	Mouvement	Amplitude	Mouvement	Amplitude
Epaule	 <p>Plan sagittal</p>	Flexion	180°	Extension	45 à 50°
	 <p>Plan frontal</p>	Abduction	180°	Adduction	30 à 45°
	 <p>Plan transversal</p>	Rotation médiale	100-110°	Rotation latérale	80°
Coude	 <p>Plan sagittal</p>	Flexion	140-160°	Extension	0 à -10°
	 <p>Plan frontal</p>	Pronation	90°	Supination	90°
Poignet		Flexion	50° radio-carpienne, 35° médio-carpienne	Extension	35° radio-carpienne, 50° médio-carpienne
		Abduction	10° radio-carpienne, 5° medio-carpienne	Adduction	30° radio-carpienne, 15° medio-carpienne

II.2.3.2. Mouvements des doigts

Comme pour le membre supérieur, le type d'articulations de la main conditionne le type de mouvements et l'amplitude des doigts (Tabl. II.4.).

Tableau II.4: Amplitudes articulaires des doigts (Marieb, 1993; Dufour & Pillu, 2006; Hoppenfeld & Hutton, 2006).

Doigts	Description	Articulation	Mouvement	Amplitude	Mouvement	Amplitude	
Pouce		CMC	Flexion	45°	Extension	0°	
		CMC	Abduction	0°	Adduction	70°	
		MCP	Flexion	80°	Extension	15°	
Index Majeur Annulaire Auriculaire		MCP	Abduction	0°	Adduction	15°	
		MCP	Abduction	0°	Adduction	0°	
		MCP	Abduction	25°	Adduction	0°	
		MCP	Abduction	35°	Adduction	0°	
Index Majeur Annulaire Auriculaire		MCP	Flexion	90°	Extension	45°	
			IPD	Flexion	100°	Extension	0°
				IPP	Flexion	90°	Extension

La connaissance des amplitudes maximales du membre supérieur et de la main nous renseigne sur les capacités de mouvements de ces derniers. Cependant, ces données sont représentatives de la motricité d'une population d'adultes sains. Ainsi, nous pouvons légitimement nous demander si ces amplitudes sont applicables à une population de personnes âgées ou si ceux-ci présentent des capacités d'amplitudes différentes qui affecteraient leurs possibilités de mouvements.

II.3. Description des postures manuelles

Les diverses articulations de la main permettent une multitude de configurations articulaires qui forment les différentes postures manuelles. D'après Massion, ces dernières se caractérisent par la position relative des doigts les uns par rapport aux autres et sont étroitement liées au contexte de la tâche à effectuer (Massion, 1997).

A des fins médicales, cliniques ou industrielles, des auteurs ont établi des classifications afin de synthétiser les capacités de la main en termes de fonctionnalités (ou de tâches motrices) (MacKenzie & Iberall, 1994). D'une manière générale, ces classifications sont obtenues en ramenant l'ensemble des postures de la main à un nombre fini de prises-clé ou prototypiques. En effet, il a été montré qu'il existe un faible nombre de postures manuelles pour saisir différents objet (Mason *et al.*, 2001). Selon les études, les divers paramètres pris en compte dans l'évaluation de la saisie sont la forme de l'objet, la forme de la main, le type de saisie, les surfaces de contact, le nombre de doigts utilisés (Rezzoug, 2000; Bendahan, 2006; Carezni, 2006) (Tabl. II.5).

Dans ces travaux, Schlesinger propose une taxonomie des postures manuelles afin d'évaluer l'efficacité de prothèses de la main des blessés de la première guerre mondiale (Schlesinger, 1919). Il définit ainsi six postures-clés à partir de la forme de l'objet (cylindrique, sphérique), des surfaces de contact (terminale, latérale et palmaire) et de la forme de la main (crochet) (Fig. II.5). Une approche alternative est développée par Slocum pour évaluer la perte fonctionnelle de l'utilisation de la main (Slocum & Pratt, 1946). Trois postures manuelles sont alors définies telles que la saisie où les doigts sont en opposition avec le pouce et la face palmaire de la main, l'opposition pulpaire du pouce et des doigts et la main en forme de crochet.

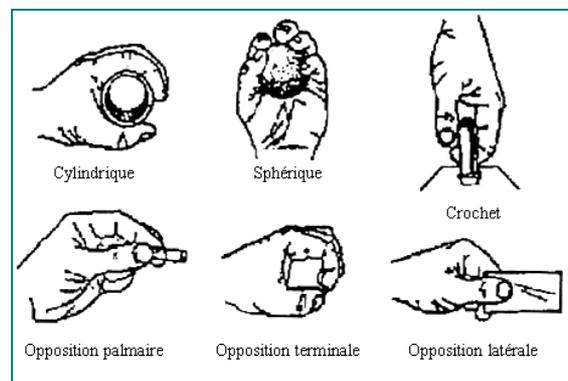


Figure II.5: Classification des postures manuelles (d'après Schlesinger, 1919).

Tableau II. 5: Classifications des postures manuelles (D'après MacKenzie et al., 1994).

Etudes	Postures manuelles		
Schlesinger (Schlesinger, 1919)	Prise sphérique Prise cylindrique Prise en crochet	Opposition terminale Opposition sub-terminale palmaire Opposition sub-terminale latérale	
McBride (McBride, 1942)	Saisie avec l'ensemble de la main Saisies palmaire et digitale	Saisies avec le pouce et les doigts	
Griffiths (Griffiths, 1943)	Prise cylindrique	Prise de balle	
Slocum et Pratt (Slocum <i>et al.</i> , 1946)	Saisie	Pince	Crochet
Taylor (Taylor, 1948)	Préhension palmaire	Préhension terminale	Préhension latérale
Napier (Napier, 1956)	Prise de précision	Prise de puissance	Prise "marteau"
Landsmeer (Landsmeer, 1962)	Prise de puissance	Manipulation de précision	
Skerik (Skerik <i>et al.</i> , 1971)	Prise de puissance Pince palmaire à 2 doigts Pince palmaire à 3 doigts	Pince terminale Prise latérale Prise en crochet	
Jacobson et Sperling (Jacobson & Sperling, 1976)	Position des doigts Position des articulations des doigts	Surfaces de contact Orientation de l'objet par rapport à la main	
Coney et Chao (Coney & Chao, 1977)	Saisie Pince palmaire	Pince terminale Pince latérale	
Lister (Lister, 1977)	Crochet Prise de puissance Pince de précision "Porte-outil"	"Key grip" Saisie en crochet Main plate	
Kamakura (Kamakura <i>et al.</i> , 1980)	5 prises de puissance 4 saisies de précision	4 prises intermédiaires Combinaison de saisies	
Sollerman (Sollerman, 1980)	Saisie diagonale Saisie transverse Saisie sphérique Pince pulpaire	Pince tripode Pince à 5 doigts Pince latérale Saisie en extension	
Patkin (Patkin, 1981)	Prise de puissance Pise de précision externe Prise de précision interne	Prise en pince Double prise	
Kapandji (Kapandji, 1982)	Palmaire cylindrique Palmaire sphérique Digito-palmaire Pluri-digitale subterminale Pluri-digitale terminale Subterminale latérale pluri-digitale Interdigital latéro-latérale	Saisie tridigitale Tétradigitale pulpaire Pentadigital pulpaire Saisie directionnelle Saisie avec gravité Saisie dynamique	
Elliott et Connolly (Elliott & Connolly, 1984)	Saisie palmaire Tripode dynamique Pince Pression Digitale Rotative	Linéaire Cylindrique radiale Cylindrique Index Cylindrique globale Interdigitale Palmaire	
Lyons (Lyons, 1985)	Cerclage	Saisie de précision	Saisie latérale
Iberall (Iberall <i>et al.</i> , 1986)	Opposition palmaire	Opposition digitale	Opposition latérale
Kroemer (Kromer, 1986)	Prise en disque Englobement Prise de puissance Pince Prise terminale	Prise latérale Prise de précision ou d'écriture Prise en crochet Contact digital Contact palmaire	
Liu et Bekey (Liu & Bekey, 1986)	Saisie de puissance Prise cylindrique Crochet Pince de précision	Pince pulpaire "Porte-outil" Pince latérale Prise en crochet	
Cutkosky (Cutkosky & Wright, 1986)	Saisie de puissance/précision Saisie préhensile/non préhensile	Saisie circulaire/prismatique Nombre de doigts	

Cependant, les modèles cités précédemment se distinguent par le fait qu'ils ne prennent pas en compte le but de la tâche et sont donc caractérisés par le caractère statique de leurs postures. Or, un objet n'est pas saisi de la même façon s'il est simplement déplacé ou utilisé. En effet, toute saisie s'accompagne d'une intention de manipulation. Le choix d'une posture manuelle dépend donc des propriétés de l'objet mais également, dans une large mesure, du but de la tâche. Par exemple, la posture manuelle adoptée lors de la saisie d'un fruit est différente si le but de l'action est de le déplacer ou de le manger.

C'est pourquoi la prise en compte du but de la tâche apparaît significative dans d'autres classifications. Ainsi, Napier propose une approche complémentaire dans laquelle la description de la main se fait de manière anatomique mais également fonctionnelle selon le niveau de dextérité ou de puissance associé à la tâche (Napier, 1956). La manipulation de l'objet est caractérisée par le choix d'une prise de puissance ("power grasp"), de précision ("precision grasp") ou de puissance maximale ("coal hammer") dans un but fonctionnel (Fig. II.6). Les saisies de précision se caractérisent par la capacité de la main à effectuer des ajustements posturaux afin de contrôler la direction des forces produites alors que les prises de puissance sont liées à la faculté de produire des forces nécessaires pour contrôler, sans glissement, les paramètres intrinsèques de l'objet.

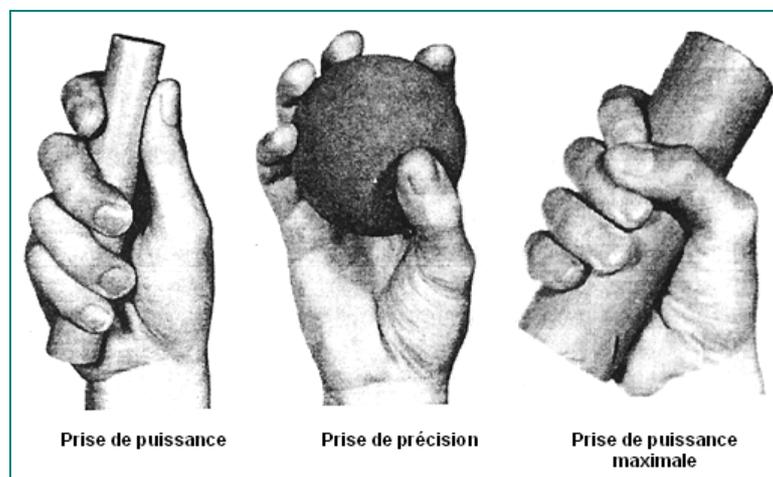


Figure II.6: *Dichotomie entre précision et puissance (d'après Napier, 1956).*

Par la suite, Cutkosky & Wright affinent la classification de Napier et mettent l'accent sur le compromis entre dextérité (7 postures) et puissance (9 postures). Ils introduisent différents facteurs tels que le nombre de doigts, la taille et la forme de l'objet ainsi que la complexité de la posture (Cutkosky *et al.*, 1986).

Par ailleurs, Iberall proposent une classification sur la base d'oppositions en fonction de la direction des efforts qui agissent sur l'objet et des surfaces de contact de la main (Fig II.7) (Iberall *et al.*, 1986). Les différentes parties de la main (paume et doigts) qui agissent synergiquement sont groupées en unité fonctionnelle et appelées "doigt virtuel" (VF). Cette approche permet aux auteurs de détacher trois types d'oppositions : la "pad opposition" (A) entre VF1 (le pouce) et VF2 (un ou plusieurs doigts, ici l'index), la "palm opposition" (B) entre VF1 (la paume) et VF2 (les doigts) et la "side opposition"(C) entre VF1 (le pouce) et VF2 (l'index). Cette classification à l'avantage de pouvoir décrire toutes les postures manuelles utilisées durant les interactions main-objet (Iberall, 1997).

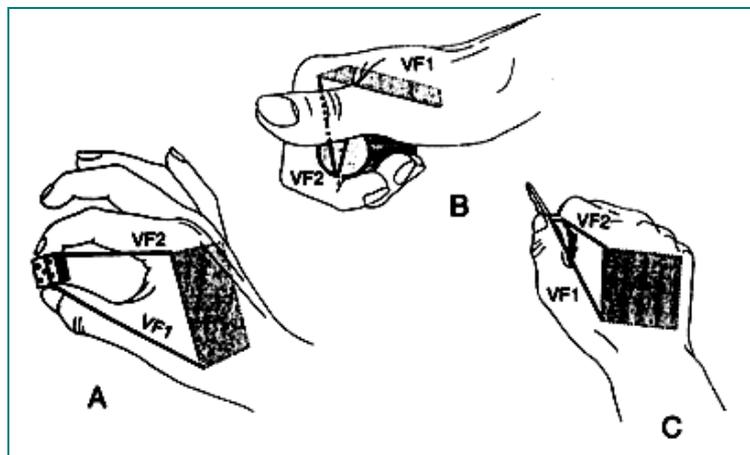


Figure II.7: Groupe d'opposition selon la classification d'Iberall, 1986.

Une posture manuelle est alors considérée comme une combinaison de ces trois types d'opposition. Chacun des types d'opposition permet d'exploiter certains aspects de la prise, ceux-ci sont résumés dans le Tableau II.6.

Tableau II.6: Attributs qualitatifs des trois types d'opposition définis (d'après Iberall, 1986).

Type d'opposition	Attributs qualitatifs		
	Forces	Mouvements	Forces
Pulpaire	Faibles	Opposition pulpaire	Faibles
Palmaire	Fortes	Opposition palmaire	Fortes
Latérale	Moyennes	Opposition latérale	Moyennes

Néanmoins, les études précédentes n'analysent que la posture finale de la préhension alors que toute saisie d'objet est associée à un mouvement (MacKenzie *et al.*, 1994). Dans cette optique, Kapandji différencie trois modes de préhension (Kapandji, 1982) :

- les "prises" proprement dites, pouvant être centrées, palmaires ou digitales telle que l'opposition bidigitale de la pince,
- les "prises avec la pesanteur" lorsque la main est utilisée comme support, cuillère ou crochet,
- les "prises-actions" où la main peut agir tout en maintenant un objet tel que l'utilisation d'une toupie, d'un briquet, d'une paire de ciseaux ou d'une bombe aérosol, etc...

Les différentes classifications des postures manuelles détaillées dans cette partie nous serviront de base de données pour caractériser les configurations articulaires rencontrées lors de la saisie d'objet en présence d'obstacle comme cela a été fait dans d'autres travaux réalisés dans l'équipe (Rezzoug, 2000; Bendahan, 2006; Carezzi, 2006). Ainsi, l'effet de l'encombrement spatial sur la saisie pourra être mis en évidence. De plus, le type de saisie utilisé sera comparé entre les adultes et les personnes âgées afin de rendre compte de l'effet de l'avancée en âge sur les stratégies motrices de la main.

II.4. Description biomécanique du mouvement de préhension

Selon Woodworth, les mouvements intentionnels de préhension se composent d'une phase "d'approche" durant laquelle le membre supérieur est rapidement porté vers l'objet et d'une phase "d'ajustement" qui permet la saisie avec précision (Woodworth, 1899).

Depuis, ces phases ont été spécifiquement étudiées dans de nombreux travaux qui se sont basés sur la cinématique du poignet pour mettre en évidence les caractéristiques du mouvement de préhension et ainsi mieux comprendre les processus mis en jeu par le Système Nerveux Central (SNC) dans la programmation et la réalisation du geste. Pour cela, des paramètres spatio-temporels comme l'amplitude et le temps d'apparition de la vitesse du poignet (Jeannerod, 1984; Bootsma *et al.*, 1994; Wing *et al.*, 1996; Zaal *et al.*, 1998) ou de l'ouverture de la pince manuelle (Jeannerod, 1981; Bootsma *et al.*, 1994; Zaal *et al.*, 1998; Hu *et al.*, 2005) ont été testés à travers différentes conditions de saisie. Ainsi, Jeannerod décrit le mouvement de préhension comme la coordination entre la phase de transport et la phase de saisie (Jeannerod, 1981).

II.4.1. Phase de transport

La phase de "transport" permet le déplacement balistique de la main en direction de l'objet à saisir. Elle est constituée d'une première composante rapide qui projette le membre vers l'objet et d'une composante lente qui permet des réajustements de trajectoire (Jeannerod, 1981; Morasso, 1981; Abend *et al.*, 1982; Jeannerod, 1984; Hogan, 1985). Le profil de la vitesse tangentielle du poignet est dit en "cloche" avec des phases d'accélération et de décélération qui sont approximativement de même durée (Fig. II.8).

II.4.2. Phase de saisie

La composante de "saisie" se caractérise par l'ouverture et la fermeture des doigts afin de permettre un contact adéquat avec l'objet. L'amplitude maximale de la pince manuelle est caractéristiquement supérieure et proportionnelle à la taille de l'objet à saisir (Jeannerod, 1981; Bootsma *et al.*, 1994; Zaal *et al.*, 1998; Hu *et al.*, 2005). Le temps d'apparition de l'ouverture maximale de la pince constitue un invariant et se situe approximativement entre 70 et 80 % de la durée totale de mouvement, soit à environ 100-200 ms après l'occurrence du pic de vitesse (Jeannerod, 1984; Bootsma *et al.*, 1994; Wing *et al.*, 1996; Zaal *et al.*, 1998) (Fig. II.8). De plus, l'extension des doigts et le début d'ouverture de la pince démarrent simultanément avec le début de la phase de transport (Arbib, 1981; Arbib *et al.*, 1985; Gentilucci *et al.*, 1991; Gentilucci *et al.*, 1992).

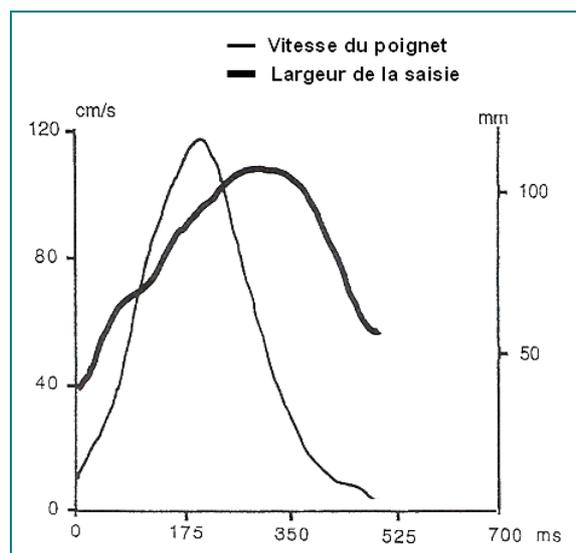


Figure II.8: Coordination temporelle entre la vitesse tangentielle du poignet et de l'ouverture de la pince manuelle (d'après Wing, 1996).

II.4.3. Contrôle du mouvement de préhension

II.4.3.1. Relation entre les deux composantes

Plusieurs auteurs postulent pour l'existence de canaux visuo-moteurs qui contrôleraient les deux phases du mouvement de façon indépendante (Arbib, 1981; Jeannerod, 1981, 1984). Le premier canal serait impliqué dans la programmation des mouvements proximaux du bras (la "composante de transport"). Ce "canal de transport" dépendrait des propriétés extrinsèques de l'objet alors que le second serait responsable de la sélection du type de saisie en fonction de la taille, la forme et l'orientation de l'objet pour l'organisation de l'exécution des mouvements des doigts (la "composante de saisie"). Ce "canal de manipulation" dépendrait donc, quant à lui, des propriétés intrinsèques de l'objet. Ainsi, une modification des propriétés extrinsèques de l'objet modifierait donc la phase de "transport" mais n'influencerait pas la saisie. Inversement, un changement des paramètres intrinsèques ne devrait pas affecter la phase de "transport" mais seulement la saisie.

L'hypothèse des canaux visuo-moteurs impliqués dans le contrôle des phases du mouvement de préhension a été testée à travers différentes études qui font varier les propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'objet (Jeannerod, 1984). Ainsi, si le mouvement implique deux voies indépendantes, un changement portant sur l'une des voies ne devrait pas affecter l'autre (Gentilucci *et al.*, 1992; Castiello & Bennett, 1993; Chieffi & Gentilucci, 1993; Bootsma *et al.*, 1994; Paulignan & Jeannerod, 1996; Kudoh *et al.*, 1997; Zaal *et al.*, 1998).

II.4.3.2. Influence des propriétés extrinsèques de l'objet

Jeannerod a analysé l'effet de différentes amplitudes de mouvement sur les composantes de transport et de saisie (Jeannerod, 1984) (Fig. II.9). Il apparaît que la vitesse tangentielle du poignet et la durée du mouvement augmentent proportionnellement avec par l'éloignement de l'objet à saisir. Par ailleurs, il a également été montré une invariance des caractéristiques de la pince manuelle (amplitude et occurrence de l'ouverture maximale de la pince) quelque soient les modifications d'amplitude du mouvement. Ces résultats ont été confirmés dans d'autres études qui ont testé l'influence de la localisation de l'objet sur la dépendance des phases du mouvement ce qui confirme l'indépendance des deux composantes du mouvement de préhension (Gentilucci *et al.*, 1992; Castiello *et al.*, 1993; Chieffi *et al.*, 1993; Bootsma *et al.*, 1994; Paulignan *et al.*, 1996; Kudoh *et al.*, 1997; Zaal *et al.*, 1998).

A l'opposé, Paulignan montre une modification de la phase de saisie lorsque la position de l'objet est perturbée au cours du mouvement. En effet, dans 80 % des essais perturbés, le profil de l'ouverture de la pince manuelle présentait un double pic correspondant au moment de la perturbation et à sa correction (Paulignan *et al.*, 1991a). Dans ce cas, la composante de saisie est influencée par une modification de la phase de transport (Paulignan *et al.*, 1990; Paulignan *et al.*, 1991a; Gentilucci *et al.*, 1992; Paulignan *et al.*, 1997).

Ces résultats ne remettraient pas en cause l'hypothèse des canaux visuo-moteurs mais témoigneraient d'un lien possible entre les deux phases du mouvement qui seraient coordonnées cinématiquement par deux canaux parallèles couplés temporellement.

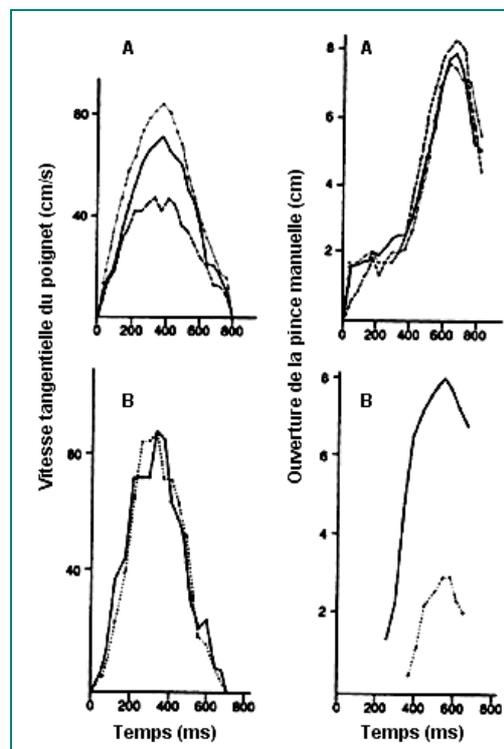


Figure II.9: Profils de la vitesse du poignet et taille de la pince en fonction d'une modification de la distance (A) ou de la taille (B) de l'objet (d'après Jeannerod, 1984).

II.4.3.3. Influence des propriétés intrinsèques de l'objet

Dans ces travaux, Jeannerod a observé l'influence de différentes tailles d'objet sur l'évolution de l'ouverture de la pince entre le pouce et l'index (Jeannerod, 1981). Il montre ainsi que la modification de la taille de l'objet à saisir ne semble pas influencer la composante de transport. Le profil de la vitesse tangentielle du poignet reste identique quelque soit la forme et la taille de l'objet.

Ces résultats sont confirmés par d'autres études (Paulignan *et al.*, 1991b; Castiello *et al.*, 1993; Zaal & Bootsma, 1993; Paulignan *et al.*, 1997; Zaal *et al.*, 1998) sauf dans le cas où la saisie requière une ouverture de la pince quasi maximale (Bootsma *et al.*, 1994). Par exemple, Paulignan, n'observe pas de modification de la cinématique de la composante de transport lors d'un changement de la taille de l'objet qui pouvait intervenir au cours du mouvement (Paulignan *et al.*, 1991b).

Au contraire, d'autres études montrent l'influence d'une modification des propriétés intrinsèques de l'objet à saisir sur la phase de "transport". Par exemple, il a été observé une augmentation du temps de mouvement avec un prolongement de la phase de décélération pour la saisie d'objets fragiles (Martenuik *et al.*, 1990) ou de petite taille (Gentilucci *et al.*, 1991; Jakobson & Goodale, 1991). De la même manière, Kudoh montre un effet de la taille de l'objet sur le temps d'apparition du pic de décélération (Kudoh *et al.*, 1997).

Par ailleurs, d'autres propriétés intrinsèques de l'objet comme la masse (Johansson & Westling, 1988; Gordon *et al.*, 1991; Weir *et al.*, 1991b; Eastough & Edwards, 2007), la forme (Santello & Soechting, 1998; Grosskopf & Kuhtz-Buschbeck, 2006), l'orientation (Mamassian, 1997; Marotta *et al.*, 2003; Fan *et al.*, 2006; Van Bergen *et al.*, 2007) ou la texture (Weir *et al.*, 1991a; Fikes *et al.*, 1994) peuvent également influencer les composantes du mouvement (Castiello, 2005).

Ces différences de résultats peuvent être expliquées par la difficulté à ne manipuler qu'un seul paramètre (Van de Kamp & Zaal, 2007). Certaines propriétés comme l'orientation de l'objet sont définies comme intrinsèques ou extrinsèques selon les auteurs (Smeets & Brenner, 1999). De plus, la variation de la forme ou de la taille de l'objet peut provoquer en même temps une modification d'autres facteurs susceptibles d'avoir des effets sur la coordination des deux composantes du mouvement.

Une approche alternative est proposée par Smeets qui postule pour un contrôle indépendant des doigts qui serait assimilé à une double tâche de pointage du pouce et de l'index vers l'objet (Smeets & Brenner, 2001; Smeets *et al.*, 2002). Cette hypothèse a été reprise dans d'autres études (Biegstraaten *et al.*, 2003; Cuijpers *et al.*, 2004) mais se limite aux mouvements réalisés dans un même plan et pour des saisies de précision bi-digitales (Van de Kamp *et al.*, 2007).

II.4.4. Influence de l'obstacle sur le mouvement de préhension

MacKenzie décrit trois types de contraintes qui peuvent affecter les retours sensoriels (feedback) et/ou la préparation et l'exécution de la réalisation d'un mouvement de préhension (MacKenzie *et al.*, 1994) :

- les contraintes *sensori-motrices* (limitations temporelles et spatiales du SNC),
- les contraintes *physiques* (propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'objet),
- les contraintes de "*haut niveau*" (intention de saisie).

Ainsi, ces contraintes peuvent être manipulées pour analyser l'interaction entre l'environnement et l'effecteur sur l'organisation du mouvement de préhension.

Dans ce contexte, la présence d'obstacle représente une obstruction perceptive et physique que le Système Nerveux Central (SNC) doit prendre en considération pour éviter la collision. Par conséquent, la présence d'obstacle au voisinage de l'objet à saisir affecte la performance du mouvement d'autant plus que le sujet accorde de l'importance à la probabilité de contact avec l'obstacle (Jackson S. *et al.*, 1995).

De plus, l'objet à saisir apparaît à l'extérieur de la zone anatomiquement atteignable du membre supérieur ce qui implique une participation significative du tronc dans les mouvements de préhension avec obstacle (Kaminski *et al.*, 1995; Saling *et al.*, 1996; Wang & Stelmach, 1998a; Flanders *et al.*, 1999; Adamovich *et al.*, 2001; Wang & Stelmach, 2001; Gorce & Bendahan, 2005; Bendahan, 2006).

Le tableau II.7 synthétise les différentes études qui ont observé l'effet de la présence d'obstacle lors du mouvement de préhension et précise les différentes conditions expérimentales.

La présence d'un ou plusieurs obstacles a pour principal effet de modifier la courbure de la trajectoire du poignet ce qui augmente la distance parcourue par le poignet et la main (Sabes & Jordan, 1997; Saling *et al.*, 1998; Alberts *et al.*, 2002) (Fig. II.10). La cinématique de la phase de transport de la main s'en trouve nécessairement modifiée et se caractérise par une augmentation du temps total de mouvement et une diminution de la vitesse maximale du poignet (Tresilian, 1998; Castiello *et al.*, 1999; Mon-Williams *et al.*, 2001; Gorce *et al.*, 2005).

Tableau II.7: Principales études sur le mouvement de préhension avec obstacle.

Études	Sujets	Age (ans)	Obstacle (cm)	Objet (cm)	Matériel
Sabes (1997)	5	18 - 28	Triangulaire 8 cm	Cylindrique Ø 4 cm	OPTOTRAK 6 diodes
Saling <i>et al.</i> (1998)	12	21	Plexiglas 20 x 1.5 x 9 ou 11	Cylindrique 2 x 10	OPTOTRAK 4 diodes
Tresilian (1998)	4	27 - 32	Cylindrique 3 x 10	Cylindrique 3 x 10	OPTOTRAK 7 diodes
Castiello <i>et al.</i> (1999)	30	18 - 25	Fruits	Pomme	ELITE 3 diodes
Mon Williams <i>et al.</i> (2000)	6	21 - 28	Rectangulaire 20 x 3 x 1	Rectangulaire 6 x 3 x 2	OPTOTRAK 3 diodes
Mon Williams <i>et al.</i> (2001)	6	21-24	Cylindrique 2.5 x 5 ou 10	Cylindrique 2 x 10	OPTOTRAK 7 diodes
Albert <i>et al.</i> (2002)	10	19 - 26	20 x 1.5 x 11	Cylindrique 2,5 x 10	OPTOTRAK 5 diodes
Biegstraaten <i>et al.</i> (2003)	6	?	Rectangulaire 20 x 3 x 1	Rectangulaire 6 x 3 x 2	OPTOTRAK 2 x 2 diodes

Le temps total de mouvement apparaît particulièrement dépendant des propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle. Ainsi, la durée totale de mouvement augmente significativement en fonction de la hauteur et de la position de l'obstacle avec un prolongement de la phase de décélération (Timmann *et al.*, 1996; Mon-Williams *et al.*, 2001; Bendahan & Gorce, 2006). Il a également été montré une relation de proportionnalité entre le temps de mouvement et l'indice de difficulté de la tâche caractérisée par la distance obstacle/objet (Mon-Williams *et al.*, 2001; Biegstraaten *et al.*, 2003).

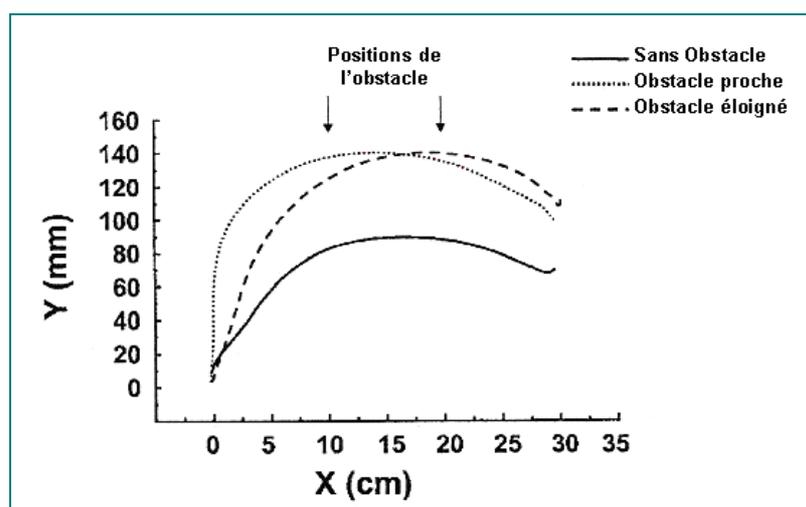


Figure II.10 : Trajectoires types du poignet en condition de mouvements de préhension simple (—) et avec obstacle proche (.....) ou éloigné (- - -) (d'après Alberts, 2002).

Au niveau de la saisie, l'amplitude de l'ouverture maximale de la pince manuelle diminue significativement ce qui permet d'éviter les risques de collision avec l'obstacle (Saling *et al.*, 1998; Tresilian, 1998; Castiello *et al.*, 1999) (Fig. II.11). Il apparaît néanmoins une invariance spatiale de la distance entre la main et l'objet au moment du déclenchement de la phase de saisie.

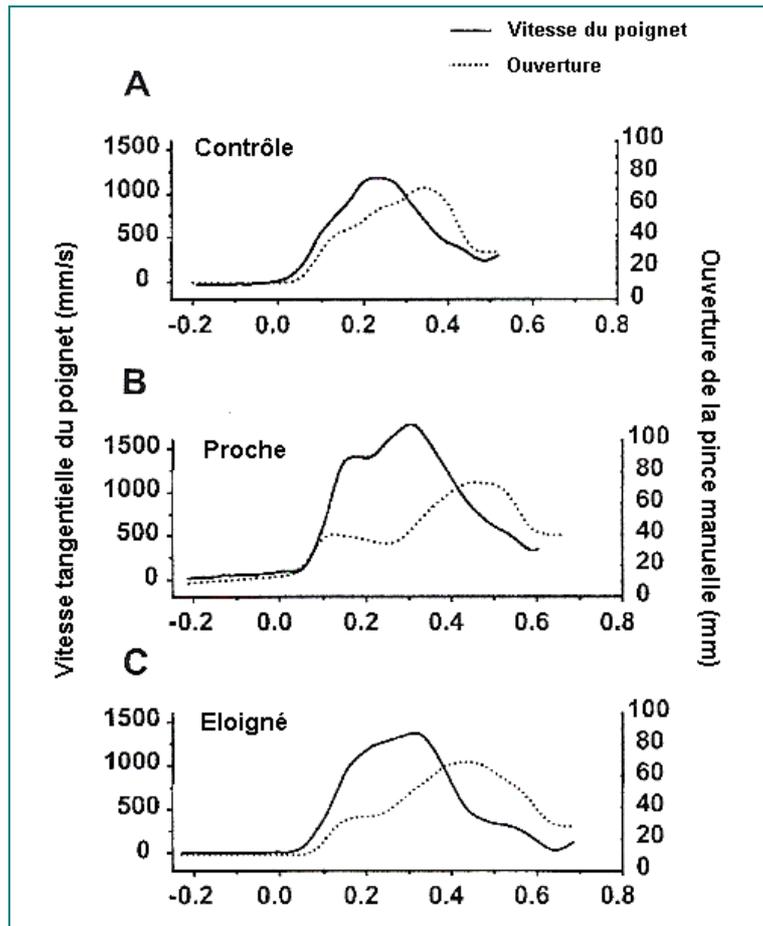


Figure II.11: Profils type de la vitesse tangentielle du poignet et de l'ouverture de la pince manuelle (d'après Alberts, 2002).

Une modification de la composante de "transport" et notamment la présence d'un obstacle affecte la composante de saisie ce qui tend à confirmer l'interdépendance des deux composantes du mouvement (Haggard & Wing, 1998; Saling *et al.*, 1998; Alberts *et al.*, 2002) (Fig II.12).

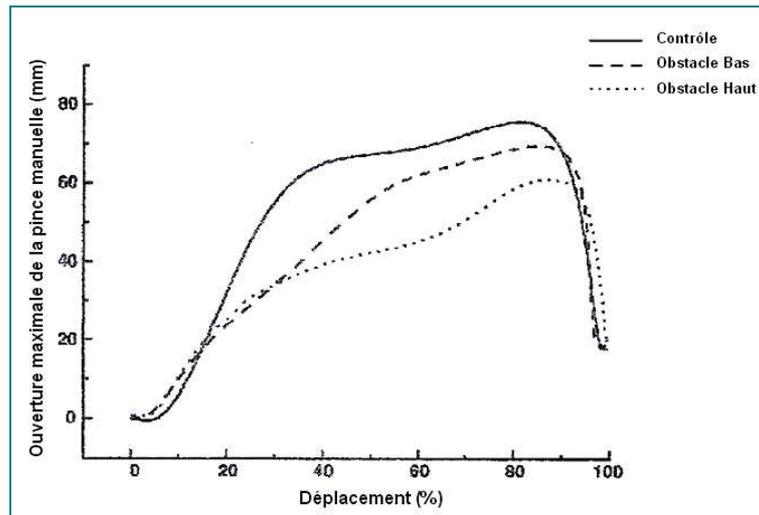


Figure II.12: Profils types de l'ouverture maximale de la pince manuelle lors de mouvements de préhension sans obstacle (—) et avec obstacle haut (·····) ou bas (- - -) (d'après Saling, 1998).

Enfin, la présence de "distracteurs" c'est-à-dire d'obstacles proches de la zone de saisie ou du trajet de la main mais qui ne représentent pas une réelle obstruction physique affectent la saisie. La présence d'un ou plusieurs distracteurs a pour effet une augmentation du temps de mouvement et une diminution de l'ouverture maximale de la pince manuelle (Gangitano *et al.*, 1998; Castiello *et al.*, 1999; Mon-Williams *et al.*, 2001). Les auteurs postulent pour une "compétition attentionnelle" entre les contraintes de la saisie et la présence d'un distracteur qui dégraderait la performance des deux composantes (Welsh *et al.*, 1999).

L'intégration d'obstacles dans l'accomplissement d'une tâche de préhension a permis d'étudier avec plus de précisions la dépendance entre les deux composantes ("transport" et "saisie"). Cependant, l'analyse de la présence d'obstacle se limite dans la plupart des études à quelques conditions de taille ou de position d'obstacle. Or, au même titre que les propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'objet influencent les paramètres spatio-temporels de la préhension, les caractéristiques de l'obstacle peuvent avoir un rôle non négligeable dans le contrôle des mouvements de préhension.

II.4.5. Mouvement de préhension chez la personne âgée

Différentes études ont analysé l'effet du vieillissement sur le mouvement de préhension en comparant des jeunes adultes avec des personnes âgées. La fonction manuelle semble rester stable jusqu'à l'âge de 65 ans, après quoi, elle se dégrade lentement et ce, de façon encore plus marquée à partir de 75 ans (Shiffman, 1992; Carmeli *et al.*, 2003).

II.4.5.1. Effet sur la phase de transport

Il a été communément reporté que le mouvement de préhension des personnes âgées se caractérise par une prolongation du temps de mouvement comparé à celui des adultes (Cooke *et al.*, 1989; Darling *et al.*, 1989; Bennett & Castiello, 1994). Cette augmentation est d'autant plus importante si la contrainte de précision est grande, comme pour la saisie de petits objets (Martenuik *et al.*, 1990; Castiello *et al.*, 1992; Castiello *et al.*, 1993). Ainsi, les personnes âgées réalisent les mouvements de préhension avec une même précision finale que les adultes mais avec une vitesse d'exécution plus faible. Inversement, pour une vitesse et une amplitude de mouvement données, la précision des personnes âgées diminue (Darling *et al.*, 1989).

Temporellement, les jeunes adultes exécutent les mouvements de préhension avec approximativement la même durée pour les phases d'accélération et de décélération. Au contraire, le mouvement des personnes âgées est temporellement asymétrique avec une phase de décélération proportionnellement plus longue (~ 60 % vs ~ 56 %) (Darling *et al.*, 1989; Bennett *et al.*, 1994; Ketcham *et al.*, 2002) (Fig. II.13).

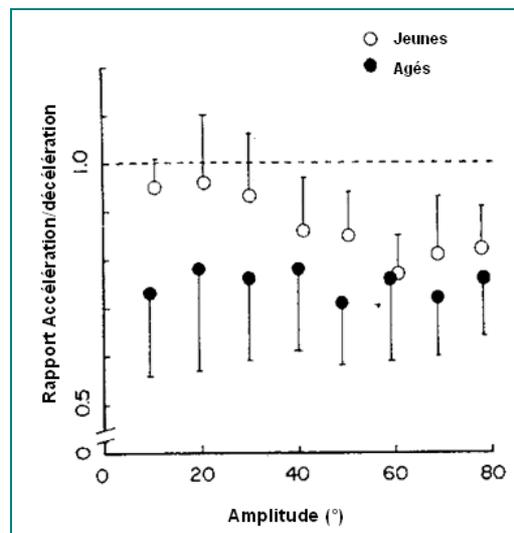


Figure II.13: Rapport des phases d'accélération et de décélération des adultes (●) et des personnes âgées (○) en fonction de l'amplitude de mouvement (Cook, 1989)

Cette augmentation de la phase de décélération s'accompagne généralement d'une diminution du pic de vitesse du poignet (Cooke *et al.*, 1989; Brown, 1996) qui autorise des mouvements de réajustements permettant d'optimiser la saisie (Ketcham *et al.*, 2002) (Fig. II.14).

Cependant, ces adaptations induisent une augmentation de la variabilité de la trajectoire, ce qui témoigne d'une baisse d'habileté à déplacer le membre supérieur vers la cible et d'un moins bon contrôle du mouvement des personnes âgées (Darling *et al.*, 1989; Ketcham *et al.*, 2002). Cette augmentation de variabilité est comparable aux sujets présentant un premier stade de dysfonctionnement cérébelleux comme les patients atteints de la maladie de Parkinson qui montrent une dégradation des mouvements rapides (Cooke *et al.*, 1989; Brown, 1996).

Chez les personnes âgées, ces modifications seraient principalement dues à des changements neuromoteurs (nombre et taille des unités motrices) (Cooke *et al.*, 1989), musculaires (atrophie musculaire, diminution de la force, musculaire, mauvaise contraction des muscles antagonistes) (Darling *et al.*, 1989) liés à l'âge ou à la compensation de la baisse des capacités visuelles et proprioceptives (Bennett *et al.*, 1994). Pour certains auteurs, c'est une détérioration "multi-systèmes" qui serait à l'origine de la baisse des performances motrices des personnes âgées (Brown, 1996).

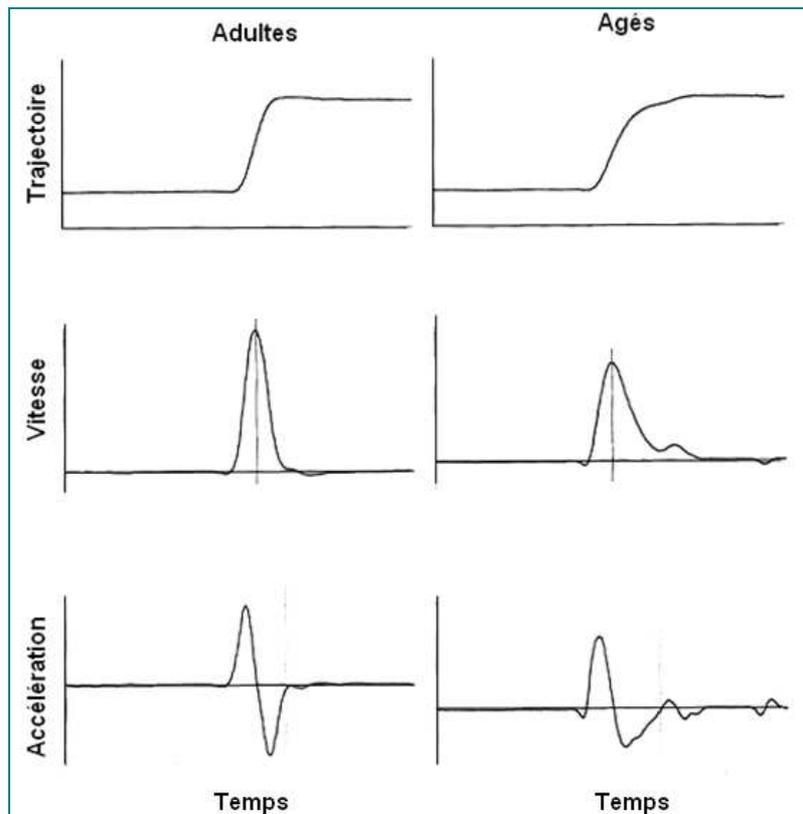


Figure II.14: Profils types de trajectoires, vitesses et accélérations des adultes et des personnes âgées lors de mouvements de préhension (d'après Ketcham, 2002).

II.4.5.2. Effet sur la saisie

Le vieillissement a également un effet dégénératif sur la phase de "saisie" qui se caractérise par un déclin de force de la main et des doigts, des difficultés à maintenir une posture de précision, et une baisse de sensations au niveau de la main (Shiffman, 1992; Woodward, 1993; Bembem *et al.*, 1996; Ranganathan *et al.*, 2001). Au niveau de force de saisie, il a été observé une baisse de l'ordre de 30 à 40 % pour les personnes âgées (Sperling, 1980; Kallman *et al.*, 1990; Hughes *et al.*, 1997; Giampaoli *et al.*, 1999; Hunter *et al.*, 2000; Ranganathan *et al.*, 2001; Shim *et al.*, 2004). Au niveau de la pince manuelle, Ranganathan observe une baisse significative de la force de l'ordre de 23,3 ; 31,2 ; 24,3 ; 23,4 % respectivement pour l'index, le majeur, l'annulaire et l'auriculaire (Ranganathan *et al.*, 2001) (Fig. II.15). La perte de sensibilité et la baisse de la force des doigts peuvent ainsi expliquer que les personnes âgées saisissent les objets avec plus de force que nécessaire comparés aux adultes ce qui leur permettrait de compenser leur déficit sensori-moteur (Cole, 1991; Cole *et al.*, 1998).

Les configurations articulaires utilisées par les personnes âgées semblent avoir une préférence pour les pinces pluridigitales pulpaires plutôt que pour les pinces latérales ce qui témoigne d'une moins bonne précision. Néanmoins, aucune différence significative avec les adultes n'a été reportée (Shiffman, 1992).

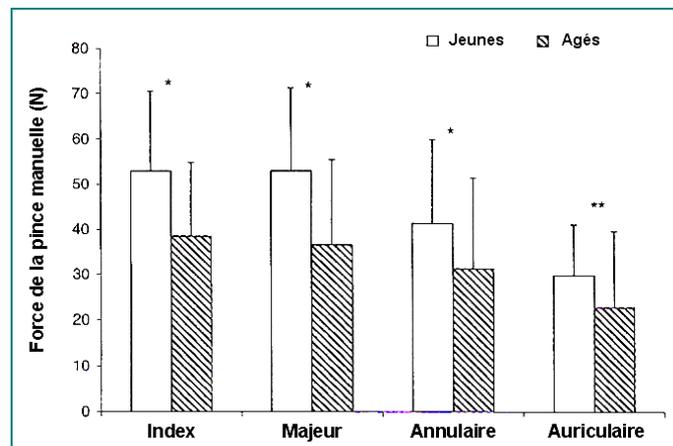


Figure II.15: Comparaison de la force de la pince manuelle entre les adultes et les personnes âgées (d'après Raganathan, 2001).

Le déclin des fonctions du membre supérieur et de la main chez les personnes âgées semble être le résultat de changements structuraux locaux (articulations, muscles, tendons, os, nerfs) et de changements plus lointains tel que le contrôle neuronal (Carmeli *et al.*, 2003). Ceux-ci sont d'autant plus importants s'ils s'accompagnent de conditions pathologiques (troubles

musculo-squelettiques, ostéoporose, rhumatismes, maladie de Parkinson) fréquentes chez la population âgée. L'ensemble de ses études montre bien une altération des fonctions de préhension avec l'âge.

Cependant, ces résultats font référence à des mouvements simples de flexion/extension du coude ou à des mouvements de pointage. Or, ils ne sont pas représentatifs des activités quotidiennes des personnes âgées. Seuls les travaux de Roy abordent le problème de la complexité des mouvements et montre que les contraintes peuvent affecter les performances de saisie des personnes âgées (Roy *et al.*, 1996). Néanmoins, il limite ses investigations aux contraintes physiques liées aux propriétés de l'objet à saisir (taille de l'objet, amplitude du mouvement et objet en mouvement).

Ainsi, à notre connaissance, le mouvement de préhension des personnes âgées lors de saisies en présence d'obstacle n'a pas été étudié. Pourtant, la réponse de cette population face à des situations complexes peut faire émerger des stratégies motrices spécifiques permettant de compenser la perte de motricité et ainsi nous renseigner sur l'évolution des mécanismes de contrôle du mouvement avec l'âge.

II.5. Pathologies du membre supérieur

La majorité des pathologies du membre supérieur sont liés aux troubles musculo-squelettiques (TMS) (INRS, 2007). Ces pathologies inflammatoires dépendent principalement des conditions de travail et sont accentuées par des contraintes biomécaniques telles que le travail en force, les gestes répétitifs à cadence élevée, les positions articulaires extrêmes, les postures statiques prolongées, le maniement de charges lourdes, les vibrations, le froid (Putz-Anderson *et al.*, 1997). De plus, des facteurs comme une organisation de travail inadaptée, un temps de récupération insuffisant et des situations de stress au travail (sentiment d'isolement, pression des résultats...), contribuent à accroître le risque de TMS.

Au niveau du membre supérieur, les TMS concernent (Tabl. II.8) :

- l'épaule : Tendinite de la coiffe des rotateurs, Ténosynovite, Epaule gelée, Syndrome de l'articulation acromio-claviculaire,
- le coude : Epicondylite médiale et latérale, Syndrome de la gouttière épitrochléolo-olécrânienne, Syndrome compressif du nerf cubital, Ténosynovite et,

- le poignet : Syndrome du canal carpien, Syndrome de la loge de Guyon, Ténosynovite, Syndrome de la loge de Guyon, Doigts en ressort.

Tableau II.8 : Pathologies du membre supérieur.

Lieu	Nom	Nature	Symptômes
Epaule	Tendinite de la coiffe des rotateurs	Inflammation de la coiffe des rotateurs.	- Douleurs au niveau de la partie antéro-externe de l'épaule, amplifiées lors d'efforts en abduction.
	Ténosynovite du long chef du biceps brachial	Inflammation du long chef du biceps.	- Douleurs au niveau de la face antérieure de l'épaule, amplifiées lors de mouvements de l'épaule. - Limitation de la mobilité et irradiation de la douleur vers le bras.
	Epaule gelée (Frozen shoulder)	Epaississement et une rétraction de la capsule articulaire.	- Douleurs dans la région de l'épaule. - Atrophie des muscles de l'épaule à un stade plus avancé.
	Syndrome de l'articulation acromio-claviculaire	Arthrose de l'articulation acromio-claviculaire.	- Douleurs lors de mouvements de l'épaule. - Douleurs irradiant vers la nuque ou vers la région deltoïdienne de l'épaule.
Coude	Epicondylite latérale (Tennis elbow)	Inflammation des tendons au niveau de l'épicondyle latéral de l'humérus.	- Douleurs localisées à l'épicondyle latéral. - Mouvements d'extension du poignet et des doigts et de supination de l'avant-bras douloureux. - Douleurs aggravées lors de la préhension d'objets et lors de la pratique de sports de raquette.
	Epicondylite médiale (Golfer's elbow)	Inflammation des tendons au niveau de l'épicondyle médial de l'humérus.	- Douleurs localisées à l'épicondyle médial. - Mouvements de flexion du poignet et des doigts et de pronation de l'avant-bras douloureux.
	Syndrome compressif du nerf cubital	Lésion du nerf cubital au niveau de la gouttière épitrochléolo-olécrânienne	- Engourdissements permanents localisés au bord ulnaire de l'avant-bras et de la main. - Baisse de la force et fatigabilité au niveau de la main et des doigts.
	Ténosynovite	Inflammation des tendons et de leurs gaines.	- Douleurs au repos pouvant irradier. - Gonflement local et fusiforme apparaissant au niveau du tendon enflammé.
	Ténosynovite des fléchisseurs	Inflammation des gaines tendineuses des fléchisseurs du poignet.	- Douleurs lors de mouvements sollicitant le tendon. - Tuméfaction locale.
Poignet et main	Doigt en ressort	Inflammation des fléchisseurs des doigts ou du pouce.	- Palpation de nodosités dans la paume de la main au niveau métacarpien. - Accrochage plus ou moins douloureux dans les mouvements de flexion-extension des doigts.
	Ténosynovite des extenseurs	Inflammation des tendons extenseurs des poignets.	- Douleurs lors de mouvements sollicitant le tendon.
	Ténosynovite de Quervain	Inflammation des tendons du court extenseur et du long abducteur du Pouce.	- Douleurs localisées au niveau de la styloïde radiale. - Douleurs lors de mouvements du pouce. - Faiblesse dans certaines prises d'objets pouvant entraîner leur chute.
	Syndrome du canal carpien	Compression du nerf médian à l'intérieur du canal carpien.	- Douleurs au niveau de la paume de la main pouvant s'étendre à l'ensemble des doigts. - Impression de doigts gonflés ou sensation de brûlure. - Perturbation progressive de l'activité fonctionnelle de la main.
	Syndrome de la loge de Guyon	Compression du nerf cubital.	- Douleurs accompagnées de troubles sensitifs. - Plus tardivement, faiblesse au niveau des muscles intrinsèques de la main. - A un stade avancé, déformation de la main "en griffe".

Les TMS peuvent être à l'origine d'un déficit de motricité et de difficultés lors de la réalisation des mouvements de préhension quotidiens. Dans ce contexte, l'évaluation de la préhension, à travers différents tests cliniques, permet d'estimer le niveau d'incapacité du membre supérieur et de la main.

II.6. Evaluation de la préhension

En complément des analyses articulaires et musculaires, de nombreuses grilles d'évaluation fonctionnelle de la préhension ont été développées pour observer la main lors de réalisation de tâches courantes. Parmi elles, il faut distinguer les grilles génériques, utilisables quelle que soit la pathologie et les grilles spécifiques, destinées à évaluer une pathologie particulière (Gable *et al.*, 1997; Bénéïm *et al.*, 2000). Elles peuvent être non quantifiées ou quantifiées.

Pour être validés, ces tests doivent être fiables et reproductibles. Pour cela, les tests doivent répondre à deux critères :

- être conforme au test/re-test : les résultats obtenus lors d'un test réalisé plusieurs fois par un expérimentateur avec un même sujet doivent être identiques.
- garantir la fidélité inter-juges : les résultats issus d'expérimentateurs différents évaluant un même sujet doivent être comparables.

II.6.1. Grilles génériques

II.6.1.1. Grilles non quantifiées

Les premiers outils descriptifs de la préhension se sont focalisés sur la forme des différents types de prises (§ II.3). Ainsi, McBride présente une classification afin d'évaluer les compensations en cas de déficit de la main et distingue les prises pleine main, pluri-digitales et digito-palmaires (McBride, 1942). Griffith propose une description des différents schémas de préhension et différencie les prises cylindriques, sphériques, en étau et en pince alors que Napier établit une dichotomie entre les prises de force et les prises de précision (Napier, 1956). D'autres tests ont ensuite complété ces évaluations en incluant des paramètres tels que la reconnaissance tactile dans le *Picking-up test* (Moberg, 1958), l'orientation et l'ouverture de la main, la stabilisation de la prise et la qualité du lâcher (Bendz, 1974).

II.6.1.2. Grilles quantifiées

Un des paramètres mesurés pour rendre compte de l'aptitude manuelle est la force maximale volontaire développée par les muscles intrinsèques et extrinsèques de la main à partir de différents types d'appareillages (Nowak, 2006) (Fig. II.16). La force de préhension apparaît liée au sexe, à l'âge et aux habitudes de vie (Jansen *et al.*, 2008). Ainsi, elle augmente jusqu'à 30 ans, se maintient pendant une dizaine d'années et diminue progressivement avec l'âge. Le recueil de la force maximale de préhension semble être un bon indicateur de la santé en général et de l'évolution des paramètres fonctionnels en relation avec l'activité professionnelle ou avec la récupération d'un accident de la main ou de troubles musculo-squelettiques du membre supérieur.

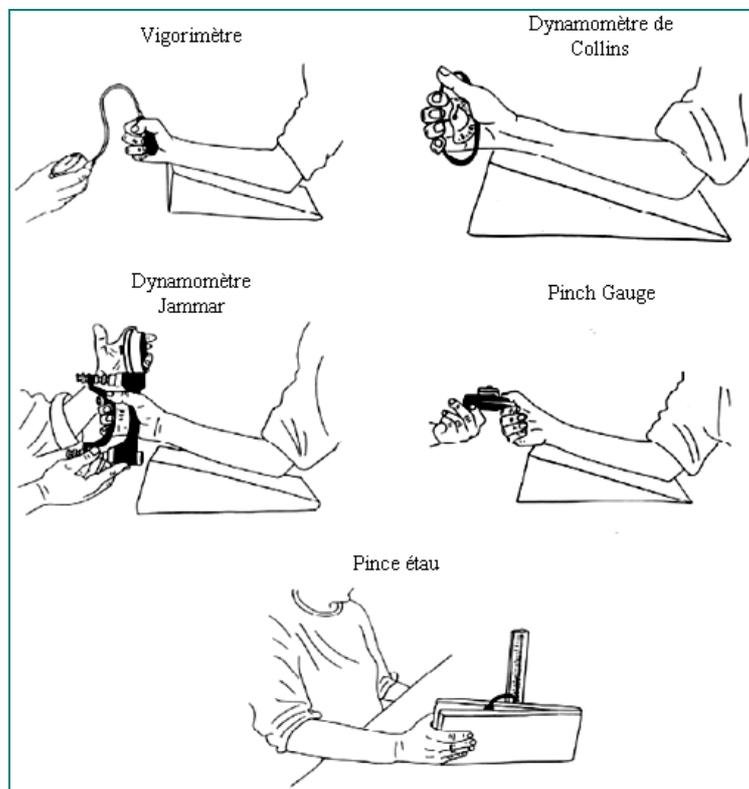


Figure II.16: Appareils de mesure de la force de préhension (d'après Gable, 1997).

Un autre paramètre observé pour évaluer la préhension est la dextérité qui se caractérise par la vitesse, la précision et l'habileté des doigts, des mains et des bras à manipuler des objets (Fleishman & Hempel, 1954). La dextérité fine correspond à la manipulation d'objet avec la partie distale des doigts alors que la dextérité grossière renvoie à une saisie plus globale et moins spécifique de la main.

Dans ce cadre, l'évaluation de la dextérité a d'abord été utilisée comme test d'embauche à l'entrée dans certaines industries comme par exemple dans les domaines de l'assemblage, de l'emballage et d'opération sur des machines (le *Purdue Pegboard*, le *Minnesota Rate of Manipulation*, le *Crawford Small Part Dexterity*). Ce n'est que plus tard que certains de ces tests comme le *Box and Block test* et le *Nine Hole Peg test* ont été utilisés et validés en pathologie pour évaluer les fonctions de la main de personnes atteintes de troubles aux membres supérieurs ou en phase de réhabilitation suite à un accident (Tableau II.9). Les résultats ainsi obtenus sont comparés à des normes issues de tests réalisés par un groupe témoin de sujets sains.

Enfin, certains questionnaires (*Michigan Hand autome Questionnaire*, *Abilhand*) sont constitués de grilles ordinales où l'examineur et/ou le sujet évaluent l'habileté manuelle en termes de capacité à réaliser différentes situations du quotidien (Chung *et al.*, 1998b; Penta *et al.*, 1998). Ils ont pour avantage d'être très accessibles car ils ne nécessitent pas de dispositif particulier. Cependant, ces tests ne donnent qu'une information globale du niveau d'habileté du membre supérieur.

II.6.2. Grilles spécifiques

Différents tests ont été élaborés pour évaluer certaines pathologies. Ainsi, en neuro-orthopédie, la *classification de Pinzur* (Pinzur, 1985), la *classification fonctionnelle d'Enjalbert* (Enjalbert *et al.*, 1988) et le *Frenchay Arm test* (Wade *et al.*, 1983) évaluent la commande motrice chez les sujets hémipariés lors d'actions de la vie courante. Le *Brooke Upper Extremity Functionnal Rating Scale* (Lord *et al.*, 1987) mesure les capacités motrices des membres supérieurs chez les patients atteints de la dystrophie musculaire de Duchenne. Cependant, la mise en place de ses batteries de test est souvent fastidieuse et nécessite du matériel spécifique. Ainsi, en rhumatologie, l'*Indice fonctionnel de Duröz*, le *DASH (Disability of arm, shoulder and Hand Questionnaire)*, le *SODA (Sequential Occupationnal Dexterity Assessment)* analysent, sous forme de questionnaires, le niveau de difficulté éprouvée dans diverses activités quotidiennes (Duruöz *et al.*, 1996; Hudak *et al.*, 1996; Van Lankveld *et al.*, 1996).

Certains de ces tests ont été déviés de leur utilité initiale et ont été utilisés pour comparer la fonction de préhension entre les adultes et les personnes âgées. En effet, il n'existe pas, à notre connaissance, de test spécifique à l'évaluation de la préhension des personnes âgées.

Tableau II.9: Principaux tests d'évaluation de la préhension.

Tests	Objectif	Description	Résultats
Box and Block test	Mesure la dextérité manuelle grossière unilatérale	Déplacement de cubes (2.5 cm) d'un compartiment à l'autre séparés par une cloison (15.2 cm)	Score : nombre de cubes en 1 min Pas de différences Home/Femme et Main dominante/non dominante Performances diminuent avec l'âge (Mathiowetz <i>et al.</i> , 1985a)
Nine Hole Peg test	Mesure les déficits de dextérité	Déplacement de 9 chevilles dans des trous	Score : temps réalisé comparé à des sujets sains (18 s) ou nombre réalisé en 50 s. (Mathiowetz <i>et al.</i> , 1985b)
Minnesota Rate of Manipulation	Mesure la dextérité manuelle fine et grossière uni- et bilatérale	2 planches trouées de 60 trous chacune, placées l'une devant l'autre et 60 disques Déplacement et retournement mono et bimanuels	Score : temps mis pour chaque épreuve (American-Guidance-Service, 1957)
Purdue Pegboard	Mesure la dextérité manuelle fine uni- et bilatérale	2 colonnes de 25 trous 55 tiges, 25 bagues et 40 rondelles Tests Main dominante/non dominante, 2 mains symétriques, 2 mains assemblage	Score : temps mis pour remplir tous les trous, nombre de tiges échappées et nombre de tiges insérées correctement. Score supérieur pour les femmes (Tiffin, 1948)
Crawford Small Part Dexterity	Mesure la dextérité fine des doigts et des mains	2 parties: Insérer les tiges dans les trous et les bagues autour des tiges avec une pince, Insérer les vis dans les trous avec les doigts puis les visser complètement en utilisant le tournevis	Score : temps mis pour remplir 36 trous après entraînement de 6 trous pour chaque partie (Crawford & Crawford, 1956)
Jebsen Hand Function test	Mesure l'habileté manuelle	7 gestes de la vie quotidienne : Ecrire des phrases courtes Retourner des cartes Ramasser de petits objets, des haricots à la cuillère, Empiler des pions, des gosses boites légères et lourdes	Score : Temps mis pour chaque épreuve comparé à un temps de référence réalisé par des sujets sains (Jebsen <i>et al.</i> , 1969)
Sollerman Hand function test	Etudie la réalisation des prises et de leur fréquence d'utilisation	20 situations de la vie courante (manipulation de clef, couverts, stylo, téléphone,...) cotées selon une échelle ordinale	Score global : Temps d'exécution et qualité du geste Validé pour les tétraplégiques (Sollerman & Ejeskär, 1995)
Michigan Hand autonome Questionnaire	Evalue le retentissement de la vie quotidienne	6 rubriques : Fonctions manuelles globales, Activités de la vie quotidienne, Douleur, Performance au travail, Aspect esthétique, Satisfaction à la fonction manuelle	Auto-questionnaire Score ordinal (Chung <i>et al.</i> , 1998a)
Bilan 400 points	Evalue l'utilisation de la main dans des activités de la vie quotidienne	57 activités : Mobilité des mains Force de préhension Déplacement d'objet monomanuel Fonction bimanuelle	Score global x points / 400 = % d'utilisation fonctionnelle de la main Nécessite installation matérielle (Gable <i>et al.</i> , 1997)
Abilhand	Mesure l'habileté manuelle perçue	56 questions dans un ordre aléatoire	Questionnaire Score ordinal (Penta <i>et al.</i> , 1998)

Ainsi, Hackel a mis en évidence une corrélation positive entre l'âge et le temps nécessaire pour réaliser les épreuves du *Jebsen test* pour les hommes et les femmes (Hackel *et al.*, 1992). Dans ses travaux, Raganathan a utilisé le *Purdue Pegboard test* pour évaluer l'effet de l'âge sur la saisie et a également montré une augmentation de 19 % du temps pour les personnes âgées (Ranganathan *et al.*, 2001) ce qui confirme bien le déclin de l'habileté manuelle avec l'âge.

L'ensemble de ces tests permet donc de définir une perte de mobilité globale de la fonction manuelle. Cependant, ils ne permettent pas de localiser précisément l'origine de celle-ci afin de proposer des traitements ou des programmes de réhabilitation ciblés. Dans ce sens, l'analyse biomécanique nous paraît un bon complément dans l'évaluation de la préhension des personnes âgées.

II.6.3. Aides à la préhension

Comme nous l'avons vu dans les paragraphes précédents, les personnes peuvent, pour diverses raisons, avoir des problèmes de préhension, manquer de dextérité et de force au niveau de la main et des doigts. Elles ne peuvent alors plus bien saisir, manipuler, maintenir de petits objets. Les activités quotidiennes deviennent ainsi de plus en plus pénibles à réaliser ce qui contribue à leur dépendance (Hughes *et al.*, 1997; Giampaoli *et al.*, 1999).

Afin de compenser ou supprimer ces difficultés de préhension, il existe une panoplie d'aides techniques et de solutions alternatives qui permettent de retrouver une meilleure autonomie dans les activités de la vie journalière (les soins personnels, la préparation des aliments, les tâches ménagères,...).

Néanmoins, les propositions d'aides ne sont pas exhaustives et ne conviennent pas forcément à toutes les pathologies. En effet, des limitations articulaires empêchent la réalisation de certaines tâches alors que certains mouvements peuvent aggraver les déformations des mains et des doigts. Des conseils personnalisés et des essais sont donc souhaitables pour trouver les solutions qui répondent le mieux aux besoins individuels.

Le tableau II.10 présente les différentes aides techniques qui existent pour les activités de la vie quotidienne.

Tableau II.10 : Aides techniques à la réalisation de diverses activités de la vie quotidienne.

Activité	Conseils	Photos	Exemples
La préparation des aliments	Choisir des ustensiles à large manche.		Plus les manches des éplucheurs de légumes, des couteaux de cuisine, des cuillères en bois, de casseroles sont gros et plus ils sont faciles à manipuler.
	Utiliser du matériel adapté qui permet une préhension plus globale.		- L'ouvre-bouteille permet de grossir le bouchon d'une bouteille pour en améliorer la prise. - Le couteau "scie" possède une poignée ergonomique permet une préhension globale et un bon positionnement du poignet.
	Eviter le port de charge lourde. Répartir les forces en utilisant des récipients et ustensiles avec les deux mains.		- Utiliser des petits plats plutôt qu'un grand plat lourd et difficile à tenir d'une main. - Utiliser un panier de cuisson à deux anses qui permet de cuire des aliments et de les égoutter sans avoir à soulever une casserole pleine d'eau. - Choisir un robinet avec un système de douchette rétractable qui permet de remplir une casserole, un seau, à distance et évite ainsi le transport de récipients lourds.
	Utiliser des ustensiles à grand bras de levier.		Plus le bras de levier est grand et moins il nécessite de force pour la manipulation.
	Fixer les ustensiles, les aliments... de manière à diminuer le nombre de manipulations.		Pour maintenir les récipients et les aliments, utiliser par exemple un antidérapant, des ventouses ou différents systèmes bloquants.
Manger et boire	Choisir des couverts à large manche et des récipients munis de grandes poignées.		Le manche des couverts peut aussi être grossi à l'aide de tuyau d'isolation, de pâte à modeler, ...
	Utiliser du matériel adapté qui offre une préhension plus globale ou réparti le poids.		Une poignée ouverte permet d'y glisser facilement la main. Le bracelet métacarpien fixé à la main permet la manipulation du couvert sans avoir besoin de le saisir. Tasse à deux anses
Les soins personnels	Choisir des accessoires à large manche. Fixer le matériel pour qu'il ne glisse pas et diminuer le nombre de manipulations.		Fixer le distributeur de savon au mur, près du lavabo ou dans la douche. Utiliser du matériel sur ventouses comme la lime ou la brosse à ongles. Brosse à dent à anneaux
S'habiller et se déshabiller	Faire attention au choix des vêtements ou les adapter.		Remplacer les boutons ou certaines fermetures par des velcros. Choisir des vêtements amples, faciles à enfiler, de préférence sans petits boutons ou tirette. Placer des élastiques à la taille du vêtement Choisir des chaussures faciles à enfiler ou munies de velcros. Remplacer les lacets d'origine par des lacets élastiques. Utiliser un enfile-bouton.
L'écriture et la lecture	Utiliser des supports qui facilitent l'écriture. Fixer le matériel. Utiliser du matériel de substitution à l'écriture.		Utiliser des supports à l'écriture qui maintiennent et stabilisent le stylo. Placer un antidérapant, un support à pince sous la feuille ou un bloc-notes. Utiliser un tampon encreur pour signer, la reconnaissance vocale sur ordinateur pour limiter les sollicitations manuelles.
Les tâches ménagères, Activités diverses et loisirs	Acheter du matériel et des produits d'entretien qui facilitent les tâches ménagères. Diminuer le port de charges.		Utiliser un matériel de nettoyage possédant un système d'essorage assisté. Utiliser des supports mobiles (desserte, caddie, ...) pour transporter en une fois le matériel et les produits d'entretien, les repas, le linge. Des ciseaux adaptés permettent une meilleure préhension et facilite ainsi la manipulation de l'outil. Certains munis d'un ressort améliore également l'efficacité de son utilisation.

Cependant ces systèmes restreignent la personne à un nombre limité d'actions de préhension. La solution apportée agit directement sur l'objet et non sur les causes de la difficulté ou l'incapacité à le manipuler. Si les nécessités de la tâche requièrent un objet qui n'a pas été adapté ou si un obstacle apparaît, la saisie peut devenir difficile voire impossible. L'aide technique qui a pour but initial de rendre la personne autonome provoque ainsi l'effet contraire en la rendant dépendante de cette assistance. En ce sens, il semble intéressant d'envisager le problème de façon inverse et de favoriser la recherche multidisciplinaire centrée sur la personne et non pas sur l'objet (Beuscart, 2005). L'étude de la préhension des personnes âgées dans l'un de nos protocoles s'inscrit ainsi dans ce contexte.

II.6.4. Conclusion

Dans ce chapitre, la description anatomique du membre supérieur a mis en évidence la complexité de son organisation et la nécessité de contrôler la redondance de degrés de liberté lors du mouvement de préhension. L'étude de l'effet de la présence d'obstacle a permis d'observer l'influence d'une contrainte physique sur les composantes de "transport" et de "saisie". Néanmoins, les études se limitent à un nombre restreint de conditions et ne tiennent que partiellement compte des propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle alors que celui-ci peut jouer un rôle important dans l'organisation du geste. Enfin, l'analyse du mouvement de préhension des personnes âgées révèle un effet de l'âge sur la cinématique des phases de "transport" et de "saisie". Cependant, ces études ont été réalisées à partir de mouvements simples de flexion/extension du coude ou de pointage qui ne reflètent pas la réalité des activités de la vie quotidienne. C'est pourquoi, nous nous intéresserons à l'effet des propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle sur la saisie et nous comparerons différentes classes d'âges afin d'approfondir nos connaissances sur l'organisation des mouvements complexes de préhension.

Partie II

Travaux expérimentaux.

Chapitre III

Protocoles expérimentaux.

III.1. Introduction

La première partie de ce chapitre examine les différentes méthodes qui permettent l'analyse des mouvements humains et en particulier, ceux du membre supérieur et la main. Les avantages et les inconvénients de chacune seront exposés pour justifier le choix du matériel utilisé lors de nos expérimentations. La seconde partie du chapitre est consacrée à la présentation des protocoles expérimentaux afin de répondre à nos objectifs de recherche.

Le premier a pour but de mettre en évidence l'influence des propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle sur la composante de saisie. Si les deux phases du mouvement de préhension sont dépendantes, les contraintes d'obstacle devraient avoir des répercussions sur les caractéristiques de la saisie. Inversement, la modification de la taille de l'objet devrait influencer la cinématique du poignet en condition d'obstacle.

Le second compare la cinématique du tronc, du membre supérieur et de la main d'adultes et de personnes âgées en fonction des conditions d'obstacle. Ainsi, la compensation de la perte de mobilité des personnes âgées pourrait mettre en évidence des stratégies motrices spécifiques à cette population.

La population, le matériel, les conditions expérimentales et la procédure sont alors détaillés pour les deux protocoles.

III.2. Mesure du mouvement

La mesure du mouvement intéresse des domaines aussi variés que la médecine, la robotique, la biomécanique, les neurosciences, l'ergonomie, la réalité virtuelle ou encore le sport (Allard & Blanchi, 1999). Dans ce contexte, la biomécanique applique les lois fondamentales de la mécanique à l'Homme à travers l'analyse de l'évolution spatio-temporelle des segments corporels. Pour cela, elle nécessite des techniques d'investigation de plus en plus précises et performantes afin de mesurer et comparer des mouvements complexes.

III.2.1. Rappels historiques

Muybridge est le premier à utiliser la photographie comme outil d'analyse du mouvement. En 1878, il utilise des clichés successifs pour caractériser la locomotion du cheval et mettre en évidence la phase de vol lors du galop (Muybridge, 1887). Il applique dès lors cette méthode pour l'étude du mouvement animal et humain (Fig. III.1) et met au point le zoopraxiscope qui permet la visualisation de courtes séquences animées à travers la vision rapide et successive des phases décomposées.

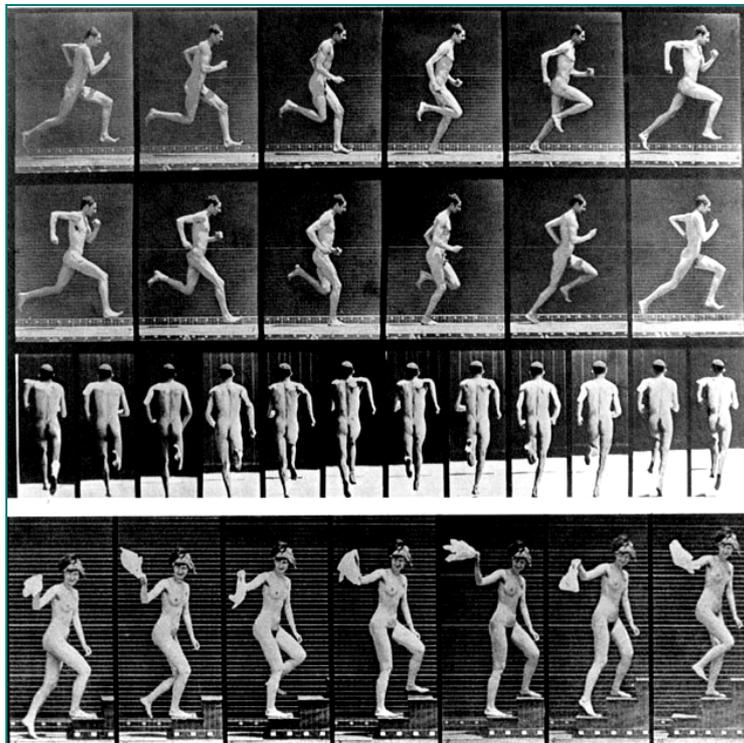


Figure III.1: Décomposition de la locomotion humaine (Muybridge, 1887).

Marey et Demeny reprennent et améliorent les travaux de Muybridge en créant le fusil photographique en 1882. Ce dernier permet de prendre 12 vues par seconde. Avec la chronophotographie, ils utilisent les premiers marqueurs passifs constitués de bandes blanches fixées sur un vêtement noir pour "modéliser" les segments corporels (Fig. III.2) (Marey & Demeny, 1885).

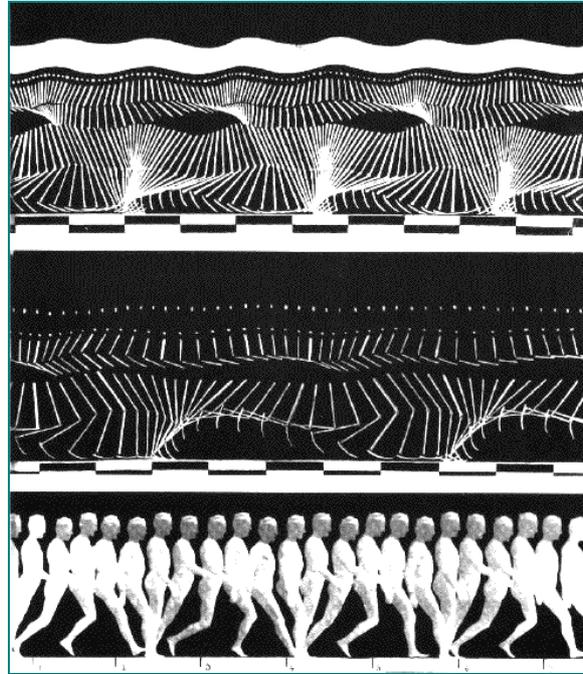


Figure III.2: *Décomposition de la marche par la chronophotographie (Marey, 1885).*

Cependant, ces études restent qualitatives et limitées au plan sagittal, faute d'instruments de mesure et de techniques suffisamment performants pour l'époque. Depuis, le matériel et les méthodes de mesure du mouvement n'ont cessé d'évoluer avec les progrès technologiques ce qui a permis d'étudier des gestes de plus en plus complexes tels que les mouvements du membre supérieur et de la main.

III.2.2. Systèmes de mesure du mouvement de préhension

D'une manière générale, les méthodes et outils d'analyse du mouvement humain peuvent être divisées en trois catégories : l'observation visuelle, l'analyse cinématique et l'analyse dynamique (Gorce, 2000). Dans le cadre de nos travaux (caractérisation de la cinématique du membre supérieur et de la main), seul les systèmes de mesure cinématique feront l'objet d'une étude bibliographique. Cette catégorie peut-être déclinée en deux : les systèmes basés sur la mesure d'une variable articulaire (mesure directe) et ceux qui utilisent l'enregistrement visuel du mouvement (mesure indirecte).

III.2.2.1. Techniques à base de capteurs

1. Goniomètres

Les goniomètres permettent de mesurer la variation angulaire d'une articulation. Ils sont généralement constitués de deux branches fixées à un potentiomètre rotatif ou à un codeur optique qui traduit une variation d'angle en fonction du changement de résistance (Winter, 1990). Chaque partie est attachée à un segment alors que l'axe du goniomètre est placé sur l'axe théorique de rotation de l'articulation. La pose et l'étalonnage des goniomètres doivent être minutieux pour obtenir des mesures précises et reproductibles (Faivre, 2003). Cependant, les déplacements de peau (accentués chez la personne âgée) ainsi que la difficulté à localiser certains centres articulaires comme par exemple, celui de l'épaule peuvent induire des imprécisions de mesure et nuire à l'interprétation des résultats.

Plusieurs études ont utilisé ce principe pour mesurer les limites articulaires de la main adulte (Skvarilova & Plevkova, 1996) ou encore étudier l'évolution angulaire des articulations du majeur lors de mouvements de saisie (Bendz, 1974). Dans le contexte de la préhension, des goniomètres sont employés afin d'observer l'évolution des variables angulaires dans la coordination des phases du mouvement (Abend *et al.*, 1982; Dean & Brüwer, 1994; Gottlieb *et al.*, 1995). Cependant, lors de conditions de saisies plus complexes, l'utilisation de goniomètre est peu fréquente et a laissé place à d'autres technologies comme l'utilisation de gants qui intègrent directement des capteurs. En effet, l'encombrement des capteurs et la présence de câbles n'est pas adaptée aux segments de petite taille (comme les doigts) et peuvent entraver les mouvements pluri-articulaires.

2. Capteurs électromagnétiques

Les systèmes électromagnétiques se composent d'un émetteur (appelé "source") qui génère un champ magnétique et d'un récepteur fixé sur le segment corporel. Le signal (champ magnétique) reçu par le récepteur permet de déduire la position et l'orientation de celui-ci par rapport à l'émetteur (Raab & Blood, 1979). Un capteur par segment est nécessaire pour connaître sa position et son orientation dans l'espace (6 degrés de liberté). Ces systèmes permettent une bonne précision des mesures du mouvement dans les trois plans pour un faible encombrement (miniBird : 10 x 5 x 5 mm) ce qui est particulièrement utile pour les mouvements complexes comme la préhension (Gorce *et al.*, 2005; Rezzoug & Gorce, 2008).

De tels capteurs sont par exemple utilisés pour effectuer des mesures fines et précises des mouvements de l'épaule (Meskers *et al.*, 1998; Meskers *et al.*, 1999; Shimomura *et al.*, 2000) ou plus récemment pour étudier l'implication du tronc chez les sujets présentant un trouble musculo-squelettique (Fayad *et al.*, 2008) ou le mouvement de préhension chez les patients tétraplégiques (Jacquier-Bret *et al.*, 2008).

En revanche, le principal défaut de ses capteurs est sa grande sensibilité aux objets métalliques qui distordent le champ magnétique (courant de Foucault) et perturbent le signal enregistré. Actuellement, la société Northern Digital propose le capteur Aurora (Ø 0,9 mm) avec un logiciel qui permet de suivre jusqu'à 10 traqueurs et détecte des perturbations électromagnétiques. De plus, la fréquence d'acquisition relativement basse (60 Hz) limite la précision des mesures pour les mouvements rapides.

Les systèmes les plus connus sont fabriqués par Ascension Technologie Corporation (microBIRD, miniBIRD, MotionStar, Flock of Bird) et Polhemus (Liberty, Patriot, FastTrack).

3. Capteurs acoustiques

Les systèmes acoustiques (ou à ultrasons) sont basés sur la mesure du temps de propagation des ondes et permettent une mesure précise de la position 3D de récepteurs ultrasonores par triangulation. Ces systèmes nécessitent plusieurs sources acoustiques mais aussi plusieurs récepteurs pour une localisation précise. Leurs principaux inconvénients sont leur temps de réponse, limité par la vitesse de propagation des ondes acoustiques, ainsi que la nécessité de ne pas obstruer les lignes d'ondes acoustiques. De plus, ils sont influençables par la température et l'humidité ambiantes qui influent sur la vitesse de propagation du son. Enfin, les données peuvent être bruitées par des appareils qui émettent des ultrasons et par les échos sur les parois. Ces systèmes sont en revanche peu coûteux.

Les systèmes existants sont les systèmes Zebris, UltraMetrix, GP8-3D et S20 Sonic Digitizers de Science Accesories Corporation et 600 Mark2 de Interscience. Ce type de capteur a, par exemple, été utilisé sur le PowerGlove de Mattel (Aukstakalnis & Blatner, 1992).

De tels capteurs acoustiques ont été employés dans l'étude du mouvement du poignet (Andrews & Youm, 1979) et la rotation axiale du bras (Wang *et al.*, 1998b). Cependant, leur utilisation reste difficile à mettre en place pour les mouvements qui font intervenir plusieurs articulations.

4. Accéléromètres

Les accéléromètres détectent l'accélération subie par un solide en mouvement (Winter, 1990). En utilisant le principe fondamental de la dynamique ($\vec{F} = m\vec{a}$), ils permettent d'obtenir des valeurs de vitesse et de position par dérivations successives. Cette mesure est détectée par principe piézoélectrique, piézorésistif, à jauge de contrainte ou à variation de capacité. Pour connaître le déplacement d'un point du corps dans l'espace, l'utilisation d'accéléromètres triaxiaux composés de trois accéléromètres montés perpendiculairement les uns par rapport aux autres est nécessaire (Chaffin *et al.*, 1999).

Le principal avantage de l'accéléromètre est qu'il possède une fréquence d'échantillonnage pouvant être très élevée (jusqu'à 1000 Hz), permettant ainsi l'observation précise de mouvements rapides ce qui est particulièrement intéressant dans l'étude de la préhension. Par contre, il présente plusieurs inconvénients qui limitent son utilisation (Dujardin *et al.*, 1998; Nigg & Herzog, 1999) :

- Il ne permet d'étudier la cinématique que d'un seul point. Pour quantifier un déplacement articulaire, il faut donc disposer d'au moins deux accéléromètres sur chaque segment. Il en résulte ainsi des difficultés au niveau du placement des accéléromètres et de la définition géométrique de l'articulation étudiée.
- La sensibilité intrinsèque de l'accéléromètre conduit à enregistrer la moindre accélération instantanée sans déplacement important. Par conséquent, les mouvements cutanés des masses molles peuvent induire un signal parasite important qui perturbe la qualité de la mesure.
- Sa sensibilité à la pesanteur nécessite un alignement soigné avec la verticale afin de perturber au minimum la qualité des mesures.
- Comme la plupart des capteurs, la présence d'un câble peut entraver le mouvement.
- Les capteurs piézoélectriques ne permettent pas de quantifier une accélération constante (Ladin, 1995).

Dans le domaine de la préhension, les gants de données Acceleration Sensing Glove et Accele Glove utilisent des accéléromètres sur chaque doigt et le dos de la main pour caractériser les gestes de ces derniers (Perng *et al.*, 1999). Une étude récente (Thies *et al.*, 2006) a comparé

les données issues de deux accéléromètres Xsens et Kionix et du système Vicon lors de mouvements de préhension et a conclu à une bonne reproductibilité des mesures. Les auteurs précisent que les accéléromètres ont l'avantage de pouvoir être facilement transportables à l'extérieur des laboratoires.

5. Gants de données

A l'origine issus du domaine de la réalité virtuelle, les gants de données (ou gants numériques) ont rapidement été utilisés comme des outils d'analyse des mouvements de la main. Ils permettent de mesurer les mouvements relatifs des doigts et sont généralement associés à un traqueur électromagnétique ou à ultrason qui permet de repérer la main dans l'espace. Plusieurs technologies permettent d'équiper ces gants : les systèmes à fibres optiques, les systèmes à effet hall, les systèmes à accéléromètres et les systèmes à capteurs résistifs (Fuchs *et al.*, 2006).

- **Les gants à fibres optiques** ont été le premier principe utilisé pour un gant de données (Zimmerman *et al.*, 1987). Ils mesurent l'atténuation de la lumière qui se propage dans une fibre optique fixée le long du doigt, lorsque celui-ci la courbe. Cette atténuation est proportionnelle à la flexion du doigt, ce qui permet d'en déduire la variation angulaire de l'articulation (Fig. III.3). Parmi les gants instrumentés disponibles aujourd'hui sur le marché, nous retrouvons ce principe sur les Data Glove 5 et 16 ainsi que le Didjiglove. De tels gants ont notamment été utilisés dans le domaine de la réhabilitation de la main (Mentzel *et al.*, 2001) ou encore la reconnaissance du langage des signes (Liang & Ouhyoung, 1995).

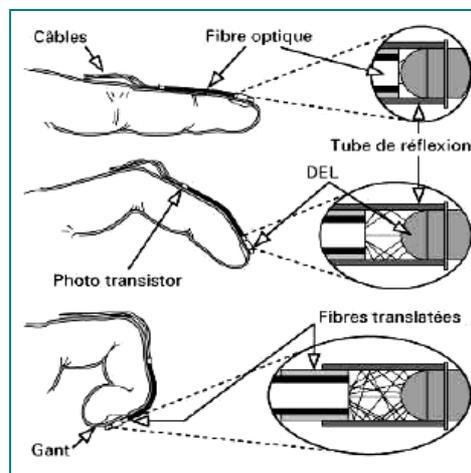


Figure III.3 : Principe de fonctionnement des gants à fibres optiques (d'après Fuchs *et al.*, 2006).

- **Les gants exo-squelettiques** (ou à effet Hall) se composent de plusieurs segments articulés installés sur la main. Elle comporte des capteurs d'angles (par exemple, des potentiomètres) situés aux articulations de l'exosquelette qui retournent les données relatives à la flexion des doigts (Fig. III.4). Cependant, cette méthode présente l'inconvénient d'être encombrante et clairement ressentie par son utilisateur (~ 400 g) ce qui ne permet pas de l'employer pour effectuer des mouvements rapides. Ils ont surtout été utilisés pour des applications médicales (Micera et al., 2003). Parmi ces gants, nous pouvons citer le Dextrous Hand Master et le HumanGlove.

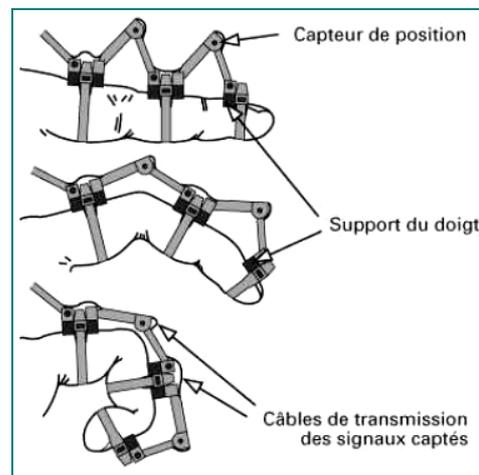


Figure III.4 : Principe de fonctionnement des gants exo-squelettiques (d'après Fuchs et al., 2006).

- **Les gants à accéléromètres** possèdent cinq accéléromètres à l'extrémité de chaque doigt, plus un sur la face dorsale de la main. En mesurant la direction de la gravité terrestre, ils permettent de déduire l'orientation de la main et des doigts (Perng et al., 1999). L'Acceleration Sensing Glove ainsi que l'Accele Glove sont des gants qui fonctionnent sur ce principe. Hernandez-Hebollar utilise ce dernier pour la reconnaissance de la langue des signes américaine (Hernandez-Hebollar et al., 2002).
- **Les gants à variation de résistance** mesurent un angle de flexion en fonction d'une déformation d'une jauge de contraintes ou d'une lamelle métallique recouverte d'une fine couche d'encre conductrice, lorsque le doigt sur lequel elle est fixée se déforme.

L'augmentation de la distance entre les particules de carbone lors de la flexion des doigts correspond à un accroissement de la résistance qui se trouve corrélé par calibrage à une valeur angulaire déterminée (Fig. III.5). Les gants CyberGlove et PowerGlove utilisent cette technologie.

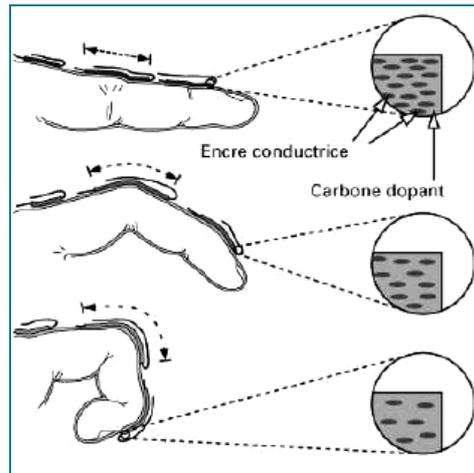


Figure III.5 : Principe de fonctionnement de gants à la variation de résistance (d'après Fuchs *et al.*, 2006).

Le Cyberglove a notamment été utilisé pour observer les synergies posturales lors de la formation de la pince manuelle (Santello *et al.*, 1998; Grinyagin *et al.*, 2005), étudier l'évolution des articulations de la main lors de différentes saisies (Baron *et al.*, 1999), observer l'effet d'une perturbation de la forme de l'objet sur la configuration articulaire des doigts (Ansuini *et al.*, 2006; Ansuini *et al.*, 2007) ou analyser les différentes stratégies de prise en milieu encombré (Gorce *et al.*, 2005; Bendahan *et al.*, 2006; Rezzoug & Gorce, 2006).

Récemment, plusieurs études associent le Cyberglove à un système haptique de réalité virtuelle (le Rutgers Master II-ND) pour proposer des programmes de réhabilitation post-traumatique (Jack *et al.*, 2001; Boian *et al.*, 2002; Adamovich *et al.*, 2004).

Enfin, il existe également, des gants de données pneumatiques qui convertissent en un signal électrique la pression générée par la flexion du doigt (SuperGlove) ou des gants de commandes binaires capables de détecter le contact des doigts (PinchGlove).

Le principal avantage des gants de mesure est le nombre important de capteurs qui permettent de recueillir une multitude d'informations relatives aux articulations de la main. Les capteurs étant directement intégrés dans un gant souple et léger autorisent ainsi une mobilité et une gestuelle aisée.

Les caractéristiques des principaux gants cités précédemment sont synthétisées dans le tableau suivant (Tabl.III.1).

Tableau III.1 : Caractéristiques techniques des principaux gants de données.

Modèle	Illustration	Principe	Capteurs	Fréquence	Précision	Taille/ Type
Data Glove (1985)		Tubes optiques + magnétique	5 à 15 selon la version + 1 capteur Polhemus	?	5-10 degrés	Unique D ou G
Data Glove II (1987)		Fibres optiques + magnétique	10 + 1 capteur Polhemus	30 Hz	5-10 degrés	Unique D ou G
Cyberglove 18 ou 22 (1987)		Piézorésistif + magnétique	18 ou 22	120 Hz	0.5 degré	Unique D ou G
Dexterous Handmaster (1987)		A effet Hall	20	100 Hz	8 bits < 1 degré	Au choix D ou G
Power Glove (1989)		Piézorésistif	1 flexion par doigt (sauf l'auriculaire) 1 flexion pour le pouce	> 75 Hz	5-10 degrés	Unique D ou G
Data Glove 5 ou 16 (1995)		Fibres optiques	5 ou 14 selon la version	100 Hz	8 bits < 1 degré	Unique D ou G
Acceleration Sensing Glove (1999)		Accéléromètres	5 doigts 1 main	34 Hz	?	Unique D
Didjiglove		Fibres optiques	10	200 Hz max	10 bits	Unique D ou G
P5 Glove (2001)		Fibres optiques	5 flexion 1 abduction 3 translation 3 rotation	60 Hz	< 1 degré	Unique D
Accele Glove (2002)		Accéléromètres	5 doigts 1 main	?	12 bits	Unique D

En revanche, nous pouvons noter plusieurs inconvénients majeurs. Le premier est relatif au câble (d'environ trois mètres) qui relie le gant à l'interface ce qui entrave la mobilité des gestes lors de mouvements complexes.

Dans notre étude, ce problème est minimisé en fixant le câble au bras par un système de sangles. Pour remédier à ce problème, les derniers modèles de gants proposent des versions sans fils (Cyberglove II, 5DT Dataglove wireless).

Un des inconvénients communs à ces différentes technologies est le processus de calibrage, indispensable avant toute nouvelle utilisation des gants de données. Cette procédure peut être une source d'erreur et demande d'être faite avec précaution. En effet, le calibrage tend à diminuer les variations de la position de la main dans le gant entre les sujets et permet d'avoir une bonne répétabilité des mesures et une meilleure précision.

III.2.2.2. Techniques à base de vision

Les techniques à base de vision permettent d'analyser le comportement par observation ou dissection informatique des images grâce à la pose de marqueurs placés sur des zones caractéristiques du mouvement (articulations, extrémités, etc...). Parmi elles, il faut distinguer les techniques qui analysent le mouvement en 2D (caméra vidéo) de celles qui permettent une analyse 3D (optoélectronique).

1. Caméras

L'utilisation de caméras vidéo permet l'analyse 2D des mouvements par dissection successive des images comme par exemple ceux des doigts (Nakamura *et al.*, 1998). Cependant, le "dépouillement" des images peut s'avérer fastidieux et manquer de précision. Différents logiciels ont été conçus pour faciliter l'extraction des données issues d'images vidéo comme par exemple le logiciel Dartfish. Récemment, de nouveaux systèmes de caméra comme le système proposé par la société EyeNetics, associé au logiciel de traitement Movimento de Realviz, permettent la reconstruction 3D des mouvements à une fréquence de 250 Hz. Ceux-ci offrent une plus grande flexibilité pour un coût nettement inférieur aux systèmes optoélectroniques. De plus, l'utilisation de marqueurs peut être évitée pour les zones ayant assez de contraste. Cependant, à notre connaissance, ce système n'a pas été utilisé dans l'analyse du mouvement de préhension, ni validé par rapport aux systèmes optoélectroniques.

Actuellement, la vidéo est rarement utilisée au profit des systèmes optoélectroniques plus performants. Néanmoins, le recours à la vidéo peut être un bon moyen de contrôle en combinaison avec un autre système de mesure notamment pour les mouvements complexes de préhension (Bendahan *et al.*, 2006; Rezzoug *et al.*, 2006).

Au niveau des mouvements de la main, des chercheurs ont, par exemple, travaillé sur un système de caméras permettant le suivi et la reconnaissance des contours de la main et de la position des doigts (Heap, 1995).

2. Systèmes optoélectroniques

De nombreux systèmes optoélectroniques sont utilisés pour l'analyse du mouvement. Ils utilisent la reconstruction stéréoscopique pour calculer les coordonnées (x, y, z) d'un marqueur à partir de coordonnées planaires ($X_1, Y_1; X_2, Y_2...$) issues d'au moins deux caméras (Chèze, 1993; Allard *et al.*, 1995).

Les marqueurs peuvent être de deux types: passifs ou actifs (Gorce, 2000).

- **Les marqueurs actifs** sont des diodes LED (Light Emitting Diod) fixés sur des repères anatomiques ou des extrémités. Ils émettent une lumière infrarouge qui est captée par les caméras. Les principaux systèmes qui utilisent des marqueurs actifs sont les systèmes SELSPOT, WATSMART, OPTOTRACK, POLARIS. Sur ce principe, le système Visualeyez de la société Phoenix Technologies Incorporated fonctionne avec trois caméras infrarouges fixées à une poutre pouvant capturer jusqu'à 513 LED et propose en accessoire un gant permettant de suivre les mouvements de la main.

Les systèmes actifs ont l'avantage d'avoir est des caméras qui reconnaissent les marqueurs automatiquement et peuvent être suivis avec les derniers systèmes en temps réel avec une précision de l'ordre de 0,1 mm. Cependant, l'encombrement des capteurs peuvent gêner le mouvement et le nombre de marqueurs est limité.

- **Les marqueurs passifs** sont des boules rétro-réfléchissantes recouvertes de scotch light qui renvoient le rayon infrarouge émis par les caméras. Les principaux systèmes qui utilisent des marqueurs passifs sont les systèmes ELITE, MOTION ANALYSIS, VICON, ARIEL, CODA, PEAK, QUALISIS.

L'avantage des systèmes passifs est que le nombre de marqueurs n'est pas limité. Cependant, pour être détecté par au moins deux caméras à chaque instant, le positionnement des caméras doit être optimal afin d'éviter des occultations de mires. De plus, une procédure de labellisation est nécessaire pour spécifier le nom de chaque marqueur ce qui peut être long et fastidieux en fonction de la qualité des enregistrements.

L'inconvénient majeur des systèmes optoélectroniques réside dans le placement des caméras afin de visualiser l'ensemble du volume de travail et de limiter au maximum les occultations de marqueurs.

Un second inconvénient est relatif au problème communément appelé de "glissement de peau ". Il est dû à des déplacements des masses moles (et par conséquent des marqueurs) par rapport aux os et aux articulations. Plusieurs techniques d'"estimation", d'"optimisation" et de "solidification" permettent de minimiser ces effets en comparant la déformation avec la position statique de référence (Veldpaus *et al.*, 1988; Soderkvist & Wedin, 1993; Chèze *et al.*, 1995; Lu & O'Connor, 1999; Roux *et al.*, 2002b).

Dans le domaine de la préhension, de nombreuses études ont utilisé des systèmes optoélectroniques pour caractériser le mouvement. Parmi elles, Martenuik a employé le 3D WATSMART à deux caméras pour analyser la coordination des schémas de transport et de prise à partir de trois diodes positionnées aux extrémités du pouce et de l'index et sur la tête ulnaire du poignet (Martenuik *et al.*, 1990). Selon une approche similaire, Paulignan a utilisé le système OPTOTRAK pour analyser l'effet de perturbations sur la saisie et identifier l'influence de la taille et de la position de l'objet sur la préhension (Paulignan *et al.*, 1991b). Enfin, nous pouvons citer les travaux de Stelmach *et al.* (avec un système SELSPOT à 250 Hz) et Mamassian (avec un système OPTOTRACK à 200 Hz) qui étudient les stratégies de prise en fonction de l'orientation des objets (Stelmach *et al.*, 1994; Mamassian, 1997).

Dans l'analyse des mouvements de préhension avec obstacle, Saling *et al.*, Tresilian et Alberts *et al.* utilisent également le système OPTOTRACK pour observer les altérations spatio-temporelles des phases du mouvement (Saling *et al.*, 1998; Tresilian, 1998; Alberts *et al.*, 2002). Castiello *et al.* observent l'effet de l'encombrement de la saisie sur les interférences visuo-motrices avec le système ELITE à une fréquence de 100Hz (Castiello *et al.*, 1999). Dans l'analyse de la saisie d'objets en milieu encombré, les travaux de recherche du laboratoire s'appuient sur l'exploitation du système VICON (Rezzoug & Gorce, 1999; Gorce & Rezzoug, 2000; Rezzoug, 2000; Rezzoug & Gorce, 2000; Bendahan, 2006; Carenzi, 2006).

Pour l'étude des mouvements de la main et des doigts, certains auteurs utilisent un système OPTOTRACK dans l'étude des articulations des doigts de la main (Meulenbroek *et al.*, 2001) ou encore le système VICON (Degeorges *et al.*, 2005). Des travaux se focalisent également sur l'étude de la trajectoire de l'extrémité digitale lors de la saisie de cylindres afin de définir des stratégies motrices avec un système OPTOTRACK (Cuijpers *et al.*, 2004). Récemment, une solution originale pour suivre les mouvements des doigts propose des marqueurs réfléchissants en forme d'anneau fixés au niveau des articulations de la main (Dorfmueller-Ulhaas & Schmalstieg, 2001).

III.2.2.3. Synthèse

Le choix d'une technique d'enregistrement des mouvements humains doit donc prendre en considération les contraintes du mouvement à analyser, définies par :

- la nature du mouvement étudié (tailles des segments, articulations et centres articulaires considérés, amplitude et vitesse d'exécution),
- l'environnement (la zone de travail, la transportabilité du matériel) et,
- les propriétés du système (la fréquence d'échantillonnage, la précision de la mesure, l'encombrement du système)

Comme nous l'avons vu dans ce chapitre, le capteur universel parfait n'existe pas. Les capteurs mécaniques sont intrinsèquement les meilleurs quant aux caractéristiques métrologiques mais peu employés par manque de qualité ergonomique. Le coût des capteurs électromagnétiques et l'impossibilité d'exploiter ses appareils dans un environnement métallique limite leur utilisation. Les capteurs acoustiques ont pour principal défaut leur précision compte tenu de leur influence aux conditions ambiantes. Les capteurs optiques restent les plus performants mais présentent des problèmes d'occultations pour les mouvements complexes particulièrement pour les mouvements de la main (Fuchs *et al.*, 2006).

Le choix des appareils de mesure pour l'analyse du mouvement doit donc également prendre en considération les caractéristiques des systèmes (le temps de latence, la précision du système, la fréquence de transmission des mesures à l'ordinateur, l'étendue de mesure).

C'est pourquoi, la combinaison de plusieurs systèmes semble être un bon compromis notamment lors de mouvements complexes et pluri-articulaires. L'utilisation couplée du système Vicon et du Cyberglove nous paraît une bonne solution pour obtenir des données précises et reproductibles du membre supérieur et de la main. Ces deux systèmes permettent de mesurer des caractéristiques différentes du mouvement de préhension. La combinaison de ces systèmes donne donc un ensemble relativement complet et robuste des paramètres biomécaniques du mouvement de préhension.

Ainsi, dans la suite de ce chapitre, nous présentons les deux protocoles expérimentaux mis en place pour répondre à nos objectifs.

III.3. Protocole expérimental 1

III.3.1. Population 1

Vingt sujets dont 12 femmes et 8 hommes (moyenne 23,8 ans \pm 4,11), étudiants ou enseignants-chercheurs de l'UFR STAPS de l'Université du Sud Toulon-Var ont donné leur consentement écrit pour participer à cette expérimentation. Tous présentaient une dominance de la main droite et une vision correcte. Aucune pathologie neurologique ni de lésion grave du membre supérieur n'étaient connues.

Leurs caractéristiques anthropométriques sont présentées dans le tableau III.2 :

Tableau III.2 : *Caractéristiques anthropométriques de la population.*

	Population	Hommes	Femmes
Age (ans)	23.80 \pm 4.1	25.38 \pm 3.7	22.75 \pm 4.2
Taille (cm)	171.20 \pm 8.4	178.00 \pm 8.4	166.67 \pm 4.6
Masse (kg)	62.85 \pm 10.1	70.13 \pm 9.6	58.00 \pm 7.2
Bras (cm)	31.84 \pm 1.6	33.11 \pm 1.6	31.00 \pm 0.8
Avant-bras (cm)	24.99 \pm 1.2	25.99 \pm 1.2	24.33 \pm 0.7
Main	Longueur (cm)	17.98 \pm 4	19.38 \pm 0.8
	Largeur (cm)	8.48 \pm 1.2	9.63 \pm 0.5
	Pouce (cm)	6.98 \pm 1.0	7.63 \pm 0.4
	Index (cm)	6.98 \pm 1.0	7.88 \pm 0.3
	Majeur (cm)	7.55 \pm 1.0	8.50 \pm 0.5
	Annulaire (cm)	6.95 \pm 1.0	7.81 \pm 0.3
	Auriculaire (cm)	6.08 \pm 1.0	7.19 \pm 0.4

III.3.2. Matériel 1

Dans le cadre de notre premier protocole, le gant de données Cyberglove a été utilisé pour enregistrer les mouvements du poignet et de la main lors de saisies en présence d'un obstacle.

III.3.2.1. Description du Cyberglove

Le fonctionnement du Cyberglove (Virtual Technologie, Palo Alto, CA USA) repose sur l'implantation de capteurs piézoélectriques au niveau de chaque articulation de la main (Fig. III.6).

La flexion des capteurs est traduite par un signal électrique qui varie en fonction des amplitudes angulaires de chaque articulation. Ces capteurs sont positionnés sur le gant de la manière suivante (Tabl. III.3) :

Mouvement	Position des capteurs
Flexions/extensions	5 au niveau des articulations MCP de chaque doigt
	4 au niveau des articulations IPD des doigts "longs"
	4 au niveau des articulations IPP des doigts "longs"
	1 au niveau de l'articulation IPP du pouce
Abductions/adductions	4 au niveau des quatre commissures
Rotations	1 capteur pour la rotation du pouce au niveau de l'articulation MC
	1 capteur pour la rotation de l'auriculaire au niveau MC
	2 capteurs pour les mouvements du poignet
Autres	2 capteurs pour l'élévation et l'azimut du poignet

Tableau III.3 : Positionnement des capteurs du Cyberglove.

Un capteur de position 3D électromagnétique (The FLOCK of BIRDS, Ascension Technologies, Vermont, USA) est également situé sur la partie distale de l'avant-bras. Il permet d'enregistrer la position et l'orientation du poignet dans l'espace par rapport à une source électromagnétique externe placée à proximité de la zone de travail.



Figure III.6 : Photographie du Cyberglove et du capteur Flock of Bird.

La fréquence d'échantillonnage est de 64 Hz et la durée d'acquisition a été fixée à 6 s pour l'ensemble des essais afin d'enregistrer l'intégralité du mouvement.

III.3.2.2. Calibrage du gant

La taille du gant étant unique, une procédure de calibrage du Cyberglove est proposée par le constructeur afin de minimiser l'erreur des variations angulaires de chaque articulation. Cette procédure se compose de deux postures manuelles (Fig. III.7) :

- la main posée à plat, les doigts tendus et joints,
- la pulpe du pouce et l'index joints, les autres doigts tendus.

Ceci permet un ajustement du gain et de l'offset afin de faire correspondre la posture réelle de la main avec celle visualisée sur l'ordinateur selon l'équation donnée par le constructeur (CyberGlove™ User's Manual) :

$$\text{Angle} = \text{Gain} \times (\text{Donnée brute} - \text{Offset}) \quad (\text{III.1})$$

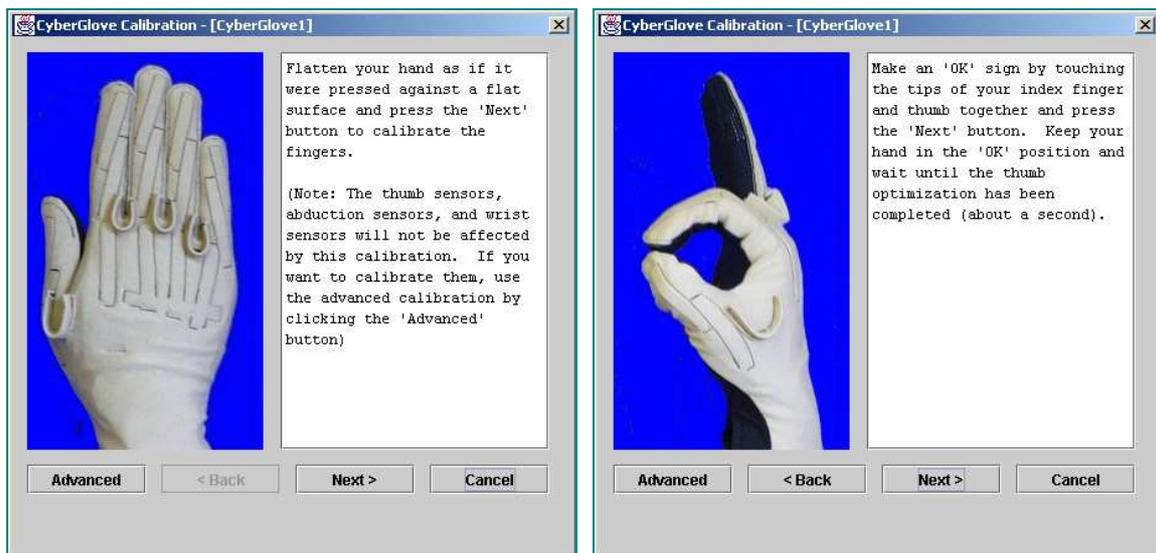


Figure III.7 : Postures lors du calibrage du Cyberglove™.

Un module complémentaire permet d'ajuster plus finement ces valeurs pour chaque capteur.

III.3.3. Conditions expérimentales 1

Pour tester les propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle et de l'objet sur la saisie, différentes conditions d'obstacle et d'objet ont été successivement employées dans un ordre randomisé.

III.3.3.1. Objets

De nombreuses études ont confirmé l'influence des propriétés intrinsèques de l'objet (taille, forme) sur la composante de "saisie" du mouvement de préhension (Arbib, 1981; Paulignan *et al.*, 1991b; Kudoh *et al.*, 1997; Paulignan *et al.*, 1997; Santello *et al.*, 1998; Cuijpers *et al.*, 2004; Hu *et al.*, 2005). Dans notre protocole, nous avons voulu savoir si ces aspects étaient également vérifiés dans le cas de la préhension avec obstacle.

Ainsi, afin de limiter l'effet des propriétés intrinsèques de l'objet sur le type de prise, nous avons choisi une balle en polystyrène de trois diamètres différents (Tabl. III.4).

Cela nous a permis de nous affranchir de l'influence de l'orientation (Desmurget *et al.*, 1996; Mamassian, 1997; Marotta *et al.*, 2003; Fan *et al.*, 2006; Van Bergen *et al.*, 2007) et de réduire l'effet de la masse de l'objet (Eastough *et al.*, 2007) sur la saisie couramment reportés dans la littérature.

Tableau III.4: Caractéristiques des objets.

	B1	B2	B3
Objets	Ø 3,5 cm 	Ø 5,5 cm 	Ø 7,5 cm 

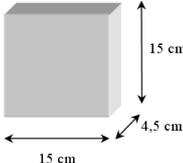
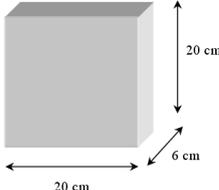
III.3.3.2. Obstacles

Dans leurs travaux, Saling *et al.* utilisent successivement deux obstacles en plexiglas (20 x 1.5 x 9 et 20 x 1.5 x 11 cm) afin d'étudier l'effet de l'obstacle sur les phases du mouvement de préhension (Saling *et al.*, 1998). Alberts *et al.* emploient un obstacle unique de 11 cm de hauteur (Alberts *et al.*, 2002). Les résultats mettent alors en évidence une ouverture maximale de la pince manuelle plus petite que lors de la réalisation d'un geste de préhension sans obstacle (Saling *et al.*, 1998; Alberts *et al.*, 2002).

Or, la variation de la hauteur de l'obstacle dans la littérature est très faible (de l'ordre de 2 cm) ce qui, de notre point de vue, ne permet pas de conclure totalement sur ce paramètre. Afin d'apporter des éléments de réponse, nous avons utilisé dans notre protocole des obstacles de forme parallélépipédique présentant une variation plus importante de la hauteur.

Ainsi, deux obstacles OB1 et OB2 ont été utilisés lors de notre protocole (Tabl. III.5).

Tableau III.5: Caractéristiques des obstacles.

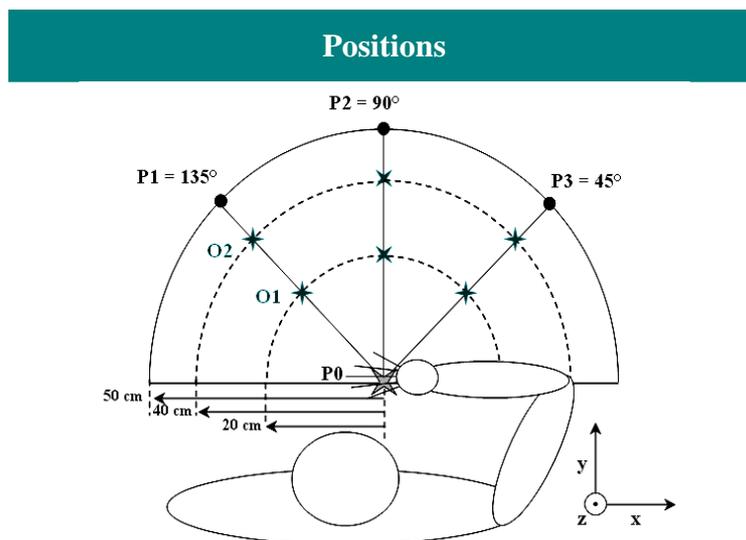
	OB1	OB2
Obstacles		

III.3.3.3. Positions

Dans leurs travaux, Saling *et al.* ne font pas varier la position de l'obstacle qu'ils placent à 10 cm de la position initiale de la main (Saling *et al.*, 1998). Or, la position de ce dernier peut influencer l'organisation du mouvement. Ainsi, Alberts *et al.* positionnent leur obstacle à des distances de 10 et 20 cm sur le plan sagittal et montrent un effet de ce paramètre sur les composantes de "transport" et de "saisie". Cependant, ces distances ne nous ont pas paru suffisante pour contraindre le mouvement.

Ainsi, pour tester l'effet de la position de l'obstacle, nous avons fait varier à la fois la distance entre l'obstacle et l'objet (O1 : 20 cm et O2 : 40 cm) ainsi que l'axe du mouvement (P1 : 45°, P2 : 90° et P3 : 135°) (Tabl. III.6).

Tableau III.6: Schématisation de la zone de travail.



Par ailleurs, l'objet à saisir était positionné à une distance de 50 cm. Cette distance permet une saisie directe sans que le membre supérieur ne soit bloqué en extension complète mais nécessite une stratégie particulière lorsqu'un obstacle entrave le mouvement.

III.3.3.4. Conditions contrôles

Une condition "sans obstacle" (SSO) était réalisée sur chaque axe pour chaque taille d'objet afin de constituer une base de comparaison pour les essais avec obstacle (Saling *et al.*, 1998; Tresilian, 1998; Alberts *et al.*, 2002).

Les informations relatives à ces essais pourront ainsi être comparées aux données de la littérature concernant le mouvement de préhension en condition dégagée.

III.3.4. Procédure expérimentale 1

Après le signal sonore, il était demandé au sujet d'effectuer un geste le plus naturel possible afin de saisir l'objet et de le poser dans une position finale indiquée (P0) sans déplacer ni toucher l'obstacle éventuel.

Au début de chaque mouvement, la main droite du sujet était posée à plat face palmaire en position P0, doigts joints de façon à ce que l'axe de la main soit parallèle au bord de la table. Au total, chaque sujet réalisait 45 saisies (3 objets x 3 axes x 2 obstacles x 2 positions + 9 contrôles) dans un ordre randomisé pour éviter tout effet d'ordre (Tabl. III.7).

Tableau III.7 : Récapitulatifs des conditions expérimentales du protocole 1.

Axes	Axe 1 : 135°	Axe 2 : 90°	Axe 3 : 45°
Obstacles	OB1 : 15 cm		OB2 : 20 cm
Positions	O1 : 20 cm		O2 : 40 cm
Objets	B1 : 3,5 cm	B2: 5,5 cm	B3: 7,5 cm
Contrôles	SSO		

III.4. Protocole expérimental 2

III.4.1. Population 2

La population du protocole 2 se compose de 30 sujets adultes (de 20 à 40 ans) ainsi que de 10 personnes âgées (de 65 à 81 ans) (Tabl. III.8).

La différence du nombre de sujets entre les adultes et les personnes âgées peut s'expliquer par des critères d'exclusion qui ne nous ont pas permis de recruter davantage de sujets âgés.

En effet, notre objectif étant d'observer l'effet de vieillissement "normal", nous n'avons pas retenu les sujets ayant subi une intervention au niveau du membre supérieur et de la main ou présentant des symptômes pathologiques.

De plus, afin de minimiser les risques d'artefacts liés au déplacement des masses moles, nous avons rejeté les sujets ayant un indice de masse corporel supérieur à 30 (IMC = Poids [kg] / Taille [m]²).

Tableau III.8 : *Caractéristiques anthropométriques de la population du protocole 2.*

		Adultes	Agés
Age (ans)		26.10 +/- 5.11	71.90 +/- 5.15
Taille (cm)		178.59 +/- 6.24	163.90 +/- 11.74
Masse (kg)		73.29 +/- 8.88	72.0 +/- 9.51
Bras (cm)		29.33 +/- 2.81	31.0 +/- 3.33
Avant-bras (cm)		26.33 +/- 1.43	25.80 +/- 2.53
Main (cm)	Longueur	19.44 +/- 0.87	17.60 +/- 1.43
	Largeur	9.05 +/- 0.50	8.70 +/- 0.79
Pouce (cm)		8.04 +/- 0.68	6.65 +/- 0.71
Index (cm)		7.54 +/- 0.44	7.05 +/- 0.60
Majeur (cm)		8.35 +/- 0.59	7.70 +/- 0.75
Annulaire (cm)		7.63 +/- 0.62	7.05 +/- 0.72
Auriculaire (cm)		6.28 +/- 0.49	5.65 +/- 0.58

III.4.2. Matériel 2

L'utilisation couplée du gant de donnée Cyberglove, du système optoélectronique Vicon et d'une caméra numérique, nous a permis d'enregistrer les mouvements du tronc, du membre supérieur et de la main lors de conditions de saisies complexes en présence d'obstacle.

III.4.2.1. Le gant de donnée Cyberglove

Le gant de donnée Cyberglove a été réutilisé dans le protocole 2 pour enregistrer les variations angulaires des doigts (§ III.3.2.1).

Cependant, plusieurs études ont mis en évidence des problèmes de précision lors de la procédure de calibrage donnée par le constructeur (Chou *et al.*, 2000; Griffin *et al.*, 2000; Hu *et al.*, 2004). En effet, celle-ci se limite à deux postures types qui ne donnent pas entière satisfaction dans certaines postures manuelles complexes. Récemment, Partipilo *et al.* proposent une procédure de calibrage composée de 8 postures types donnant des résultats satisfaisants (Partipilo *et al.*, 2006).

Sur ce principe, l'équipe du laboratoire HandiBio a mis en place une procédure de calibrage du gant composée de 12 postures types (main à plat, pouce et index joints, MCP et IPP à 45° et à 90°). Pour cela, un objet de calibrage permet de positionner les articulations MCP et IPP à 90 et 45° (Fig. III.8).



Figure III.8 : Postures de calibrage du Cyberglove (A : main à plat, B : MCP à 90°, C : MCP à 45°).

III.4.2.2. Répétabilité du Cyberglove

Tout enregistrement s'accompagne d'une erreur de mesure inhérente à la précision du système utilisé. Plusieurs études se sont intéressées à la précision des gants de données.

Parmi elles, Quam et Wise ont testé la répétabilité du Dataglove™ et ont mis en évidence une erreur moyenne de mesure comprise entre 5.6 et 11° selon les capteurs et les angles de flexion (Quam *et al.*, 1989; Wise *et al.*, 1990). A notre connaissance, seul Kessler s'est intéressé à la précision du Cyberglove en fonction des angles mesurés et du type de mouvements (Kessler *et al.*, 1995). Dans ce contexte, nous avons voulu évaluer la répétabilité des mesures du Cyberglove. Pour cela, nous avons testé l'effet du nombre de mouvements effectués sur la répétabilité intersession lors de flexion des articulations métacarpo-phalangiennes (MCP) pour trois angles différents (0°, 45°, 90°). Le test était composé de cinq sessions d'enregistrement de 30 postures entrecoupées de 20 mouvements de saisie.

Dans un premier temps, nous avons calculé l'indice de corrélation interclasse (ICC) pour chaque doigt de la main et pour chaque posture. L'ICC est défini comme étant le ratio entre la variance entre les sujets et la variance totale.

Une valeur d'ICC inférieure ou égale à 0 indique qu'il n'y a pas de répétabilité tandis que 1 indique une répétabilité parfaite. Un autre indice souvent utilisé pour tester la fiabilité est l'Erreur de Mesure Standard (SEM) défini par la relation :

$$SEM = s\sqrt{1-ICC} \quad (III.1)$$

Où s est l'écart type global de la mesure. Une valeur importante du SEM indique une erreur importante et des mesures peu reproductibles.

Dans notre test, les valeurs de l'ICC pour les MCP à 45° et à 90° apparaissent supérieures à 0,9 pour chaque doigt (Tabl.III.9). Nous pouvons donc qualifier la répétabilité du Cyberglove comme "satisfaisante" (Vincent, 1999). Pour les MCP à 0°, les valeurs d'ICC sont comprises entre 0.70 et 0.85 ce qui traduit une répétabilité "mauvaise" ou "moyenne".

Tableau III.9: Valeurs des ICC et des SEM pour chaque posture et chaque doigt.

	MCP 90°				MCP 45°				MCP 00°			
	Index	Maj.	Ann.	Auri.	Index	Maj.	Ann.	Auri.	Index	Maj.	Ann.	Auri.
ICC	0,98	0,95	0,96	0,97	0,93	0,93	0,96	0,96	0,77	0,80	0,85	0,76
s	3,07				2,16				5,29			
SEM	0,033	0,080	0,055	0,047	0,076	0,076	0,046	0,044	0,599	0,520	0,397	0,643

(ICC : indice de corrélation interclasse ; s : écart type global ; SEM : Erreur de Mesure Standard)

L'analyse de la variance a montré une bonne reproductibilité intersession pour les angles des MCP à 45 et 90°. Nos résultats montrent donc que le Cyberglove a une bonne répétabilité pour les mouvements de flexion de la main à partir d'angles suffisants. La répétabilité pour la position main à plat est, par contre, moins bonne que pour les autres positions. En effet, le gant étant moins tendu main à plat que lors des autres positions, il a tendance à bouger autour de la main. Cette constatation est en accord avec les observations de Kessler qui a observé une dégradation de la qualité de la mesure pour des angles de flexion faibles (Kessler *et al.*, 1995).

III.4.2.3. Le système optoélectronique Vicon

1. Description

Le système optoélectronique Vicon 460 (Vicon System, Oxford Metrics Inc.) du laboratoire est composé de six caméras infrarouges synchrones qui enregistrent le déplacement des marqueurs rétro réfléchissants à une fréquence de 120 Hz (Fig. III.9).

Le placement des caméras doit être optimisé afin que l'ensemble des marqueurs placés sur les sujets soit visible au moins par deux caméras au cours du mouvement. Il faut donc prendre soin d'écartier les caméras d'un angle spatial d'au moins 25 degrés, de manière à faciliter cette reconstruction. Cette condition est nécessaire afin d'avoir le minimum d'occultations de marqueurs et que le système puisse reconstruire leurs positions tridimensionnelles.



Figure III.9 : Photographie des caméras du système Vicon positionnées face à la zone de saisie.

2. Calibrage

Une procédure de calibrage, composée d'une phase statique et d'une phase dynamique, est nécessaire avant le début de chaque nouvelle campagne d'acquisition :

- **Le calibrage statique** consiste à faire une acquisition d'un objet de calibrage fixe dans l'espace de travail. A partir d'une image de cet objet, la géométrie complète de la caméra est alors estimée. En pratique, une équerre munie de quatre marqueurs est placée au centre du volume. Ses dimensions, connues par le système, permettent une première estimation de la géométrie des caméras. Cette équerre sert également à définir un repère fixe commun à toutes les caméras (Fig. III.11).
- **Le calibrage dynamique** permet d'affiner cette première estimation statique. Il consiste, après la phase de calibrage précédente, à déplacer dans tout le volume utile une tige munie de deux marqueurs dont les dimensions sont parfaitement connues. Cette phase permet donc une optimisation du calcul des caractéristiques de chaque caméra.

Une fois le calibrage accepté, il est nécessaire de prendre la précaution de ne plus bouger les caméras et ceci jusqu'à la fin de la campagne d'acquisition. En effet, un déplacement de l'une d'entre elles a pour conséquence d'affecter les paramètres de projection de la matrice. La reconstruction tridimensionnelle qui en découle serait alors erronée. En pratique, pour nous assurer de cette précision, nous avons systématiquement accompli ces opérations de calibrage statique et dynamique avant chaque session d'expérimentation.

3. Positionnement des marqueurs

Les sujets ont été équipés de plusieurs marqueurs réfléchissants situés sur le tronc, le membre supérieur droit, la main et les doigts. Des marqueurs de 9 mm de diamètre sont utilisés pour permettre une bonne visibilité de chaque membre par les caméras. Ce diamètre de marqueur est classiquement rencontré pour des mouvements du membre supérieur et de la main (Rezzoug, 2000; Roux, 2002a; Bendahan, 2006; Carezni, 2006). En effet, pour une bonne visibilité sur l'image caméra, le marqueur doit être de taille adaptée au volume calibré. Le choix de leur emplacement doit également permettre d'assurer une bonne reproductibilité des mesures entre les sujets, ils doivent donc se situer sur des points anatomiques facilement identifiables (reliefs osseux).

Au total, 15 marqueurs anatomiques sont donc répartis comme suit : trois sur la tête, quatre sur le tronc, deux au niveau du coude, deux au niveau du poignet et huit sur la main droite (Tabl. III.10). Enfin, un minimum de trois marqueurs est nécessaire pour associer un repère à chaque segment corporel dans l'espace (Schmidt *et al.*, 1999; Roux *et al.*, 2002b; Wu *et al.*, 2005). Pour cela, des marqueurs techniques ont été positionnés sur le bras et l'avant bras. Nous avons également tenté d'attacher un repère à la clavicule. Cependant, les marqueurs étant trop mobiles entre eux, les données relatives n'ont pu être exploitées.

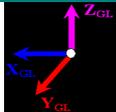
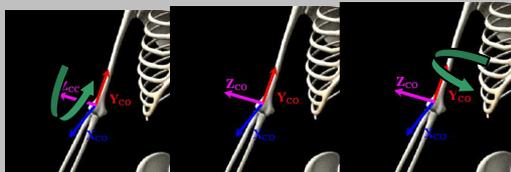
Tableau III.10 : Positionnement des marqueurs anatomiques.

Segment	Nom des marqueurs	Position des marqueurs sur le sujet
Tête	Tempe droite (T1) Tempe gauche (T2) Menton (T3)	
Tronc	Incisure jugulaire (JUG) Processus xiphoïde du Sternum (STER)	
Bras et Avant-bras	Acromion droit (ACRO1) Acromion gauche (ACRO2) Epicondyle médial (COU1) Epicondyle latéral (COU2)	
Main	Processus styloïde ulnaire (MAIN1) Processus styloïde radial (MAIN2)	
	Tête du métacarpe de l'index (MAIN3) Tête du métacarpe de l'auriculaire (MAIN4)	
	Face dorsale de la main (MAIN5)	
	Art. MCP du pouce (POU1) Art. IPP du pouce (POU2) Art. IPD du pouce (POU3)	
	Extrémité distale du pouce (POU4) Extrémité distale de l'index (IND) Extrémité distale du majeur (MAJ)	
	Extrémité distale de l'annulaire (ANN)	
	Extrémité distale de l'auriculaire (AUR)	

4. Repères anatomiques

Les noms et les orientations des axes des repères orthonormés associés au laboratoire (repère global) et aux segments corporels ont été définis d'après les recommandations de l'International Society of Biomechanics (ISB) (Wu *et al.*, 2005). La définition des repères de chaque segment ainsi que les mouvements qui lui sont associés sont reportés dans le tableau III.11.

Tableau III.11 : Définition des repères et des mouvements associés au membre supérieur.

Segment	Repère Mouvements	Séquence
	Repère global	
Tronc	<p>Origine : STER</p> <p>Axe Y_{TC} : JUG – Orig Axe X_{TC} : (ACRO2 – Orig) \wedge y Axe Z_{TC} : x \wedge y</p> <p>e1 : Flexion (-) / Extension (+) e2 : Rotation latérale droite (+) / gauche (-) e3 : Rotation axiale gauche (+) / droite (-)</p> <p>Origine : ACRO1 - 70</p>	<p>Séquence : Z-X-Y</p> 
Bras	<p>Axe Y_{GH} : Orig - ((COU1 + COU2) / 2) Axe X_{GH} : (COU1 – Orig) \wedge (COU2 – Orig) Axe Z_{GH} : x \wedge y</p> <p>e1 : Plan d'élévation : 0° Abduction / 90° e2 : Elévation (-) e3 : Rotation axiale interne (+) / externe (-)</p> <p>Origine : MAIN1</p>	<p>Séquence : Y-X-Y</p> 
Avant-bras	<p>Axe Y_{CO} : ((COU1 + COU2)/2) - Orig Axe X_{CO} : ((COU1 + COU2)/2) \wedge (MAIN2 – Orig) Axe Z_{CO} : x \wedge y</p> <p>e1 : Flexion (+) / Hyperextension (-) e2 : Carrying angle \emptyset e3 : Pronation (+) / Supination (-)</p> <p>Origine : MAIN4</p>	<p>Séquence : Z-X-Y</p> 
Main	<p>Axe Z_{PO} : MAIN3 – MAIN4 Axe X_{PO} : (MAIN5 – MAIN4) \wedge (MAIN3 – MAIN4) Axe Y_{PO} : z \wedge x</p> <p>e1 : Flexion (+) / Extension (-) e2 : Adduction (-) / Abduction (+) e3 : Déviation radio-ulnaire \emptyset</p>	<p>Séquence : Z-X-Y</p> 

5. Reconstruction et Labellisation des marqueurs sous Workstation

Les paramètres de reconstruction ont été spécifiés pour correspondre au mieux au mouvement étudié (Fig. III.10) :

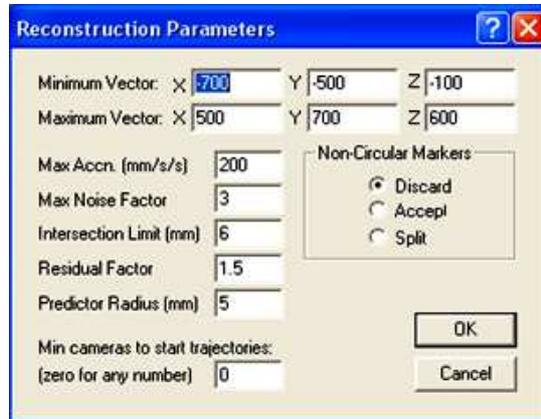


Figure III. 10: Paramètres de reconstruction.

Une procédure d'autolabellisation permet de nommer automatiquement la plupart des marqueurs. Cependant, le nombre de marqueurs étant important et les mouvements complexes, une grande partie de ces derniers a été labellisé manuellement (Fig. III.11).

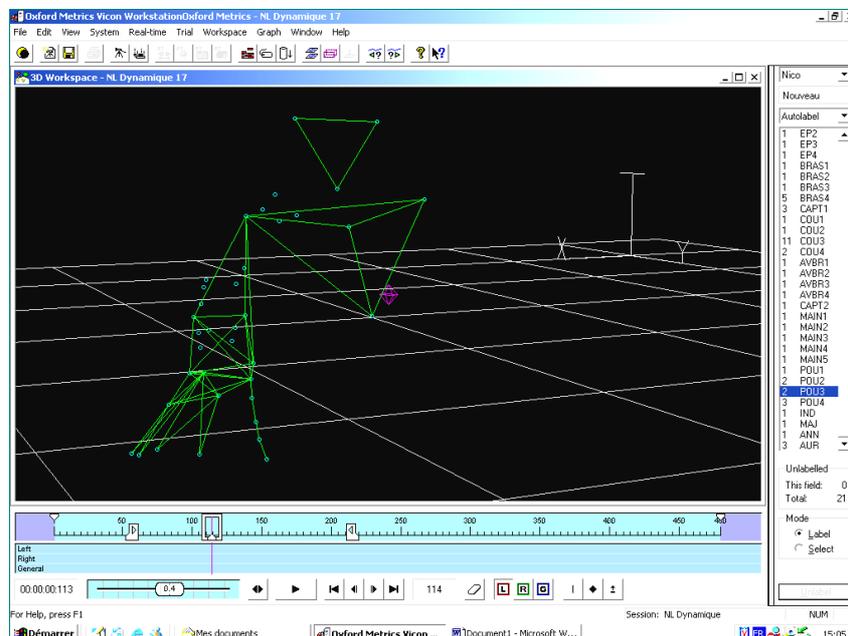


Figure III.11 : Visualisations sur Workstation des marqueurs labellisés.

6. Correction de trajectoire

L'ensemble des trajectoires a été visualisé manuellement afin de répondre à plusieurs problèmes fréquemment rencontrés :

- La perte d'un marqueur causée par l'occultation d'une mire peut être reconstruite si celle-ci n'est pas trop longue. Workstation propose une option "Fill Gaps" qui permet de retracer la trajectoire grâce à une fonction d'interpolation de type Spline cubique.

- Le phénomène de "cross over" intervient lorsqu'un échange entre deux marqueurs apparaît au cours du mouvement (Fig. III.12). L'option "Snip" de Workstation permet d'exciser la partie concernée puis de reconstruire les trajectoires avec l'option "Fill Gaps".

- Des marqueurs "fantômes" peuvent apparaître et être confondus avec des marqueurs réels lors de la procédure d'autolabellisation. Ceux-ci doivent être supprimés avec l'option "Delete trajectory".

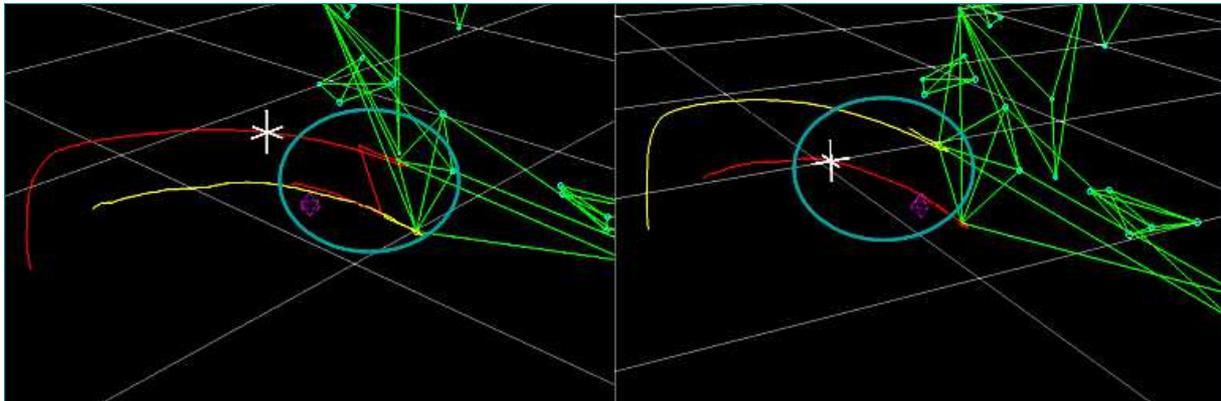


Figure III. 12: Correction de trajectoire des marqueurs lors d'un cross over.

7. Exportation

Une fois les trajectoires de chaque marqueur vérifiées et corrigées si besoin, une procédure d'exportation à partir de Workstation permet l'enregistrement des fichiers au format .csv afin d'être traité sous Excel et Matlab.

III.4.2.4. Répétabilité du Vicon

Au cours de l'enregistrement, différentes sources d'erreurs peuvent affecter les mesures photogrammétriques et donc les coordonnées 3D des marqueurs (Bonnefoy *et al.*, 2005). Plusieurs études se sont intéressées à la précision des systèmes optoélectroniques en termes de mesure de distance et d'angles (Ehara *et al.*, 1995, 1997; Chiari *et al.*, 2005).

En 1999, Richards a comparé, à partir de tests normalisés, les réponses linéaires et angulaires délivrées par des systèmes tridimensionnels d'analyse du mouvement disponibles sur le marché (Richards, 1999). Pour cela, il utilise un système générant un mouvement rotatif des marqueurs dans un volume de mesure calibré. Puis, il analyse les capacités du système à reconstruire les coordonnées des marqueurs au cours du temps, à restituer une distance constante entre deux marqueurs, à limiter les variations des coordonnées associées à un marqueur statique et à mesurer correctement le déplacement d'un marqueur à proximité d'un autre. Ils ont ainsi pu établir des classements en fonction des performances de chaque système (Tabl. III.12).

Tableau III.12: Précision de mesure pour différents systèmes optoélectroniques (d'après Richards, 1999).

	Distance moyenne entre les marqueurs (cm)		Erreur des moindres carrés (cm)		Erreur maximale (cm)	
	9 cm (Rang)	50 cm (Rang)	9 cm (Rang)	50 cm (Rang)	9 cm (Rang)	50 cm (Rang)
ELITE	9.159 (7 ^{ème})	50.133 (6 ^{ème})	0.446 (7 ^{ème})	0.173 (5 ^{ème})	1.613 (7 ^{ème})	0.584 (5 ^{ème})
MOTION ANALYSIS	9.057 (4 ^{ème})	49.796 (7 ^{ème})	0.149 (2 ^{ème})	0.059 (1 ^{er})	0.599 (4 ^{ème})	0.183 (1 ^{er})
VICON	8.980 (3 ^{ème})	49.953 (1 ^{er})	0.129 (1 ^{er})	0.062 (2 ^{ème})	0.557 (2 ^{ème})	0.183 (1 ^{er})
ARIEL	9.015 (2 ^{ème})	49.882 (5 ^{ème})	0.151 (3 ^{ème})	0.427 (6 ^{ème})	0.494 (1 ^{er})	1.666 (7 ^{ème})
CODA	8.928 (5 ^{ème})	50.112 (4 ^{ème})	0.225 (6 ^{ème})	0.487 (7 ^{ème})	0.926 (5 ^{ème})	1.515 (6 ^{ème})
PEAK	9.076 (6 ^{ème})	49.942 (2 ^{ème})	0.177 (4 ^{ème})	0.091 (4 ^{ème})	0.582 (3 ^{ème})	0.259 (4 ^{ème})
QUALYSIS	9.004 (1 ^{er})	49.906 (3 ^{ème})	0.221 (5 ^{ème})	0.080 (3 ^{ème})	1.276 (6 ^{ème})	0.198 (3 ^{ème})

Il en ressort que quatre systèmes apparaissent performants pour les mesures linéaires (Ariel, Motion Analysis, Peak et Vicon) alors que seuls trois fournissent des valeurs angulaires satisfaisantes (Ariel, Motion Analysis et Vicon).

Sur ce principe et afin de tester l'erreur instrumentale liée à notre système, nous avons réalisé un test composé de 30 acquisitions statiques et 30 dynamiques avec le "L" de calibrage. Nous avons alors mesuré les distances entre les marqueurs que nous avons comparés avec les données du constructeur. De même, nous avons quantifié l'angle formé par les marqueurs (Fig. III.13).

Nous obtenons une distance moyenne de 480.80 mm +/- 0.02 et 480.93 +/- 0.43 et un angle moyen de 79.96 +/- 0.01 et 80.01 +/- 0.10 respectivement pour les essais statiques et dynamiques ce qui suggère une répétabilité acceptable pour l'étude du mouvement humain.

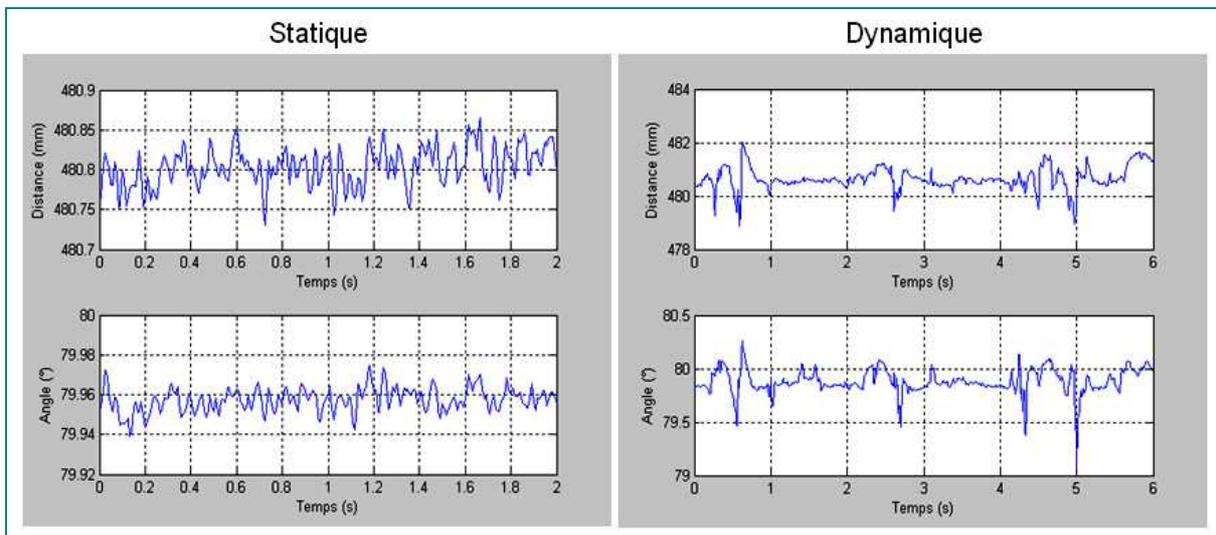


Figure III.13 : Evolution moyenne de la distance et de l'angle entre les marqueurs pour les essais statiques (gauche) et dynamique (droite).

III.4.2.5. Caméra vidéo

En complément des enregistrements du gant de données et du système optoélectronique, une caméra vidéo numérique est synchronisée avec le système VICON pour l'ensemble des essais. Cet enregistrement nous sera utile pour faire face à la complexité des mouvements demandés et à la perte éventuelle de marqueurs.

III.4.3. Conditions expérimentales 2

III.4.3.1. Objet

Une seule taille d'objet a été utilisée pour ce protocole. En effet, les résultats du protocole 1 n'ont pas mis en évidence d'effet de la taille de l'objet sur la composante de "transport" en

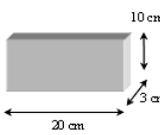
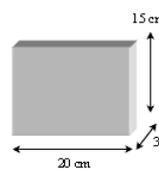
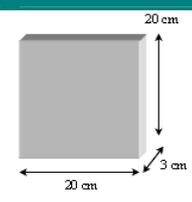
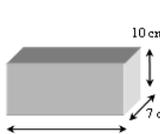
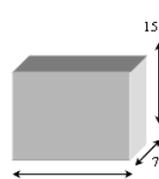
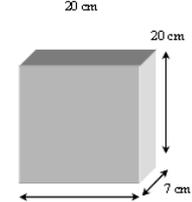
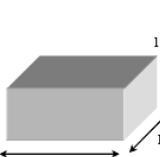
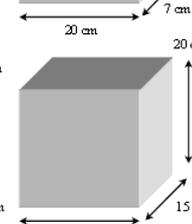
présence d'obstacle (§ Chapitre IV). Ainsi, nous avons choisi la taille d'objet intermédiaire B2 (\emptyset : 5,5 cm) pour les saisies du protocole 2, ce qui nous a permis de limiter les conditions et de tester d'avantages de paramètres liés à l'obstacle.

III.4.3.2. Obstacles

Afin d'affiner et de compléter les observations issues du protocole 1, nous avons testé trois tailles d'obstacle (H1 : 10 cm, H2 : 15 cm et H3 : 20 cm) et introduit la profondeur de l'obstacle comme variable (E1 : 3 cm, E2 : 7 cm et E3 : 15 cm) (Tabl.III.13).

En effet, à notre connaissance, ce paramètre n'a pas été testé dans le contexte de saisie avec obstacle. Or, la profondeur de l'obstacle peut être une contrainte importante dans l'organisation du mouvement de préhension.

Tableau III.13: Caractéristiques des obstacles.

Obstacles	H1	H2	H3
Profondeur E1			
Profondeur E2			
Profondeur E3			

III.4.3.3. Positions

Les positions de l'obstacle et de l'objet sont identiques au protocole 1 (cf. § III.3.3.3) (Fig. III.14).

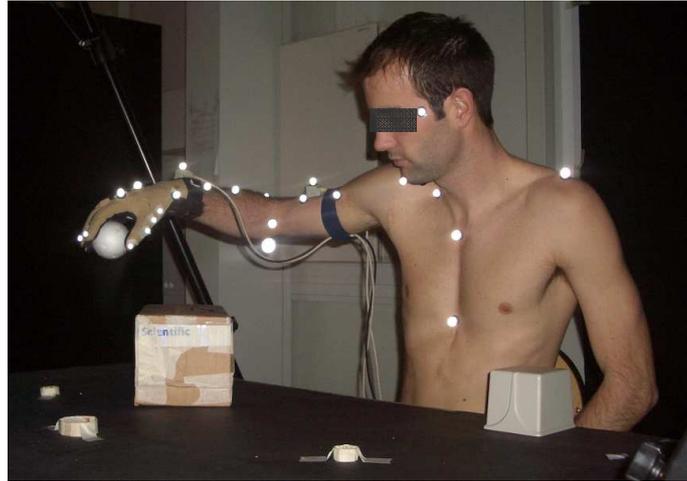


Figure III.14 : Photographie d'un essai en condition d'obstacle.

III.4.3.4. Procédure 2

La procédure expérimentale est identique au protocole 1 (cf. § III.3.3.4). Au total, l'ensemble des sujets réalise 57 essais dans un ordre randomisé (1 objet x 3 axes x 9 obstacles x 2 positions + 3 contrôles) (Tabl. III.14).

Tableau III.14 : Récapitulatifs des conditions expérimentales du protocole 2.

Axes	Axe 1 : 135°	Axe 2 : 90°	Axe 3 : 45°
Taille Obstacle	H1 : 10 cm	H2 : 15 cm	H1 : 20 cm
Profondeur Obstacle	E1 : 3 cm	E2 : 7 cm	E3 : 15 cm
Positions	O1 : 20 cm		O2 : 40 cm
Objets	B2 : 5,5 cm		
Contrôles	SSO		

III.4.4. Durée des expérimentations

Chaque jour, deux ou trois sujets réalisent les expérimentations détaillées dans les parties précédentes de ce chapitre. Chaque protocole dure environ 60 minutes, sans tenir compte du temps nécessaire pour équiper les sujets et les phases de calibrage. Le calibrage du VICON™ est réalisé tous les matins avant les acquisitions de la journée (environ 30 minutes). En revanche, un calibrage individuel est nécessaire pour le CYBERGLOVE™ (environ 30 minutes par sujet).

III.4.5. Traitement des données

Dans un premier temps, les données brutes issues du Cyberglove et du Vicon ont été exportées vers un fichier de type Tableur Microsoft EXCELTM ainsi que dans le programme Matlab[®] afin de pouvoir être traitées.

Les étapes suivantes ont été réalisées sur l'ensemble des essais :

- **Filtrage** : Un filtrage est généralement réalisé pour éliminer le "bruit" inhérent à l'instrumentation. Dans la littérature, ce filtrage est très fréquent mais les fréquences de coupure varient de 5 Hz à 10 Hz entre les études (Marteniuk *et al.*, 1990; Paulignan *et al.*, 1997; Mon-Williams & McIntosh, 2000; Alberts *et al.*, 2002). Pour notre étude, afin d'éliminer le bruit sans pour autant perdre de l'information, un filtre passe bas du second ordre de type Butterworth avec une fréquence de coupure de 6 Hz est utilisé sur l'ensemble des données brutes.
- **Découpage temporel**^o: Afin d'isoler la partie du mouvement de notre objet d'étude, nous avons utilisé l'évolution de la vitesse tangentielle du poignet par dérivation des données du Cyberglove relatives au centre articulaire du poignet (Flock of Bird). En effet, ce paramètre est couramment utilisé dans la littérature pour définir les instants de début et de fin de mouvement (Marteniuk *et al.*, 1990; Paulignan *et al.*, 1997; Mon-Williams *et al.*, 2000; Bendahan, 2006; Carenzi, 2006). Ainsi, les auteurs déterminent généralement un seuil égal à 5 % de la vitesse tangentielle maximale du poignet (V_{max}) pour délimiter le mouvement. Nous utilisons donc ce même seuil pour obtenir l'instant de début de mouvement et de fin de mouvement grâce à une boucle de détection automatique créée sous Matlab (Annexe I). D'autres études se basent sur l'évolution de l'ouverture de la pince manuelle (Castiello *et al.*, 1999; Alberts *et al.*, 2002), fixent un seuil arbitrairement (Biegstraaten *et al.*, 2003) ou déterminent visuellement le début et la fin du mouvement ce qui peut générer des erreurs de mesure (Teasdale *et al.*, 1993).
- **Normalisation** : il est courant, dans la littérature, d'observer une normalisation du mouvement en pourcentage du temps total (de 0 à 100 %). Cette étape permet ainsi de comparer les gestes entre eux et de calculer notamment des comportements moyens (courbes moyennes de la trajectoire, temps moyens d'apparition de points caractéristiques) (Paulignan *et al.*, 1997; Rezzoug, 2000; Bendahan, 2006; Carenzi,

2006). Ainsi, l'ensemble des essais a été normalisé avec l'utilisation d'une fonction spline cubique sous Matlab. Dans la présentation de nos résultats, 100 % correspond au moment de la saisie.

- **Extraction des paramètres spatio-temporels^o**: la trajectoire du poignet, l'évolution des articulations de la main, la durée de mouvement, l'amplitude et l'occurrence de la vitesse maximale du poignet et de l'ouverture maximale de la pince manuelle sont extraites, moyennées et enregistrées sous un fichier Excel grâce à une macro réalisée sous Visual basic.

Enfin, le programme STATISTICA 6.1 (Statsoft, Tulsa, USA) a été utilisé pour le traitement statistique. Afin de comparer les conditions entre-elles et après avoir pris soin de tester la normalité de nos données, une analyse de la variance a été réalisée par ANOVA à mesures répétées (Saling *et al.*, 1998; Tresilian, 1998; Castiello *et al.*, 1999; Alberts *et al.*, 2002). Les comparaisons *post hoc* ont été effectuées par le test HSD de Tukey (Différence Significative Honnête). Pour l'ensemble des tests statistiques, le seuil de signification a été fixé à $p < 0,05$.

III.5. Conclusion

Les principaux systèmes d'analyse cinématique du mouvement humain ont été présentés dans ce chapitre. Nous avons exposé leurs avantages et inconvénients pour la capture du mouvement ce qui nous a permis de justifier de la pertinence des systèmes CybergloveTM et VICONTM pour l'acquisition des données relatives au membre supérieur et à la main. En effet, l'originalité de notre protocole repose sur l'acquisition simultanée des variations angulaires du tronc, du membre supérieur, de la main et des doigts qui interviennent dans les deux phases du mouvement de préhension (transport et saisie). De plus, le matériel utilisé doit permettre des mouvements complexes et être utilisable avec des personnes âgées. Enfin, nous avons énoncé les précautions méthodologiques nécessaires pour garantir la précision et la reproductibilité de nos données.

Chapitre IV

Caractérisation du mouvement de préhension avec obstacle.

IV.1. Introduction

Dans ce chapitre, nous exposons les résultats expérimentaux de notre premier protocole. L'objectif est de fournir une caractérisation du mouvement de préhension en présence d'un obstacle. Pour cela, nous analysons les données issues du Cyberglove et du capteur électromagnétique (Flock of Bird) pour rendre compte de la cinématique du poignet et des doigts. Dans un premier temps, nous nous intéressons à l'analyse des trajectoires du poignet afin d'identifier différentes stratégies motrices en fonctions des conditions de saisies. Puis, l'analyse des phases de "transport" et de "saisie" sont détaillées en fonction de la cinématique du poignet et de configuration angulaire afin de tester l'effet des différentes conditions d'obstacle et d'objet. Enfin, une discussion confrontera nos résultats avec ceux observés dans la littérature.

IV.2. Problématique

Dans les chapitres précédents, nous avons mis en évidence l'influence des différentes conditions de saisie sur les composantes du mouvement et précisé l'effet de la présence d'obstacle sur la coordination spatio-temporelle de celles-ci.

Plusieurs études montrent ainsi que la taille de l'objet à saisir a une influence directe sur l'amplitude de l'ouverture de la pince manuelle (Paulignan *et al.*, 1991b; Castiello *et al.*, 1993; Zaal & Bootsma, 1993; Bootsma *et al.*, 1994; Paulignan *et al.*, 1997; Zaal *et al.*, 1998). La distance maximale entre les doigts (en général mesurée entre le pouce et l'index) apparaît proportionnelle et supérieur à la taille de l'objet. Pour ces auteurs, les caractéristiques intrinsèques de l'objet influencent les caractéristiques de la composante de saisie mais altèrent peu les paramètres de la composante de transport. En revanche, la présence d'un obstacle sur la trajectoire du poignet ou à proximité de l'objet à saisir modifie significativement la composante de transport. La présence d'un obstacle a principalement des répercussions sur la courbure de la trajectoire (Sabes & Jordan, 1997; Saling *et al.*, 1998; Alberts *et al.*, 2002), sur l'augmentation de la durée du mouvement avec un prolongement de la phase de décélération et sur la vitesse tangentielle du poignet (Tresilian, 1998; Castiello *et al.*, 1999; Mon-Williams M. *et al.*, 2001).

Au contraire, si peu d'influence de la taille de l'objet sur la composante de transport a été reportée (Martenuik *et al.*, 1990; Gentilucci *et al.*, 1991; Jakobson *et al.*, 1991), il est communément admis que les propriétés de l'obstacle affectent la composante de saisie. En particulier, l'ouverture de la pince manuelle apparaît corrélée avec la hauteur de l'obstacle (Saling *et al.*, 1998; Tresilian, 1998; Castiello *et al.*, 1999) ce qui montre le lien entre une modification de la composante de transport et son impact sur les caractéristiques de la saisie.

En bref, une modification de la taille de l'objet influence principalement la composante de "saisie" alors que la présence d'obstacle a des répercussions sur la cinématique de la phase de transport mais également sur la saisie.

Cependant, les effets des propriétés de l'objet sont-ils vérifiés en présence d'un obstacle ? Le Système nerveux central (SNC) se base-t-il alors principalement sur les propriétés de l'objet à saisir pour programmer l'exécution du geste ou sur les caractéristiques de la contrainte spatiale ? Y a-t-il une interaction entre les effets des propriétés de l'obstacle et ceux des

propriétés de l'obstacle ? Par exemple, nous pouvons nous demander comment évolue l'amplitude de l'ouverture de la pince manuelle d'un objet de grande taille en présence d'un obstacle d'une certaine hauteur alors qu'il a été montré une influence de ces deux paramètres sur celle-ci ? Y a-t-il dans ce cas une prédominance de l'effet de la taille de l'objet, de la présence de l'obstacle ou, au contraire, un effet d'interaction entre les deux ? De même, au niveau temporel, il a été observé une augmentation de la durée de la phase de décélération à la fois pour la saisie d'objet de petite taille et lors de mouvement de préhension en présence d'obstacle. Ainsi, faut-il s'attendre à une interaction entre la taille de l'objet et les caractéristiques de l'obstacle sur la durée de la phase de décélération ?

L'objectif de ce protocole est donc de spécifier les effets des propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle et ceux des caractéristiques de l'objet sur les paramètres cinématiques du mouvement de préhension dans différentes conditions de saisie.

En nous basant sur l'interdépendance des composantes de transport et de saisie, nous pouvons émettre l'hypothèse qu'une modification des propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle devrait influencer la configuration de la saisie et inversement, qu'un changement de la taille de l'objet affecterait la composante de transport en présence d'obstacle. Ainsi, si les propriétés de l'obstacle ont un effet sur la composante de saisie, nous devrions observer différentes configurations manuelles pour saisir une même taille d'objet. Réciproquement, si les propriétés de l'objet influencent la phase de transport, les paramètres cinématiques de la phase de transport devraient être affectés par un changement de la taille de l'objet pour une même condition d'obstacle.

Au contraire, si les différentes conditions de saisie n'ont pas d'effet sur la phase de transport, la cinématique devrait apparaître similaire pour une même condition d'obstacle. En ce sens, si les conditions d'obstacle n'ont pas d'influence sur la saisie, nous ne devrions pas observer de différence au niveau des configurations manuelles pour une même taille d'objet.

Afin de tester cette hypothèse, nous avons demandé à des sujets de réaliser des mouvements de préhension dans différentes conditions de saisie en présence d'obstacle. Afin de manipuler les caractéristiques des saisies, nous avons utilisé plusieurs tailles d'objet (B1 : Ø 3,5 cm ; B2 : Ø 5,5 cm ; B3 : Ø 7,5 cm) et différentes tailles d'obstacles (H1 : 15 cm ; H2 : 20 cm) placés en position proche (O1 : 20 cm) ou éloignée (O2 : 40 cm) afin de contraindre principalement la composante de transport ou celle de saisie (cf. § III.3.3).

Afin de faciliter les comparaisons, nous présentons nos résultats en deux parties : le plan statistique *I* compare les essais "contrôles" sans obstacle avec l'ensemble des essais avec obstacle en fonction de la taille de l'objet et de l'axe de saisie, alors que le plan statistique *II* confronte les différentes conditions d'obstacle entre elles (Alberts *et al.*, 2002).

IV.3. Analyse du mouvement de préhension avec obstacle

IV.3.1. Analyse temporelle

Dans un premier temps, nous avons relevé le temps de mouvement (MT) pour chaque sujet et chaque condition de saisie. Les valeurs moyennes de MT sont présentées dans le tableau IV.1.

Tableau IV.1: Temps de mouvement moyen (exprimé en s) (et écart-type) en fonction de la taille (OB1 & OB2) et de la position (O1 & O2) de l'obstacle pour chaque taille d'objet (B1, B2 & B3).

Objet	Axe P1			Axe P2			Axe P3		
	B1	B2	B3	B1	B2	B3	B1	B2	B3
SSO	0.79 (0.25)	0.76 (0.13)	0.73 (0.15)	0.65 (0.20)	0.73 (0.20)	0.72 (0.17)	0.70 (0.23)	0.71 (0.14)	0.75 (0.29)
OB1 O1	1.29 (0.32)	1.28 (0.23)	1.11 (0.24)	1.12 (0.48)	1.10 (0.45)	1.13 (0.48)	1.03 (0.41)	1.01 (0.37)	1.02 (0.37)
OB1 O2	1.32 (0.35)	1.28 (0.37)	1.33 (0.28)	1.11 (0.41)	1.10 (0.41)	1.05 (0.41)	1.03 (0.35)	1.01 (0.29)	1.03 (0.32)
OB2 O1	1.19 (0.18)	1.20 (0.23)	1.24 (0.23)	1.02 (0.44)	1.03 (0.45)	1.07 (0.47)	1.03 (0.33)	1.02 (0.38)	1.03 (0.38)
OB2 O2	1.33 (0.34)	1.45 (0.23)	1.28 (0.31)	1.08 (0.52)	1.06 (0.33)	1.03 (0.46)	1.00 (0.36)	1.03 (0.30)	1.01 (0.39)

Pour le plan statistique *I*, l'analyse de la variance fait apparaître un effet d'interaction entre l'axe et la présence obstacle [$F_{(2,38)}=35.58$; $p<0.0001$] quelque soit les conditions d'obstacle. Le test HSD de Tukey montre que MT augmente significativement pour les essais avec obstacle (1.13 s +/- 0.12) versus sans obstacle (0.73 s +/- 0.04) (Fig. IV.1) ainsi que pour l'axe P1 (1.09 s +/- 0.03) comparé à l'axe P2 (0.82 s +/- 0.04) et à l'axe P3 (0.72 s +/- 0.03).

Par contre, il n'a pas été observé d'effet de la taille d'objet sur MT [$F_{(2,38)}=0.775$; $p=0.47$].

Le traitement du plan statistique *II* fait apparaître un effet de l'axe sur le temps de mouvement [$F_{(2,38)}=17.33$; $p<0.0001$]. MT est significativement plus long pour les mouvements de l'axe P1 (1.27 s +/- 0.03) vs l'axe P2 (1.074 s +/- 0.04) et l'axe P3 (1.02 s +/- 0.03) ($p<0.0001$) en conditions d'obstacle, indépendamment de taille d'objet.

Par contre, aucun effet significatif des propriétés intrinsèques (Taille : [$F_{(1,19)}=0.14$, $p=0.70$]) et extrinsèques (Position : [$F_{(1,19)}=1.31$, $p=0.26$]) de l'obstacle n'est observé sur MT.

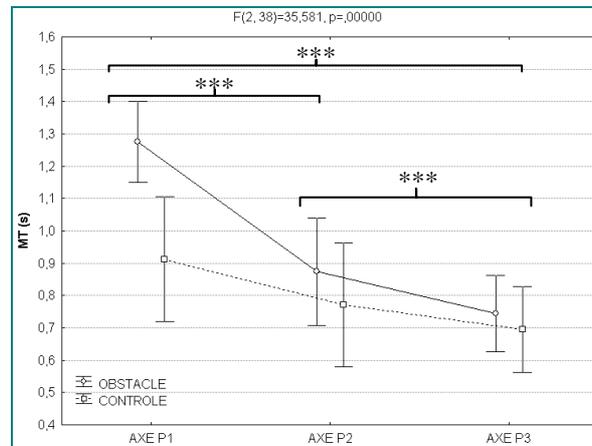


Figure IV.1 : Temps de mouvement moyens en fonction de la présence d'obstacle et de l'axe (** $p < 0.0001$).

En bref, nous observons une augmentation du temps de mouvement entre les conditions avec et sans obstacle mais pas de variations entre les différentes conditions d'obstacle entre elles. L'augmentation significative du temps de mouvement (MT) en condition d'obstacle affecte-t-elle l'ensemble des paramètres cinématiques de la composante de transport? Pour y répondre nous avons étudié la cinématique du mouvement et extrait des paramètres spatio-temporels afin de pouvoir les comparer en fonction des différentes conditions de saisie.

IV.3.2. Analyse cinématique de la phase de transport

La phase de transport est analysée à travers différents paramètres cinématiques du poignet calculés à partir des données issues du capteur électromagnétique (Flock of Birds).

IV.3.2.1. Analyse des trajectoires du poignet

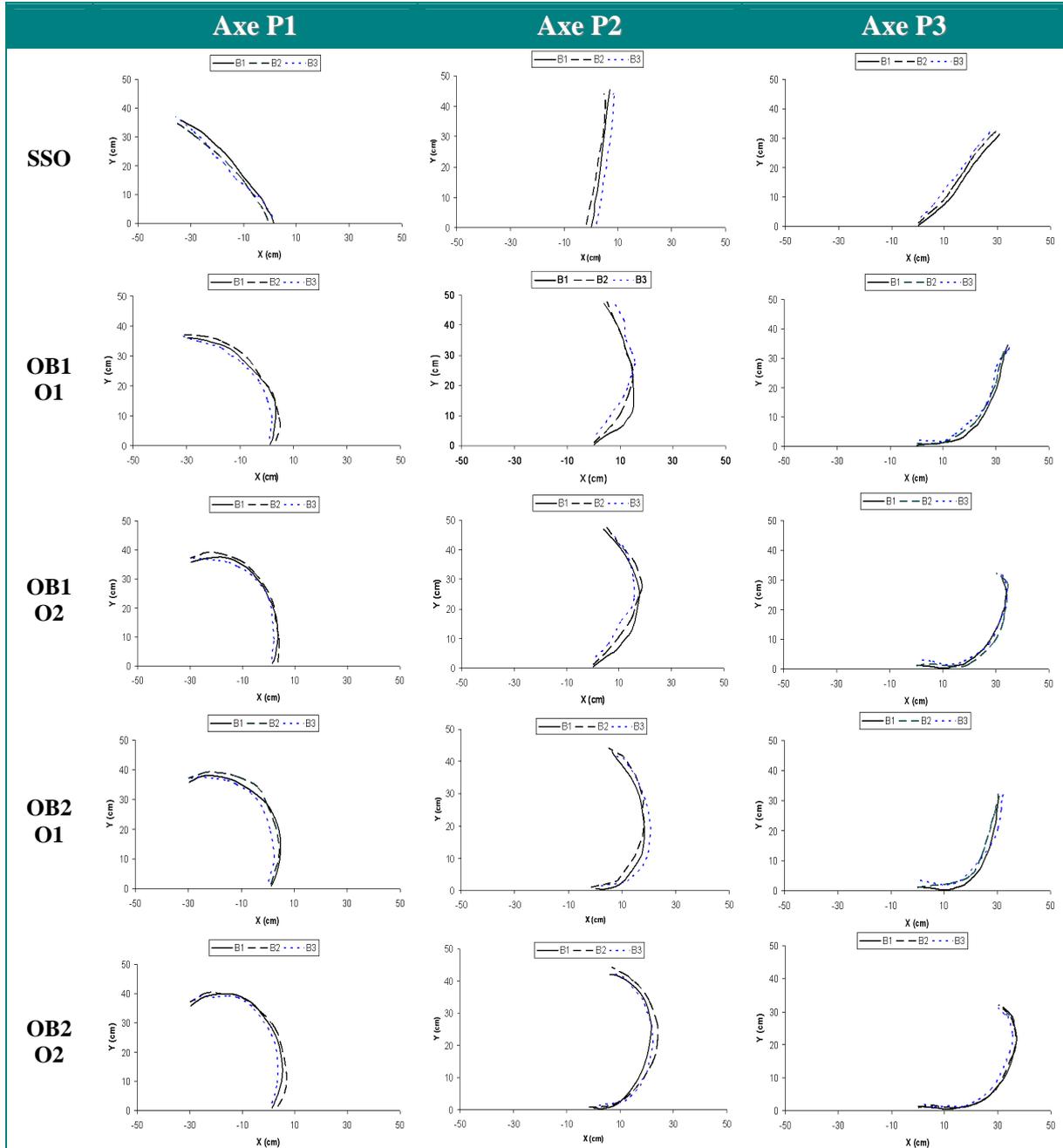
L'analyse spatiale des trajectoires du poignet s'est orientée d'une part, sur une analyse qualitative (trajectoires moyennes § IV.3.2.1.1) et, d'autre part, sur une analyse quantitative (indice de courbure § IV.3.2.1.2 et hauteur maximale du poignet § IV.3.2.1.3).

1. Trajectoires moyennes

Le tableau IV.2 présente les courbes moyennes de la trajectoire du poignet sur le plan transversal (xy), selon la Taille de l'obstacle (OB1 et OB2), la Position de l'obstacle (O1 et O2), l'axe (Axe P1, Axe P2, Axe P3) pour chaque Taille d'objet (B1, B2 et B3) ainsi que pour la condition contrôle sans obstacle (SSO).

Chaque trajectoire correspond à la moyenne des trajectoires des vingt sujets. Les valeurs d'écart-type ne sont pas présentées pour ne pas surcharger les tracés

Tableau IV.2: Trajectoires moyennes du poignet en fonction de la taille (OB1 & OB2) et de la position (O1 & O2) de l'obstacle pour chaque taille d'objet (B1, B2 & B3). (plan transversal : xy).



De manière immédiate, nous pouvons constater que la trajectoire du poignet est influencée par l'axe de saisie et les propriétés de l'obstacle. Les essais sans obstacle sont caractérisés par des trajectoires "quasi" rectilignes alors que la courbure semble s'accroître pour les conditions avec obstacle.

Les trajectoires apparaissent davantage curvilignes avec l'augmentation de la taille de l'obstacle et l'éloignement de sa position quelque soit l'axe et la taille de l'objet. Par contre, nous observons peu de variations en fonction des différentes tailles d'objet.

Dans le paragraphe suivant, nous calculons l'indice de courbure (IC) pour chaque trajectoire afin de quantifier ces observations.

2. Indice de courbure

Afin de comparer les différentes trajectoires, l'indice de courbure (IC) a été calculé pour chaque condition par la relation suivante :

$$IC = \frac{a}{b} \quad (IV.1)$$

où a est la distance maximale entre la trajectoire et la droite passant par le point de départ et le point d'arrivée et b l'amplitude du mouvement (Fig. IV.2). Par conséquent, plus IC est proche de 0 et plus la trajectoire est rectiligne. Inversement, plus IC est proche de 1 et plus la trajectoire est circulaire.

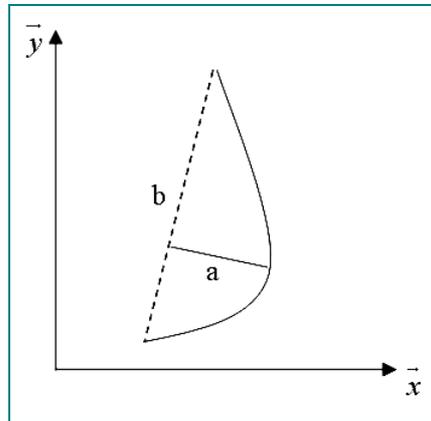


Figure IV.2 : Calcul de l'indice de courbure (IC).

Cet indice a par exemple été utilisé pour observer l'influence de la vitesse d'exécution lors de mouvements de saisie (Atkeson & Hollerbach, 1985) ou l'effet de contraintes visuelles sur des mouvements d'atteintes de cible (Palluel-Germain, 2004).

Afin de quantifier les différences de trajectoires au niveau du contournement de l'obstacle, IC a été calculé sur le plan transversal (xy) en fonction des conditions d'obstacle et d'objet (Tabl. IV.3).

Tableau IV.3: Indices de courbure (IC) (et écart-types) dans le plan frontal (xy) en fonction de la taille (OB1 & OB2) et de la position (O1 & O2) de l'obstacle pour chaque taille d'objet (B1, B2 & B3).

Objet	Axe P1			Axe P2			Axe P3		
	B1	B2	B3	B1	B2	B3	B1	B2	B3
SSO	0.047	0.041	0.043	0.035	0.037	0.033	0.042	0.040	0.040
	(0.04)	(0.01)	(0.03)	(0.03)	(0.03)	(0.02)	(0.02)	(0.01)	(0.02)
OB1 O1	0.224	0.222	0.223	0.247	0.252	0.246	0.173	0.174	0.174
	(0.04)	(0.03)	(0.02)	(0.05)	(0.02)	(0.03)	(0.06)	(0.03)	(0.04)
OB1 O2	0.411	0.413	0.406	0.435	0.441	0.439	0.325	0.326	0.324
	(0.01)	(0.02)	(0.03)	(0.04)	(0.04)	(0.06)	(0.02)	(0.02)	(0.03)
OB2 O1	0.447	0.451	0.444	0.377	0.376	0.375	0.315	0.317	0.321
	(0.05)	(0.04)	(0.06)	(0.04)	(0.03)	(0.03)	(0.03)	(0.04)	(0.05)
OB2 O2	0.437	0.443	0.436	0.334	0.335	0.334	0.369	0.371	0.370
	(0.05)	(0.05)	(0.03)	(0.02)	(0.03)	(0.07)	(0.06)	(0.05)	(0.05)

Le plan statistique *I* fait apparaître un effet d'interaction entre l'axe et la présence d'obstacle [$F_{(2,38)}=199.36$, $p<0.0001$]. Le test *post-hoc* indique que l'indice de courbure apparaît significativement supérieur pour les mouvements avec obstacle (0.26 +/- 0.15) comparés aux conditions contrôles (0.12 +/- 0.11), quelque soit la taille de l'objet ($p<0.0001$).

Le plan statistique *II* révèle une triple interaction entre les conditions d'axe, de taille d'obstacle et de position d'obstacle [$F_{(2,38)} = 35.01$; $p<0.0001$]. Le test *post-hoc* montre que l'indice de courbure apparaît supérieur pour l'obstacle OB2 vs OB1 ($p<0.0001$), la position O2 versus O1 ($p<0.0001$) et l'axe P1 vs P2 ($p<0.0001$) et P3 ($p<0.0001$). Par contre, l'absence de tendance quadratique ($F_{(4,76)} = 0.03$; $p = 0.998$) montre qu'il n'y a pas d'effet de la taille de l'objet sur l'indice de courbure ce qui confirme bien nos observations.

3. Hauteur maximale du poignet

La hauteur maximale du poignet (Hmax) a été mesurée pour chaque condition d'obstacle et chaque taille d'objet. Les valeurs moyennes de celle-ci sont reportées dans le tableau IV.4.

Le plan statistique *I* montre un effet d'interaction entre l'axe et la présence de l'obstacle [$F_{(2,38)}=5.44$; $p=0.008$]. La hauteur maximale apparaît significativement supérieur pour les conditions avec obstacle (Axe P1 : 28.3 cm +/- 8.8; Axe P2 : 27.6 cm +/- 6.3; Axe P3 : 26.7 cm +/- 6.2) comparées aux conditions sans obstacle (Axe P1 : 9.61 cm +/- 2.1; Axe P2 : 9.71 cm +/- 2.1; Axe P3 : 9.74 cm +/- 2.6). Par contre, il n'est pas observé d'effet de la Taille de l'objet ($F_{(2,38)}=0.10$; $p=0.90$) sur Hmax.

Le plan statistique *II* met en évidence un effet d'interaction entre l'axe et la taille de l'obstacle [$F_{(2,38)}=4.29$; $p=0.02$]. La hauteur maximale apparaît significativement supérieur pour les conditions avec l'obstacle OB2 (Axe P1 : 29.5 cm +/-3.2 ; Axe P2 : 29.6 cm +/- 4.7; Axe P3 : 27.9 cm +/- 4.4) comparé aux conditions avec l'obstacle OB1 (Axe P1 : 27.81 cm +/- 5.9; Axe P2 : 25.6 cm +/- 7.12; Axe P3 : 25.5 cm +/-7.3).

Par contre, il n'a pas été observé d'effet simple ou d'effet d'interaction de la position de l'obstacle [$F_{(2,38)}=0.15$; $p=0.86$] ou de la Taille de l'objet [$F_{(4,76)}=0.22$; $p=0.92$] sur Hmax.

Tableau IV.4: Hauteur maximale du poignet (exprimée en cm) (et écart-types en fonction de la taille (OB1 & OB2) et de la position (O1 & O2) de l'obstacle pour chaque taille d'objet (B1, B2 & B3).

Objet	Axe 1			Axe 2			Axe 3		
	B1	B2	B3	B1	B2	B3	B1	B2	B3
SSO	9.75 (1.41)	9.94 (2.71)	9.16 (2.06)	9.61 (1.81)	9.59 (2.40)	9.94 (2.19)	9.95 (2.34)	9.89 (3.44)	9.41 (2.29)
OB1 O1	27.13 (6.06)	27.04 (5.49)	27.85 (6.69)	25.25 (6.98)	24.29 (6.64)	24.74 (6.46)	24.46 (6.33)	24.31 (7.11)	25.24 (7.59)
OB1 O2	28.20 (6.33)	28.52 (5.99)	28.13 (5.81)	26.44 (7.72)	26.11 (7.89)	26.85 (7.50)	26.57 (7.64)	26.14 (7.82)	26.50 (7.78)
OB2 O1	28.13 (6.15)	29.23 (6.95)	28.62 (5.78)	28.22 (5.15)	28.56 (6.70)	29.06 (4.73)	26.45 (4.04)	27.63 (5.16)	27.15 (4.68)
OB2 O2	30.12 (6.85)	30.52 (7.80)	30.27 (5.34)	30.69 (5.93)	30.05 (6.50)	31.14 (6.06)	28.22 (5.92)	29.18 (6.85)	28.84 (6.39)

D'un point de vue temporel, le temps d'apparition de la hauteur maximale du poignet apparaît significativement plus tôt pour les conditions avec obstacle (0.46 s +/- 0.05) que pour les saisie sans obstacle (0.55 s +/- 0.03) indépendamment de l'axe et de la taille de l'objet.

Au regard des conditions d'obstacle, le temps d'apparition de Hmax diminue avec la taille de l'obstacle (OB1 : 0.56 s +/- 0.03; OB2 : 0.53 s +/- 0.03). En revanche, lorsque le temps d'apparition de Hmax est exprimé en fonction du temps total de mouvement, il apparaît stable en dépit des conditions d'obstacle. Nous n'observons alors pas d'effet de l'axe [$F_{(2,38)}=77.32$; $p=0.06$], de la taille [$F_{(1,19)}=0.30$; $p=0.06$] et de la Position de l'obstacle [$F_{(1,19)}=0.04$; $p=0.84$] ou de la taille de l'objet [$F_{(2,38)}=1.84$; $p=0.17$]. Ainsi, nous pouvons donc penser que l'apparition du pic de la hauteur maximale de la trajectoire constitue un invariant temporel quelques soit les conditions d'obstacle.

4. *Distance de sécurité*

La distance de sécurité (DS) peut être définie comme la distance entre le poignet et l'obstacle au moment du passage au-dessus de ce dernier (Gorce *et al.*, 2005; Bendahan, 2006). Celle-ci a été mesurée pour chaque condition de saisie avec obstacle.

Le test ANOVA montre un effet d'interaction entre l'axe et la taille de l'obstacle [$F_{(2,38)}=4.29$, $p=0.002$]. La distance de sécurité apparaît plus petite pour OB2 (Axe P1 : 9.2 cm +/- 2.1 ; Axe P2 : 9.5 cm +/- 3.6; Axe P3 : 8.0 cm +/- 4.2) comparée à OB1 (Axe P1 : 12.05 cm +/- 6.1; Axe P2 : 11.0 cm +/- 6.8; Axe P3 : 15.5 cm +/- 7.8) ce qui suppose un risque de collision accru avec l'augmentation de la taille de l'obstacle.

Par ailleurs, il n'a pas été observé d'effet de la position de l'obstacle [$F_{(1,19)}=8.75$; $p=0.08$] ou de la taille de l'objet [$F_{(2,38)}=0.16$, $p=0.84$] sur la distance de sécurité ce qui signifie qu'il existe une invariance spatiale entre les différentes positions de l'obstacle.

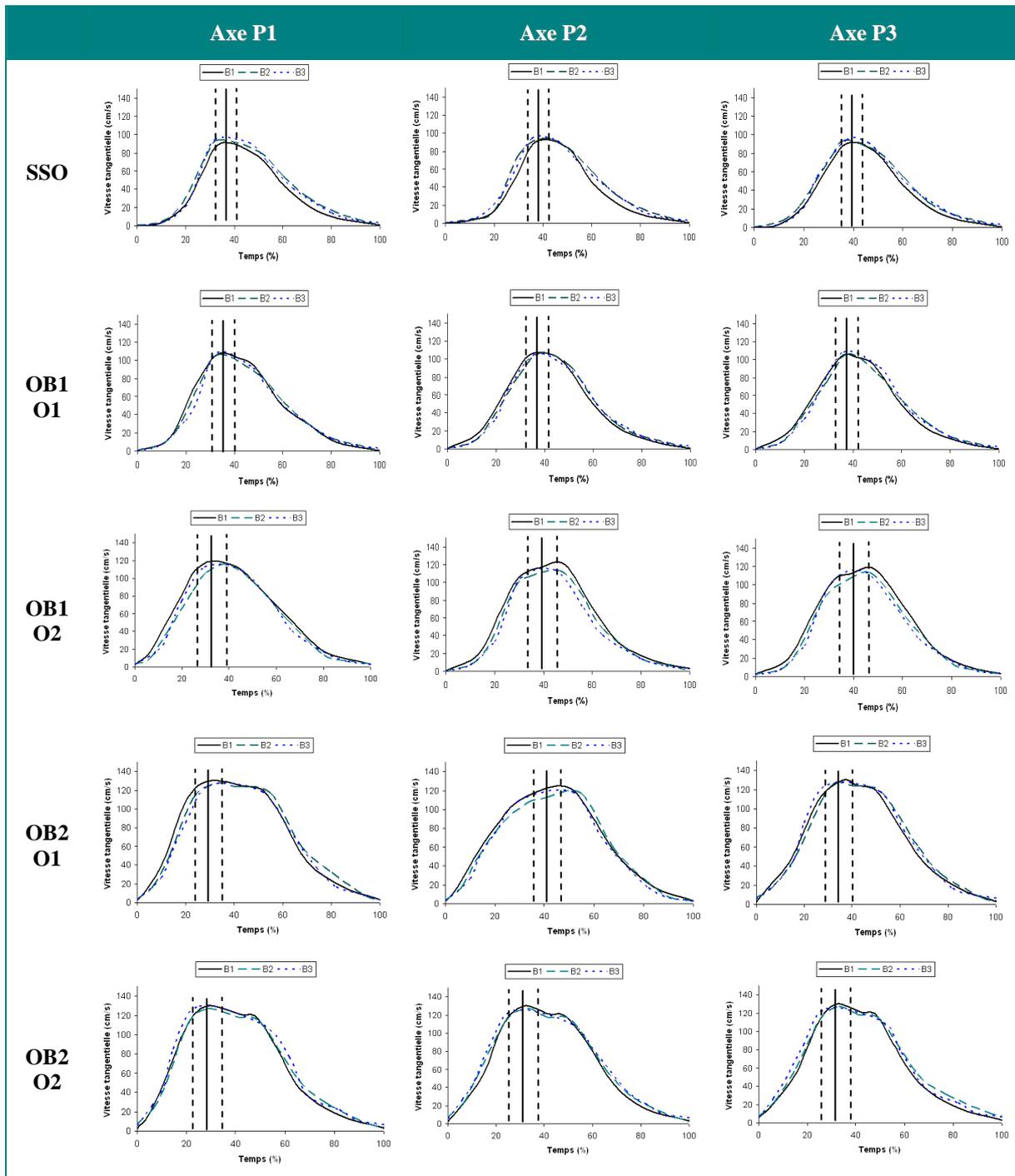
Nous nous interrogeons alors si ces invariances temporelles et spatiales observées au niveau de la trajectoire du poignet se retrouvent également au niveau d'autres paramètres cinématiques telle que la vitesse tangentielle?

IV.3.2.2. *Vitesse tangentielle du poignet*

Les courbes moyennes de la vitesse tangentielle du poignet selon la taille de l'obstacle (OB1 et OB2), la position de l'obstacle (O1 et O2), l'axe (Axe P1, Axe P2, Axe P3) pour chaque taille d'objet (B1, B2 et B3) ainsi que pour les conditions contrôles sans obstacle (SSO) sont reportées dans le tableau IV.5. Chaque courbe correspond à la moyenne de la vitesse de l'ensemble de la population. Les valeurs d'écart-type ne sont pas présentées ici pour ne pas alourdir les tracés.

L'observation de la vitesse tangentielle du poignet fait apparaître des profils différents en fonction des conditions d'obstacle et de l'axe de saisie. Pour l'ensemble des essais, l'allure de la vitesse tangentielle du poignet semble avoir une forme caractéristique du mouvement de préhension dite "en cloche" (Morasso, 1981; Abend *et al.*, 1982; Atkeson *et al.*, 1985). La présence d'obstacle provoque un aplatissement de la courbe de la vitesse du poignet avec des irrégularités qui traduisent des réajustements au passage de l'obstacle. De plus, l'axe du mouvement fait apparaître un décalage de la courbe vers la gauche ce qui correspond à l'allongement de la phase de décélération du poignet.

Tableau IV.5: Vitesses moyennes du poignet en fonction des conditions d'obstacle pour chaque taille d'objet. Les barres verticales représentent l'occurrence de la vitesse maximale (moyenne (—) et écart-type (- - -)).



Afin de quantifier ces observations, nous avons extrait la valeur maximale de la vitesse tangentielle du poignet (V_{max}) pour chaque condition ainsi que les temps d'apparition de celle-ci en fonction du temps relatif (% du temps total) (Tabl. IV.6).

Ce paramètre biomécanique apparaît particulièrement intéressant pour observer des modifications de la cinématique du mouvement. En effet, l'amplitude et l'occurrence de sa valeur maximale nous renseigne sur la décomposition des composantes lentes et rapides de la phase de "transport".

Tableau IV.6: Vitesse maximale du poignet (exprimée en cm/s) (et écart-types) en fonction de l'axe (P1, P2, P3), de la taille (OB1 & OB2) et de la position (O1 & O2) de l'obstacle pour chaque taille d'objet (B1, B2 & B3).

Objet	Axe 1			Axe 2			Axe 3		
	B1	B2	B3	B1	B2	B3	B1	B2	B3
SSO	89.12 (15.33)	96.20 (18.05)	95.4 (18.42)	90.73 (17.94)	93.62 (16.75)	93.29 (18.16)	89.19 (16.18)	90.20 (14.05)	92.07 (12.98)
OB1 O1	106.03 (23.12)	107.22 (25.04)	110.14 (26.34)	103.33 (20.45)	99.08 (22.75)	107.07 (24.89)	105.42 (18.55)	111.80 (20.45)	117.71 (22.91)
OB1 O2	120.30 (21.33)	117.23 (26.28)	119.40 (25.52)	118.88 (22.43)	113.41 (24.26)	116.81 (23.00)	120.87 (19.51)	118.08 (21.21)	119.97 (20.04)
OB2 O1	125.14 (25.55)	122.23 (23.12)	122.89 (24.43)	121.60 (22.13)	115.04 (24.55)	122.66 (22.10)	124.12 (20.89)	123.00 (22.75)	121.34 (26.65)
OB2 O2	128.83 (28.13)	125.14 (27.55)	124.82 (25.76)	126.30 (25.14)	117.72 (32.01)	122.22 (24.15)	125.27 (25.13)	124.03 (23.55)	124.72 (27.15)

Le test Anova à mesures répétées fait apparaître dans le cas *I*, un effet d'interaction entre l'axe et la présence d'obstacle sur Vmax [$F_{(2,38)}=5.59$, $p=0.007$]. Par contre, aucun effet de la taille de l'obstacle n'est à noter sur Vmax. Ainsi, Vmax se trouve significativement augmentée pour les conditions avec obstacle (Axe P1 : 118.72 cm/s +/- 17.61; Axe P2 : 112.74 cm/s +/- 23.30; Axe P3 : 118.81 cm/s +/- 15.42) comparées aux conditions "contrôle" (Axe P1 : 92.86 cm/s +/- 13.01; Axe P2 : 92.59 cm/s +/- 17.10; Axe P3 : 90.49 cm/s +/- 11.19), quelque soit la taille de l'objet à saisir.

Dans le cas *II*, le traitement statistique met en évidence un effet de la taille de l'obstacle sur Vmax [$F_{(1,19)}=37.918$, $p<0.0001$]. La vitesse maximale du poignet est significativement plus importante pour l'obstacle OB2 (118.48 cm/s +/- 23.11), comparé à l'obstacle OB1 (106.93 cm/s +/- 22.01), indépendamment des changements de l'axe, de la position de l'obstacle et de la taille de l'objet.

D'un point de vue temporel, l'occurrence du pic de vitesse apparaît significativement plus tôt pour les conditions avec obstacle (32.12 % +/- 4.24) comparées aux conditions sans obstacle (36.33 % +/- 3.78). Avec l'augmentation de la durée du mouvement pour les conditions avec obstacle, la durée de la phase de décélération se trouve nécessairement augmentée avec un prolongement proportionnellement plus long que la composante lente.

IV.3.3. Analyse de la phase de saisie

Pour observer l'effet des propriétés de l'obstacle et de l'objet sur la composante de "saisie", notre analyse s'est focalisée sur le type de saisie caractérisée par le nombre et la nature des doigts puis, sur l'amplitude et l'occurrence de l'ouverture maximale de la pince manuelle et enfin sur les variations angulaires au niveau des doigts.

IV.3.3.1. Types de saisie

Le type de saisie peut être caractérisé par le nombre des doigts utilisés (Bendahan, 2006; Carenzi, 2006). En effet, comme nous l'avons vu dans les chapitres précédents, les saisies de précision se caractérisent principalement par des prises bi-digitales alors que les saisies de puissance font intervenir l'ensemble des doigts de la main. Cependant, le nombre de doigts impliqués dans la saisie peut être perturbé par une contrainte spatiale. Ainsi, le nombre de doigts moyen pour chaque condition de saisie a été reporté sur le graphique suivant (Fig. IV.3) :

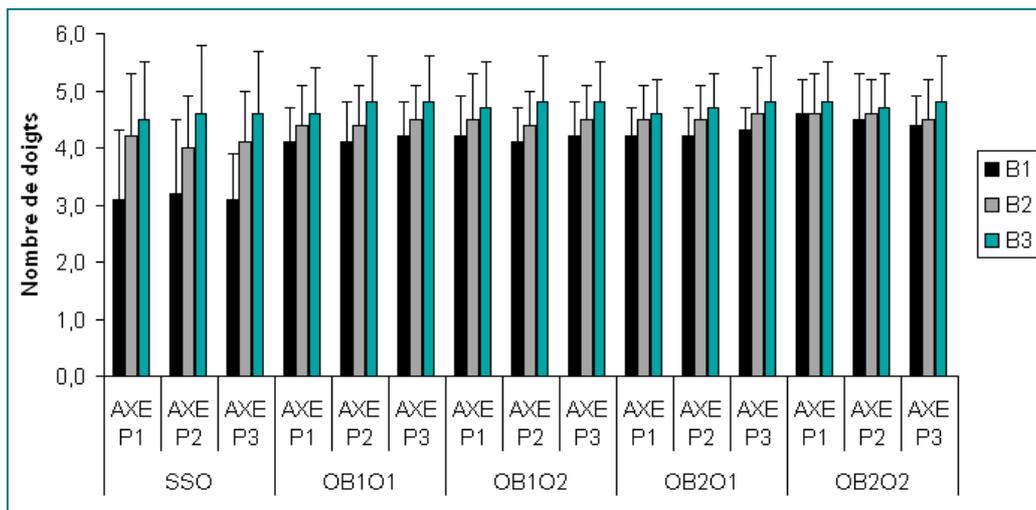


Figure IV.3 : Nombres moyens de doigts impliqués dans la saisie en fonction de l'axe (P1, P2, P3), de la taille (OB1 & OB2) et de la position (O1 & O2) de l'obstacle pour chaque taille d'objet (B1, B2 & B3).

Nous pouvons constater que le nombre de doigts impliqués dans la saisie dépend de la taille de l'objet mais augmente également avec la présence d'un obstacle. L'augmentation du nombre de doigts en présence d'obstacle tend à diminuer la précision manuelle caractérisée par des saisies plus "globales". Toutefois, dans notre étude, la totalité des prises sont des saisies de précisions. En effet, tous les sujets saisissent l'objet avec la pulpe des doigts et cela dans toutes les situations. Par contre, aucun effet des propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle n'est observé sur le nombre de doigts.

IV.3.3.2. Ouverture maximale de la pince

L'évolution de l'écartement des doigts au cours du mouvement a été observée au cours du mouvement pour chaque condition de saisie. Les valeurs moyennes de l'ouverture maximale de la pince manuelle (Ouv_{max}) sont reportées dans le tableau IV.7.

Tableau IV.7: Ouvertures maximales moyennes (exprimées en cm) des doigts en fonction des conditions d'obstacle pour chaque taille d'objet.

Objet	Axe 1			Axe 2			Axe 3		
	B1	B2	B3	B1	B2	B3	B1	B2	B3
SSO	11.69 (1.60)	13.13 (0.93)	13.90 (1.43)	12.76 (1.73)	13.43 (1.09)	14.07 (1.28)	12.80 (1.04)	13.53 (1.10)	14.16 (1.40)
OB1 O1	11.97 (0.93)	12.23 (1.20)	12.07 (1.85)	11.94 (1.49)	12.22 (1.90)	12.10 (1.68)	11.86 (1.07)	12.28 (2.52)	12.18 (1.16)
OB1 O2	10.36 (1.22)	11.52 (0.87)	11.54 (0.92)	10.48 (2.17)	11.44 (1.21)	11.60 (1.52)	10.59 (2.30)	11.41 (1.63)	11.54 (0.88)
OB2 O1	9.60 (1.63)	10.28 (1.10)	10.41 (1.33)	9.75 (1.77)	10.13 (1.87)	10.11 (1.11)	9.64 (1.51)	10.06 (2.38)	10.15 (1.26)
OB2 O2	11.15 (2.01)	11.37 (1.17)	11.85 (1.05)	11.21 (1.36)	11.65 (1.03)	11.76 (1.42)	11.21 (1.49)	11.55 (0.71)	11.78 (1.29)

Dans le plan statistique I, l'analyse de la variance montre un effet principal de la taille de l'objet sur Ouv_{max} [$F_{(2,38)}=25.441$, $p=0.00001$] (Fig. IV.4). Le test HSD de Tukey montre que Ouv_{max} est significativement inférieur pour l'objet B1 (\emptyset : 3,5 cm) comparée à B2 (\emptyset : 5,5 cm) ($p=0.00024$) et B3 (\emptyset : 7,5 cm) ($p=0.00012$). Par contre, nous n'observons pas de différence significative de Ouv_{max} entre B2 et B3 ($p=0.057$).

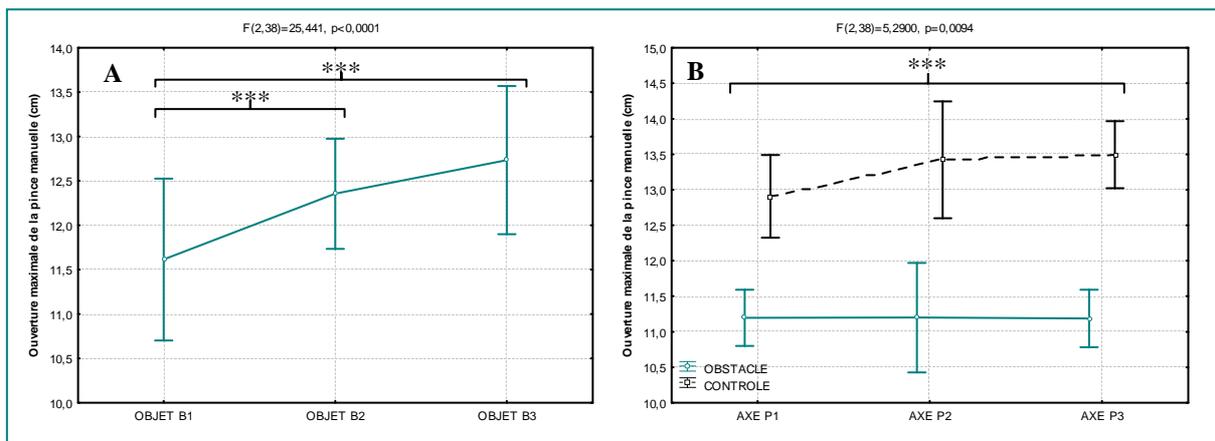


Figure IV.4 : Evolution de l'ouverture maximale de la pince manuelle en fonction de la taille de l'objet (A) et de l'axe et de la présence d'obstacle (B) (***) $p < 0.0001$.

Par ailleurs, nous avons remarqué un effet d'interaction entre l'axe et la présence d'obstacle [$F_{(2,38)}=5.290$, $p=0.009$] sur Ouv_{max} (Fig. IV.4). Ainsi, Ouv_{max} apparaît significativement supérieure pour les conditions sans obstacle (contrôle) comparées aux conditions avec obstacle ($p=0.00013$).

Le plan statistique II montre un effet principal de la taille de l'objet [$F_{(2,38)}=7.41$, $p=0.0019$], ainsi qu'un effet d'interaction entre la taille et la position de l'obstacle [$F_{(1,19)}= 42.614$, $p < 0.0001$] (Fig. IV.5). En position O1, Ouv_{max} est significativement supérieure pour l'obstacle OB1 comparé à OB2 (12.09 vs 10.015 cm ; $p = 0.0002$) alors qu'en position O2, Ouv_{max} est comparable pour les deux tailles d'obstacle (11.50 vs 11.16 cm ; $p = 0.306$).

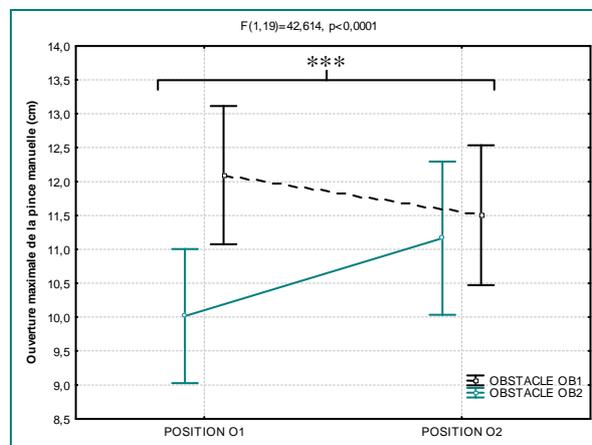


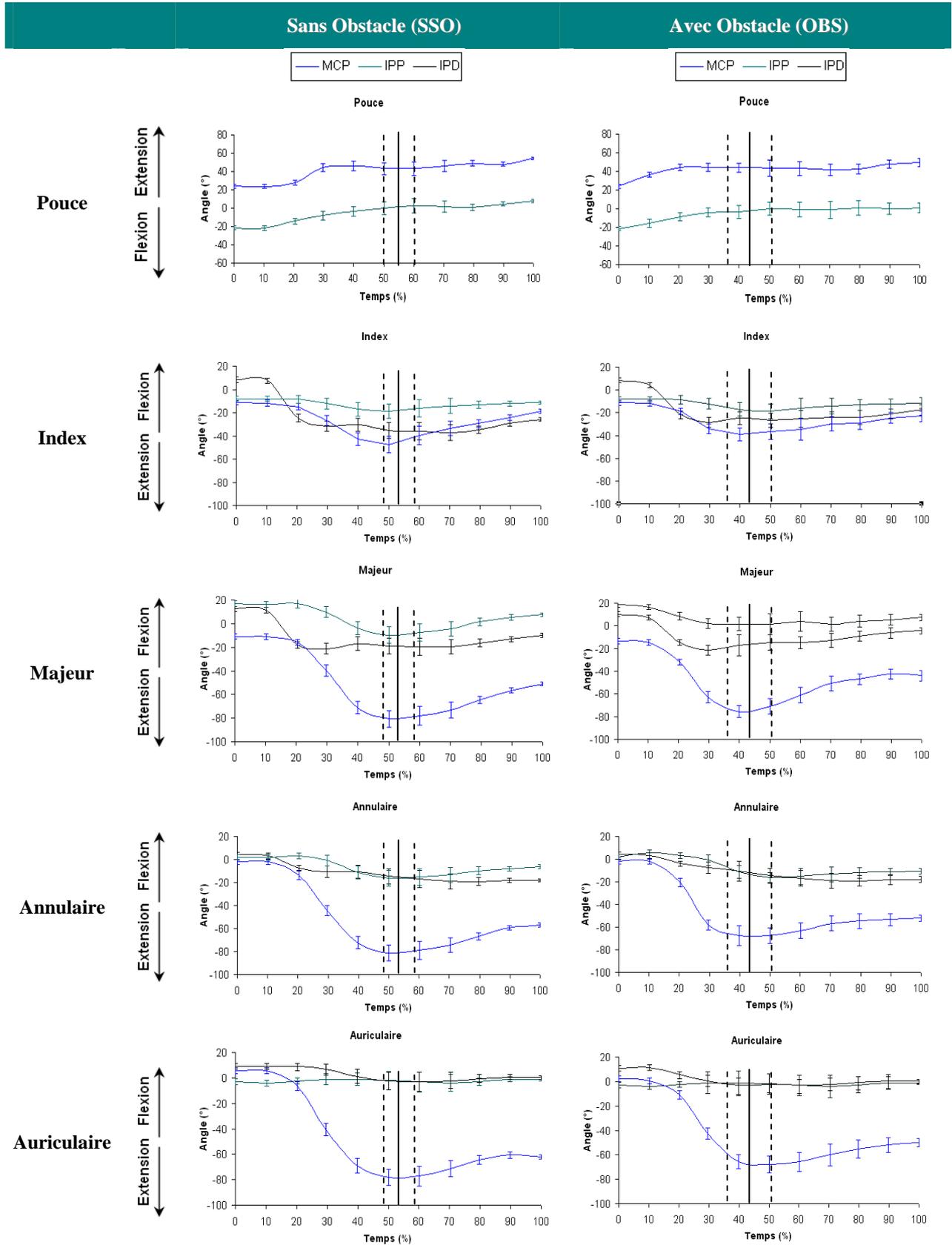
Figure IV.5 : Evolution de l'ouverture de la pince manuelle en fonction de la taille (OB1 & OB2) et de la position de l'obstacle (O1 & O2) (***) $p < 0.0001$.

Temporellement, l'occurrence de l'ouverture maximale apparaît significativement plus tard pour les conditions avec obstacle (72.2 % +/- 5.3) comparées aux conditions contrôles (66.8 +/- 2.2) ce qui confirme la prolongation de la phase de "transport" pour les saisies avec obstacle.

IV.3.3.3. Evolutions articulaires de la main

Les évolutions angulaires des articulations de la main ont été extraites à partir des données du Cyberglove. Celles-ci ont été moyennées en fonction de la durée de mouvement et reportées dans le tableau IV.8 pour les saisies contrôles et celles avec obstacle.

Tableau IV.8 : Evolutions angulaires moyennes (et écart-type) au niveau des articulations métacarpo-phalangiennes (MCP), interphalangiennes proximales (IPP) et interphalangiennes distales (IPD) des doigts pour les conditions sans obstacle (SSO) et avec obstacle (OBS). Les barres verticales représentent l'occurrence de l'ouverture maximale de la pince manuelle (moyenne (—) et écart-type (- - -))



Nous pouvons observer une diminution des amplitudes angulaires pour les saisies avec obstacle. Celles-ci se caractérisent par des variations articulaires moins importantes et une amplitude maximale temporellement avancée ce qui va de pair avec la diminution de l'ouverture maximale de la pince manuelle et la prolongation du temps de mouvement en présence d'obstacle. La modification de l'évolution articulaire des doigts confirme bien l'influence de l'obstacle sur l'organisation de la composante de "saisie". De même, une plus grande variabilité angulaire est observée pour les saisies avec obstacle ce qui reflète des différences motrices interindividuelles.

IV.3.3.4. Postures finales

Pour comparer l'influence des conditions de saisie sur la posture manuelle, la valeur de l'angle de chaque articulation de la main a été mesurée au moment de la saisie de l'objet. A titre d'exemple, les valeurs moyennes de l'angle des articulations MCP sont présentées dans le tableau IV.9.

Tableau IV.9 : Valeurs absolue de l'angle moyen des MCP (°) de chaque doigt au moment du contact avec l'objet en fonction de l'axe (P1, P2, P3), de la taille (OB1 & OB2) et de la position (O1 & O2) de l'obstacle pour chaque taille d'objet (B1, B2 & B3).

		Axe 1			Axe 2			Axe 3			
		Doigts	B1	B2	B3	B1	B2	B3	B1	B2	B3
SSO	Pouce	63.43	42.12	40.14	62.67	44.75	42.46	60.12	54.24	45.34	
	Index	35.18	33.76	20.13	36.14	31.69	22.98	31.55	32.20	22.76	
	Majeur	10.45	15.34	13.54	12.53	10.08	10.69	11.64	10.98	10.02	
	Annulaire	15.88	11.24	10.67	17.96	12.25	9.91	18.77	13.07	9.22	
	Auriculaire	4.59	8.23	5.88	9.99	11.23	6.72	7.43	9.79	8.55	
OB1 O1	Pouce	62.07	50.98	55.14	60.07	52.12	51.05	61.76	48.67	45.78	
	Index	54.17	46.22	48.21	52.17	48.17	44.25	52.17	53.17	46.92	
	Majeur	12.52	37.54	45.18	10.52	38.33	46.33	10.52	45.33	44.68	
	Annulaire	12.88	13.19	35.73	17.88	15.12	30.12	18.88	25.12	28.73	
	Auriculaire	1.05	5.65	9.67	1.33	2.04	12.04	2.45	2.04	15.83	
OB1 O2	Pouce	54.53	48.67	49.87	46.22	59.46	59.09	56.54	59.34	61.78	
	Index	54.17	46.22	48.21	52.17	40.96	44.25	52.17	53.17	46.92	
	Majeur	12.52	37.54	45.18	10.52	18.37	46.33	10.52	45.33	44.68	
	Annulaire	12.88	13.19	35.73	17.88	29.75	30.12	18.88	25.12	28.73	
	Auriculaire	1.05	5.65	9.67	1.33	5.87	12.04	2.45	2.04	15.83	
OB2 O1	Pouce	52.33	54.87	65.59	57.69	59.46	66.97	54.33	57.52	63.09	
	Index	51.77	44.12	40.22	52.27	48.62	38.34	51.23	45.65	40.37	
	Majeur	25.54	26.01	22.43	28.36	28.62	25.91	30.54	31.45	28.19	
	Annulaire	33.76	30.51	26.34	35.06	29.72	24.42	38.76	31.45	32.66	
	Auriculaire	12.44	8.32	5.54	11.96	6.94	6.59	12.54	7.33	8.34	
OB2 O2	Pouce	64.75	61.22	54.11	64.77	62.38	38.93	62.81	60.44	45.65	
	Index	62.23	45.44	36.88	61.11	33.48	32.52	58.17	45.64	37.64	
	Majeur	44.71	37.54	25.51	41.71	27.71	14.55	44.64	32.75	19.23	
	Annulaire	51.65	34.74	31.54	49.93	28.64	23.14	48.44	32.23	28.54	
	Auriculaire	18.54	10.55	6.79	16.18	5.02	3.99	15.45	9.08	5.87	

Il apparaît clairement que les propriétés de l'objet influencent la configuration articulaire de la posture finale des doigts. Par contre, les paramètres intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle ne semblent pas liés au type de stratégie de saisie employée. En d'autres termes, les caractéristiques de l'obstacle ne sont pas des facteurs déterminants pour le type de prise. Ceci nous conduit à émettre l'hypothèse que le Système Nerveux Central n'utilise que les informations sensorielles liées à l'objet pour définir une configuration de saisie bien que la présence d'obstacle ait une influence sur celle-ci, indépendamment de ses caractéristiques.

IV.4. Discussion

Le but de ce protocole était de tester différentes contraintes environnementales afin d'identifier les paramètres prépondérants lors de l'exécution d'un mouvement de préhension. Notre objectif était ainsi de différencier le rôle de contraintes liées à l'obstacle de celles liées à l'objet sur l'évolution des paramètres spatio-temporels caractéristiques du mouvement de préhension.

En accord avec les études antérieures, nos résultats montrent ainsi que les paramètres cinématiques apparaissent affectés par la présence d'un obstacle sur la trajectoire du poignet mais que ceux-ci peuvent varier en fonction des propriétés de l'environnement.

Le temps de mouvement (MT) apparaît particulièrement influencé par la présence d'obstacle. Ainsi, nous observons une augmentation significative de la durée de mouvement pour les conditions avec obstacle (Geronimi & Gorce, 2007). Cependant, contrairement à d'autres études, le temps de mouvement ne varie pas en fonction des propriétés de l'obstacle et de la taille de l'objet (Mon-Williams *et al.*, 2001; Biegstraaten *et al.*, 2003). Ce résultat serait en faveur de la théorie de l'isochronie temporelle qui précise que lorsqu'il n'y a pas de consignes données sur la vitesse du geste, il existe une tendance spontanée à accroître cette vitesse en fonction de la distance à parcourir (Viviani & Terzuolo, 1982; Viviani & Schneider, 1991). De ce fait, les mouvements humains tendent à être exécutés pendant la même durée quelles que soient les modifications d'amplitude ou de position. Ainsi, une invariance temporelle devrait se retrouver entre les différents essais en présence d'obstacle.

En effet, l'analyse temporelle a mis en évidence une prolongation de la phase de décélération caractérisée par une occurrence du pic de vitesse avancée pour l'ensemble des conditions

d'obstacle. Ainsi, la symétrie temporelle observée lors des mouvements sans obstacles laisse place à une augmentation de la durée de la composante lente de la phase de "transport".

La hauteur maximale du poignet apparaît significativement liée à l'axe et à la taille de l'obstacle. Au contraire, les variations de la taille de l'objet et de la localisation de l'obstacle en position proche (O1) ou éloignée (O2) ne modifient pas significativement l'amplitude du geste. Ainsi, nous observons une certaine invariance spatiale de la trajectoire sur le plan sagittal (yz) entre les conditions d'obstacle (Bendahan, 2006). Par conséquent, la distance de sécurité entre le poignet et l'obstacle se trouve réduite ce qui augmente les risques de collision avec celui-ci.

Si certains paramètres ne sont pas sensibles aux modifications de l'obstacle, l'indice de courbure semble quant à lui particulièrement affecté par les propriétés de l'environnement. En effet, la triple interaction entre l'axe, la taille et la position témoigne de cette dépendance. Par contre, nous n'observons pas d'effet de la taille de l'objet sur la courbure de la trajectoire.

De même, l'axe du mouvement apparaît comme un paramètre majeur sur la variation de la durée du mouvement. En effet, la plupart des études ayant fait intervenir un obstacle sur la trajectoire du poignet se sont limitées à l'étude dans un plan sagittal (Castiello *et al.*, 1999; Mon-Williams *et al.*, 2001; Alberts *et al.*, 2002; Biegstraaten *et al.*, 2003; Bendahan, 2006). Au contraire, Jackson *et al.* avaient tester l'effet de la présence d'obstacle de chaque côté de l'obstacle pour des saisies effectuées soit 15 cm à droite, soit 15 cm à gauche de la ligne médiane (Jackson *et al.*, 1995). Or, nous montrons que le temps de mouvement est plus important pour l'axe controlatéral (P1) comparé à l'axe médian (P2) et l'axe ipsilatéral (P3). Cette augmentation du temps de mouvement peut être le reflet d'une zone atteignable moins "habituelle" pour les sujets droitiers de notre étude où l'axe représenterait une contrainte supplémentaire à celle de l'obstacle.

Par ailleurs, nous avons également montré que la taille de l'objet n'a pas ou peu d'effet significatif sur les paramètres de la composante de "transport". Au revanche, nous rapportons un effet classique de la taille de l'objet sur les caractéristiques de la saisie et en particulier sur l'amplitude de l'ouverture maximale de la pince (Jeannerod, 1981; Paulignan *et al.*, 1991b; Bootsma *et al.*, 1994; Zaal *et al.*, 1998) ainsi que sur le nombre de doigts impliqués dans la saisie. Ainsi, dans les conditions sans obstacle, l'ouverture de la pince est supérieure et proportionnelle à la taille de l'objet.

Par contre, en condition d'obstacle, le lien entre taille de l'objet et l'évolution de la pince est perturbée (Saling *et al.*, 1998; Tresilian, 1998; Bendahan, 2006). D'une part, nous observons que l'amplitude de l'ouverture de la pince est diminuée mais, d'autre part, que l'amplitude entre les deux tailles d'objet (B1 & B2) est identique en présence d'obstacle. Nous pouvons ainsi penser que les contraintes géométriques liées à l'évitement de la collision avec l'obstacle imposent une restriction au niveau de l'amplitude des doigts qui affecte la coordination entre la taille de l'objet et les caractéristiques de la phase de "saisie".

En bref, nous avons mis en évidence une influence de la présence d'obstacle sur les composantes de "transport" et de "saisie" mais peu ou pas de différences entre les propriétés intrinsèques et extrinsèques de ce dernier.

Comment expliquer que les différentes conditions d'obstacle influencent peu la cinématique du mouvement alors que des propriétés plus fines telles que la taille de l'objet interviennent par exemple sur l'amplitude de la pince manuelle ?

Dans un premier temps, nous pouvons penser que l'incrément de la taille et de la position de l'obstacle n'était pas suffisante pour observer des différences significatives entre les essais. Or, le protocole expérimental a été établi dans le même ordre de grandeur que d'autres études ayant testées l'effet des caractéristiques de l'obstacle sur la coordination des composantes du mouvement. Ainsi, Saling observe peu de différences d'amplitude de la vitesse maximale du poignet entre des obstacles de 9 et 11 cm de hauteur mais uniquement des changements temporels (Saling *et al.*, 1998). De même, Bendahan montre qu'il y a peu de variations de certains paramètres biomécaniques entre des obstacles de 10 à 25 cm (Bendahan, 2006). Le contrôle des mouvements de préhension dépendrait donc peu des caractéristiques propres de l'obstacle.

Ainsi, une autre explication pourrait venir du type de contrôle utilisé pour exécuter le mouvement de préhension. En effet, plusieurs auteurs penchent pour un contrôle "global" du mouvement (Jeannerod, 1984; Marteniuk *et al.*, 1987; Martenuik *et al.*, 1990; Steenbergen *et al.*, 1995). Ainsi, le mouvement de préhension serait contrôlé par un système général où seuls certains paramètres seraient spécifiés et modifieraient les caractéristiques du geste en fonction des contraintes imposées à celui-ci par le contexte environnemental. Ceci expliquerait que nous n'observons pas de différences d'amplitudes sur certains paramètres entre les différentes conditions d'obstacle.

IV.5. Conclusion

Ce chapitre a présenté les résultats expérimentaux issus de notre premier protocole. Celui-ci nous a permis de mettre en évidence l'influence des propriétés intrinsèques et extrinsèques d'un obstacle sur les composantes du mouvement de préhension en parallèle avec des modifications de la taille de l'objet à saisir. En effet, nous n'avons observé aucun effet significatif de la taille de l'objet sur les trajectoires et les paramètres cinématiques de la phase de transport ce qui suppose une certaine "négligence" des propriétés de l'objet lors de l'exécution des mouvements de préhension en présence d'obstacle. Par contre, la présence d'obstacle influence à la fois la phase de transport mais également la configuration de la saisie. Cependant, contrairement à nos prédictions, nous observons que peu d'effet des propriétés de l'obstacle. Ce résultat nous laisse envisager un contrôle "global" du mouvement de préhension en présence d'obstacle indépendamment de ses caractéristiques. Pour simplifier le nombre de paramètres à contrôler lors d'un mouvement de saisie complexe, le Système Nerveux Central s'affranchirait ainsi de certains paramètres pour proposer une trajectoire commune à différentes conditions. Pour vérifier ce postulat, nous testons, dans le chapitre suivant, si ce contrôle est identique pour des conditions plus contraignantes et pour une population âgée qui par définition présente une dégradation du contrôle moteur.

Chapitre V

Effet de l'âge sur le mouvement de préhension avec obstacle.

V.1. Introduction

Ce chapitre présente les résultats obtenus lors de notre second protocole. Celui-ci a pour objectif, d'une part, de compléter les informations liées aux propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle en introduisant de nouvelles modalités et, d'autre part, d'observer l'influence du vieillissement sur les paramètres spatio-temporels du mouvement en élargissant notre population d'étude à différentes classes d'âge. Pour cela, nous réalisons une analyse comparative de la cinématique du mouvement de préhension entre les adultes et les personnes âgées. En parallèle, nous effectuons un test qualitatif d'évaluation de la fonction manuelle afin de comparer les scores obtenus avec l'analyse biomécanique. Une discussion permettra de nous positionner par rapport aux hypothèses émises sur le contrôle du mouvement de préhension en présence d'obstacle et de préciser l'effet de l'âge sur celui-ci.

V.2. Problématique

Dans les chapitres précédents, nous avons présenté différentes études qui montrent l'effet du vieillissement sur l'organisme et en particulier les répercussions de l'âge sur l'exécution du mouvement de préhension.

En effet, il a été communément reporté que les mouvements de préhension des personnes âgées se caractérisent par une durée de mouvement accrue pour une même demande de précision de saisie que les adultes (Cooke *et al.*, 1989; Darling *et al.*, 1989; Bennett *et al.*, 1994). Temporellement, les jeunes adultes effectuent des mouvements de préhension dans lesquels la durée de la phase d'accélération est approximativement la même que celle de décélération. En revanche, les mouvements des personnes âgées sont dits "asymétriques" avec une phase de décélération proportionnellement plus longue leur permettant des sous-mouvements correctifs afin d'ajuster la saisie (Cooke *et al.*, 1989; Darling *et al.*, 1989; Bennett *et al.*, 1994; Ketcham *et al.*, 2002). Ces ajustements induisent une plus grande variabilité de trajectoire dans les deux phases du mouvement ce qui témoignerait d'un moins bon contrôle de la part des personnes âgées (Darling, 1989).

Or, nous avons mis en évidence que l'ensemble de ces observations concerne uniquement des mouvements simples de flexion/extension de coude ou de pointage. L'influence de contraintes sur le mouvement n'est que partiellement abordée et est caractérisée par des modifications des propriétés de l'objet (Roy *et al.*, 1996).

Le lien entre les déficits musculaires liés au vieillissement et l'impact sur l'exécution des mouvements complexes de préhension est encore mal connu. Au même titre qu'une contrainte de précision a des répercussions sur la cinématique du mouvement des personnes âgées, nous nous sommes demandé comment le vieillissement influence la réalisation du mouvement de préhension lors d'une saisie d'objet perturbée par la présence d'un obstacle placé sur la trajectoire du poignet ? Y a-t-il un effet d'interaction entre les effets de l'âge et ceux de l'obstacle sur les caractéristiques du mouvement de préhension des personnes âgées?

En effet, à notre connaissance, l'effet d'une contrainte spatiale sur le mouvement des personnes âgées n'a pas été testé et pourrait faire émerger des stratégies motrices spécifiques à cette population afin de compenser leur déficit de mobilité.

Dans le protocole précédent, nous avons montré une faible influence des propriétés de l'obstacle sur le contrôle du mouvement de préhension et avons émis plusieurs hypothèses sur le contrôle du mouvement pour expliquer ce résultat (Chapitre IV). Pour confirmer nos observations, l'effet de l'âge est testé sur les composantes du mouvement de préhension à travers un protocole expérimental qui compare une population d'adultes et de personnes âgées lors de la réalisation de saisies en présence d'obstacle. A cela, nous ajoutons un test qualitatif d'évaluation de l'habileté manuelle afin de comparer les scores obtenus avec la cinématique du mouvement.

Conformément au chapitre précédent, l'analyse statistique est d'abord réalisée entre les essais avec obstacle et sans obstacle (plan *I*) et ensuite effectuée entre les différentes conditions d'obstacle (plan *II*).

V.3. Evaluation qualitative de la fonction manuelle

Dans le chapitre II, nous avons présenté les différentes échelles génériques et spécifiques d'évaluation de la fonction manuelle. A notre connaissance, il n'existe pas de test d'évaluation de la fonction manuelle spécifique aux personnes âgées. Afin d'évaluer de manière qualitative la fonction de préhension, le test générique Abilhand a été réalisé par l'ensemble des sujets.

V.3.1. Présentation du test Abilhand

Le questionnaire Abilhand a été développé afin de mesurer l'habileté manuelle perçue par le sujet (Penta *et al.*, 1998). Il explore 56 activités manuelles les plus représentatives de la vie quotidienne. Certains items ont été sélectionnés à partir d'échelles existantes, d'autres ont été rajoutés afin d'étendre la gamme des activités.

Le test Abilhand utilise le modèle de Rasch qui permet de convertir des scores ordinaux en mesures linéaires localisées sur une échelle unidimensionnelle (en logits) (Rasch, 1977; Penta *et al.*, 2005).

V.3.2. Procédure

Le questionnaire Abilhand est administré sous forme d'interview (voir Annexe II). Les sujets ne réalisent donc pas les activités mais doivent estimer la difficulté de chaque item dans les conditions de réalisations suivantes :

- Sans aide technique ni humaine (même si le sujet utilise habituellement une aide dans sa vie journalière) ;
- Quel(s) que soi(en)t le(s) membre(s) utilisé(s) pour réaliser l'activité ;
- Quelle que soit la stratégie utilisée (toutes les compensations sont autorisées).

Une échelle à trois catégories de réponses est présentée aux sujets pendant l'évaluation qui estiment alors la difficulté de chaque activité comme "Impossible", "Difficile" ou "Facile". Les activités qui n'ont pas été réalisées durant les 3 derniers mois ne sont pas cotées et sont considérées comme des réponses manquantes (le point d'interrogation est alors coché).

Pour chaque activité, quatre réponses sont possibles :

- **Impossible** : le sujet est incapable de réaliser l'activité sans l'utilisation d'une aide extérieure;
- **Difficile** : le patient est capable de réaliser l'activité sans aide mais éprouve néanmoins quelques difficultés ;
- **Facile** : le patient est capable de réaliser l'activité sans aide et n'éprouve aucune difficulté à la réaliser;
- **Ne sais pas (?)** : le sujet n'est pas capable d'estimer la difficulté de l'activité parce qu'il/elle n'a pas réalisé l'activité. L'examineur doit impérativement s'assurer de la raison pour laquelle le patient n'a pas réalisé l'activité. Si l'activité n'a jamais été réalisée parce qu'elle est impossible, l'examineur devra cocher "Impossible" plutôt que "Ne sais pas".

Les instructions sont données au sujet uniquement au début du test. Cinq items sont utilisés en guise d'entraînement pour aider à la compréhension de chacune des catégories de l'échelle et utiliser toute l'amplitude de l'échelle de réponses.

Aucune autre instruction ultérieure n'est nécessaire. Néanmoins, l'examinateur peut répéter les instructions si le sujet montre quelques hésitations dans ses réponses.

Les activités du questionnaire Abilhand sont présentées dans un ordre aléatoire afin d'éviter un biais systématique. En effet, il existe dix ordres de présentation aléatoires différents. L'examinateur doit sélectionner, à chaque nouvelle évaluation, l'ordre suivant le dernier utilisé et ce quel que soit le sujet testé. Les réponses à chaque item sont ensuite entrées dans un programme qui calcule le score du sujet.

V.3.3. Résultats

Graphiquement, l'habileté manuelle globale du sujet est définie par la ligne verticale rouge (Fig. V.1). Les items sont classés en ordre de difficulté décroissante allant de l'activité "enfoncer un clou avec un marteau" à "se laver les mains". Les réponses faites pour chaque item sont entourées en rouge. La ligne rouge indique les réponses probables du sujet (0 : Impossible, 1 : Difficile, 2 : Facile) et met en évidence les réponses atypiques.

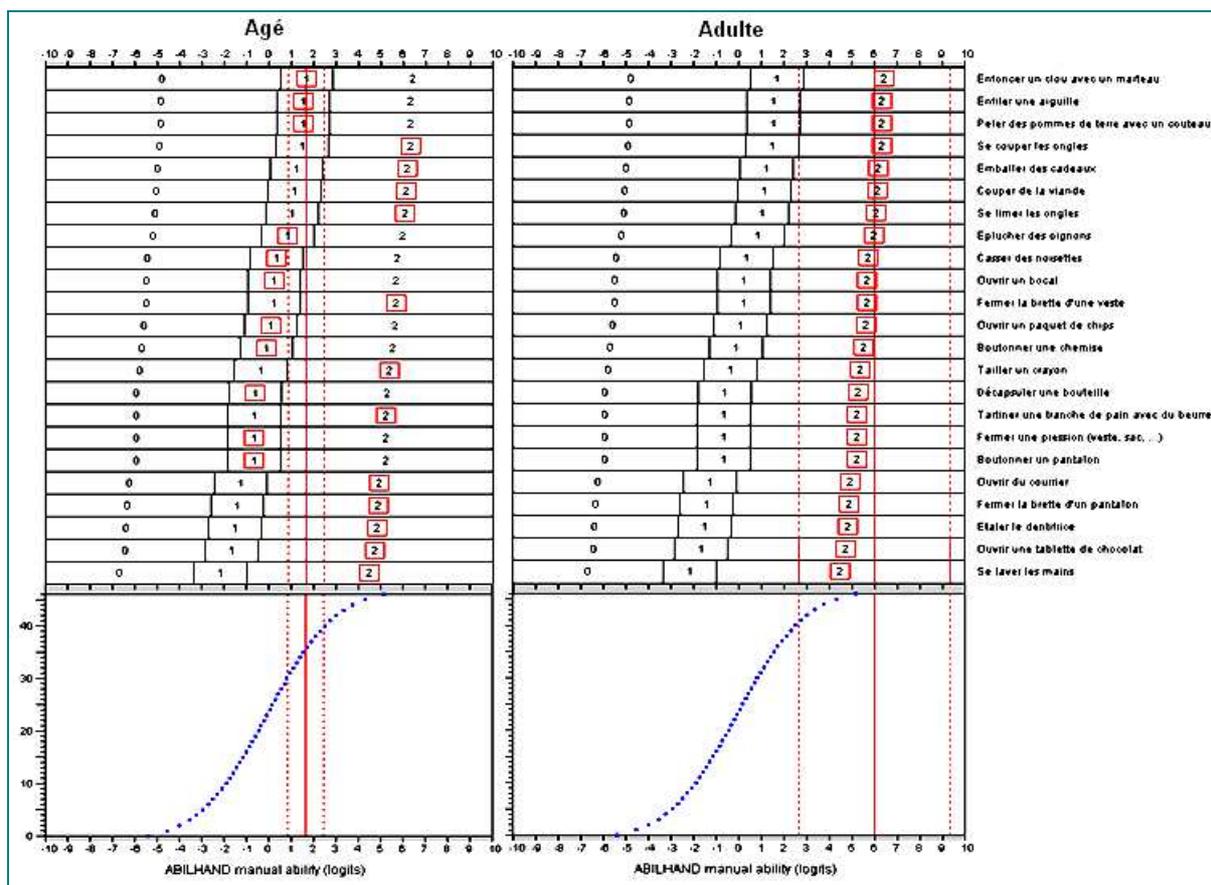


Figure V.1 : Fiche d'évaluation Abilhand d'un sujet âgé (gauche) et d'un sujet adulte (droite).

De manière immédiate, nous pouvons constater que les adultes présentent une meilleure habileté manuelle que les personnes âgées. En effet, l'ensemble des adultes a répondu "Facile" à la totalité des items. Les réponses des personnes âgées sont plus variables. Certains sujets ne présentent aucune difficulté pour l'ensemble des items similairement aux adultes alors que d'autres montrent une gêne pour plusieurs activités. Néanmoins, aucun des sujets âgés n'a répondu "Impossible" à un item.

L'évaluation des sujets est également donnée en termes de score global (en fonction du nombre de réponse "Facile"), d'items non cochés, de l'habileté manuelle (de -6,02 à +6,02 logits, 0 étant la limite pathologique) et de l'écart type.

L'analyse statistique révèle un effet de l'âge sur le score global du test Abilhand ($p < 0.001$) et ainsi que sur l'habileté manuelle ($p < 0.001$) (Tabl. V.1). Le score global et le niveau d'habileté apparaissent respectivement inférieurs pour les personnes âgées comparés aux adultes. De plus, la variabilité des résultats au test se trouve plus importante chez la population âgée ce qui témoigne de l'hétérogénéité de cette population.

Tableau V.1 : Scores au test Abilhand des adultes et des personnes âgées.

	Adultes	Agés	Effet de l'âge
Score global	46 +/- 0	35 +/- 5.10	**
Items non cochés	0	0	
Habilité manuelle	6.02 +/- 0	4.11 +/- 1.70	**
Intervalle de confiance à 95 %	1.69 +/- 0	0.40 +/- 1.67	

** $p < 0.001$

Enfin, ce test confirme que l'ensemble de nos sujets ne se trouve pas dans un état pathologique (habileté manuelle < 0).

V.4. Analyse du mouvement de préhension avec obstacle

La durée de mouvement, la cinématique et la variabilité sont communément utilisées pour comparer les populations adultes et âgées et attester de l'évolution des processus de contrôle du mouvement (Cooke *et al.*, 1989; Ketcham *et al.*, 2002). Puis, nous investiguons les variations angulaires du membre supérieur et de la main pour localiser des différences articulaires entre les adultes et les personnes âgées et mettre en évidence des stratégies motrices particulières.

V.4.1. Analyse temporelle

La durée de mouvement (MT) a été relevée pour chaque condition et reportée dans le tableau V.2. En accord avec nos premiers résultats (Chapitre IV), la durée de mouvement augmente significativement pour les saisies en présence d'un obstacle comparées à celles en conditions dégagées, pour l'ensemble de la population. Toutes conditions d'obstacle confondues (plan I), nous observons un effet significatif de l'âge sur MT [$F_{(1,38)}=30.81$; $p < 0.001$]. MT apparaît significativement supérieure pour le groupe des personnes âgées comparé à celui des adultes (1.16 s +/- 0.14 vs 0.85 s +/- 0.05) alors qu'aucune différence n'est trouvée pour les conditions sans obstacle (0.61 s +/- 0.22 vs 0.58 s +/- 0.18).

Tableau V.2 : Durée de mouvement (exprimée en s) en fonction de la taille (OB1 & OB2) de la position (H1, H2 & H3), de la profondeur (E1, E2 & E3) de l'obstacle, de l'axe (P1, P2 & P3) et de la condition contrôle pour les sujets âgés et adultes.

Conditions	SSO	Taille de l'obstacle			Position de l'obstacle		Profondeur de l'obstacle			Axes			
		H1	H2	H3	O1	O2	E1	E2	E3	P1	P2	P3	
Temps (s)	Agés	0.61 (± 0.2)	1.20 (± 0.3)	1.07 (± 0.5)	1.20 (± 0.5)	1.14 (± 0.2)	1.17 (± 0.4)	0.89 (± 0.3)	1.10 (± 0.3)	1.46 (± 0.5)	1.26 (± 0.5)	1.15 (± 0.4)	1.07 (± 0.4)
	Adultes	0.58 (± 0.2)	0.85 (± 0.1)	0.83 (± 0.2)	0.87 (± 0.3)	0.85 (± 0.2)	0.86 (± 0.2)	0.75 (± 0.2)	0.86 (± 0.3)	0.95 (± 0.4)	0.90 (± 0.4)	0.85 (± 0.2)	0.82 (± 0.1)

En fonction des propriétés de l'obstacle (plan II), il a été observé un effet d'interaction entre l'âge et la profondeur de l'obstacle [$F_{(2,76)}=3.21$, $p < 0.05$] ainsi qu'un effet d'interaction entre l'âge et l'axe du mouvement [$F_{(2,76)}=7.42$, $p = 0.0115$] (Fig. V.2). Ainsi, les propriétés intrinsèques (profondeur) et extrinsèques (axe) de l'obstacle ont un effet significatif sur la durée de mouvement des personnes âgées qui semblent être plus dépendantes des contraintes spatiales de l'environnement que les adultes.

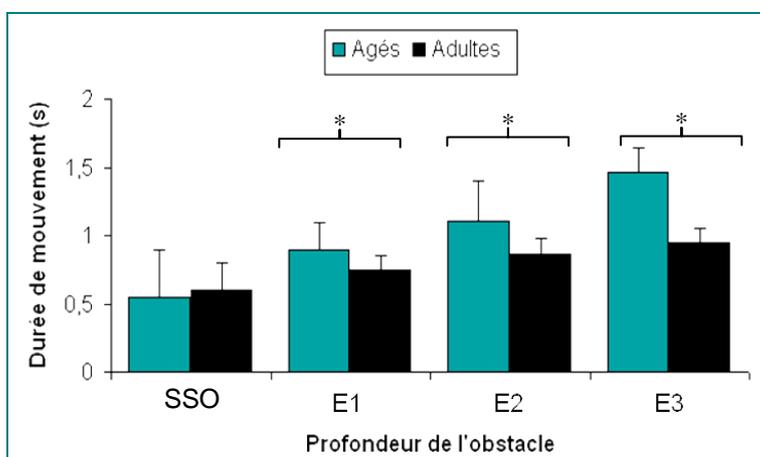


Figure V. 2 : Durée de mouvement moyenne (exprimée en s) en fonction de la profondeur de l'obstacle (E1 : 3 cm, E2 : 7 cm et E3 : 15 cm) pour les adultes et les personnes âgées (* $p < 0.01$).

Par ailleurs, nous observons, pour les conditions avec obstacle, une corrélation négative entre le temps de mouvement et le niveau d'habileté manuelle donné par le test Abilhand pour les personnes âgées ($y = -0.1432x + 1.7867$; $R^2 = 0.9245$) ce qui montre que le temps de mouvement est inversement proportionnel au niveau d'habileté manuelle (Fig. V.3).

D'autre part, nous pouvons constater que se dégage deux groupes dans la population âgée avec 4 sujets proches des valeurs des adultes et 6 sujets présentant un déficit manuel.

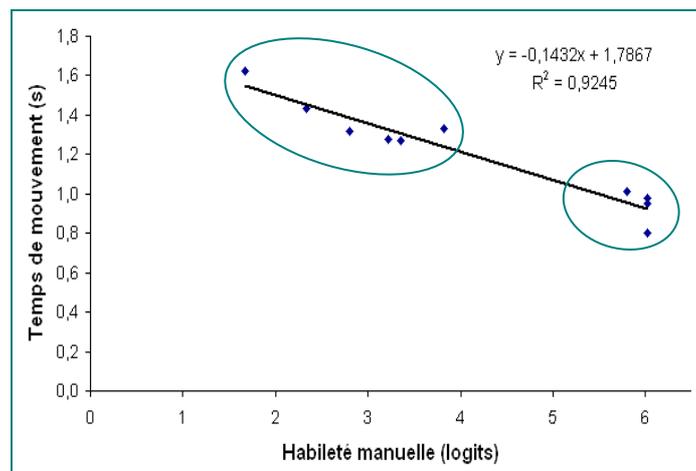


Figure V.3: Corrélation entre l'habileté manuelle et le temps de mouvement en conditions d'obstacle chez les personnes âgées.

V.4.2. Analyse cinématique de la phase de transport

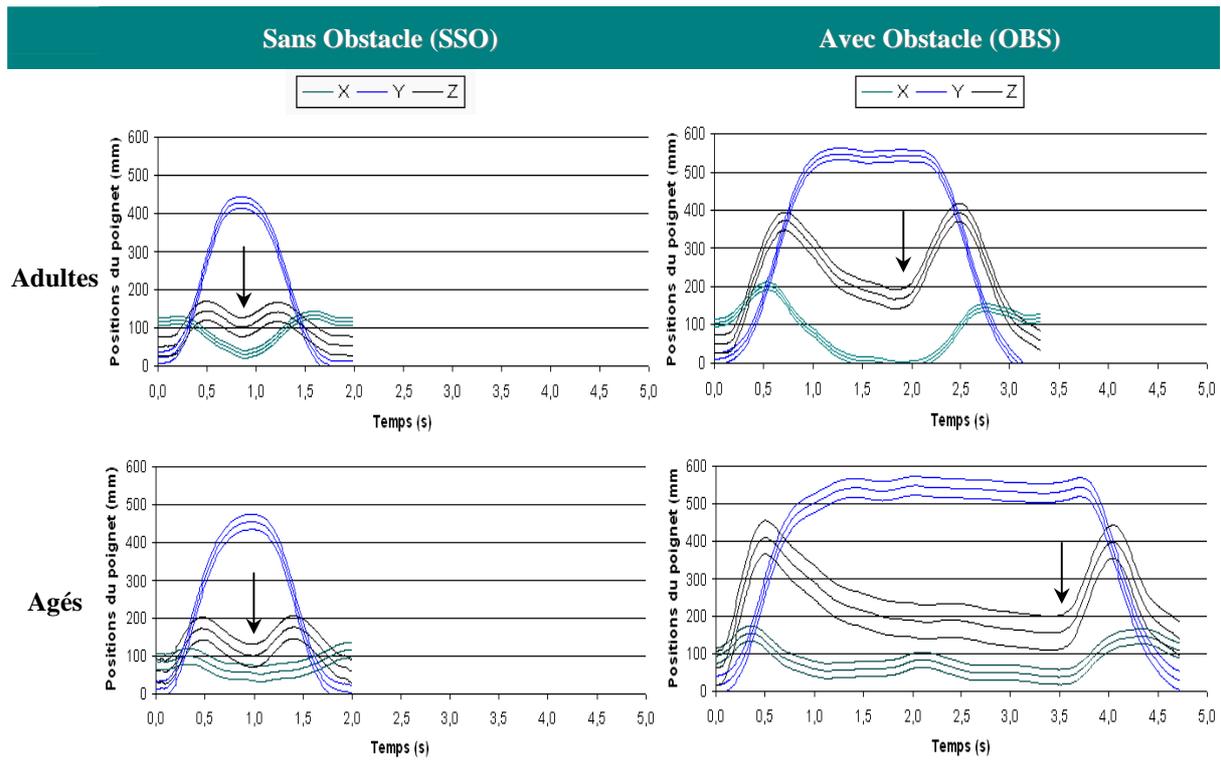
V.4.2.1. Analyse des trajectoires

1. Trajectoires du poignet

Les trajectoires du poignet ont été moyennées en fonction des conditions d'obstacle pour les adultes et les personnes âgées (Tabl. V.3).

En condition de saisie sans obstacle (SSO), nous observons des profils comparables entre les adultes et les personnes âgées. Par contre, en condition avec obstacle, nous observons un décalage des valeurs pics vers la droite pour les personnes âgées ce qui correspond à la prolongation de la phase de "transport" pour ces derniers. A cela s'ajoute une amplitude d'écart-type plus importante comparée aux adultes ce qui témoigne une plus grande variabilité inter-individu pour cette classe d'âge.

Tableau V.3 : Trajectoires moyennes du poignet (et écart-types) pour les adultes et les personnes âgées en condition sans obstacle (SSO) et avec obstacle (OBS). Les flèches indiquent le moment de la saisie de l'objet.



2. Hauteur maximale du poignet

La hauteur maximale du poignet (Hmax) est sensiblement augmentée pour les essais avec obstacle (OBS) comparés aux saisies contrôles (SSO) pour toute la population (plan I) (Tabl. V.4).

En condition avec obstacle (plan II), nous observons un effet significatif de l'âge sur Hmax [$F_{(1,38)} = 5.42, p < 0.01$]. Hmax semble plus élevée pour les adultes que pour les sujets âgés (36 cm +/- 4.1 versus 43 cm +/- 2.3) tandis qu'aucune différence n'est trouvée pour les essais sans obstacle. Ceci pourrait être expliqué par la difficulté des personnes âgées à maintenir une élévation plus importante au cours du mouvement ce qui augmenterait leur risque de collision avec l'obstacle.

Tableau V.4 : Amplitudes et temps d'apparition de la hauteur maximale de la hauteur maximale du poignet en fonction de la taille (OB1 & OB2) de la position (H1, H2 & H3), de la profondeur (E1, E2 & E3) de l'obstacle, de l'axe (P1, P2 & P3) et de la condition contrôle pour les sujets âgés et adultes.

Conditions	SSO	Taille de l'obstacle			Position de l'obstacle		Profondeur de l'obstacle			Axes			
		H1	H2	H3	O1	O2	E1	E2	E3	P1	P2	P3	
Hmax (cm)	Agés	12.3 (± 9.2)	35.6 (± 10.1)	33.7 (± 12.0)	33.9 (± 16.4)	32.3 (± 14.4)	35.4 (± 20.2)	28.3 (± 18.4)	34.6 (± 17.3)	39.0 (± 19.0)	40.2 (± 21.2)	34.4 (± 18.6)	28.9 (± 14.6)
	Adultes	10.2 (± 5.0)	42.5 (± 8.5)	40.6 (± 8.6)	41.4 (± 12.4)	40.2 (± 13.5)	42.5 (± 16.3)	36.7 (± 14.6)	41.8 (± 13.6)	44.5 (± 16.7)	43.9 (± 14.4)	41.2 (± 12.9)	39.0 (± 10.8)
Temps (s)	Agés	0,28 (± 0,08)	0,51 (± 0,09)	0,48 (± 0,11)	0,51 (± 0,15)	0,49 (± 0,12)	0,47 (± 0,14)	0,38 (± 0,12)	0,46 (± 0,14)	0,59 (± 0,16)	0,51 (± 0,16)	0,49 (± 0,14)	0,48 (± 0,13)
	Adultes	0,28 (± 0,04)	0,41 (± 0,06)	0,39 (± 0,07)	0,40 (± 0,10)	0,39 (± 0,10)	0,39 (± 0,12)	0,34 (± 0,09)	0,40 (± 0,11)	0,45 (± 0,14)	0,40 (± 0,14)	0,40 (± 0,12)	0,39 (± 0,10)
Temps (%)	Agés	46.1 (± 4.3)	42.2 (± 9.3)	45.1 (± 9.9)	42.5 (± 10.1)	43.2 (± 10.8)	40.1 (± 12.1)	43.2 (± 9.1)	42.1 (± 9.4)	40.5 (± 12.8)	40.4 (± 13.3)	42.6 (± 10.4)	44.4 (± 8.9)
	Adultes	48.3 (± 2.9)	48.2 (± 4.0)	47.1 (± 4.9)	46.5 (± 6.1)	46.2 (± 8.1)	45.8 (± 10.9)	45.0 (± 7.1)	46.1 (± 7.3)	47.3 (± 10.2)	44.4 (± 11.7)	46.6 (± 8.4)	47.4 (± 6.4)

En effet, lorsque nous nous intéressons à la distance de sécurité (DS) entre le poignet et l'obstacle, nous observons que la trajectoire du poignet des personnes âgées tend à être plus proche de l'obstacle tandis que les adultes préservent une marge de sécurité plus grande. Pour l'ensemble de la population, DS diminue avec l'augmentation de la taille de l'obstacle (Fig. V.4). Néanmoins, DS apparaît significativement plus faible pour les personnes âgées comparées aux adultes ($p < 0.01$).

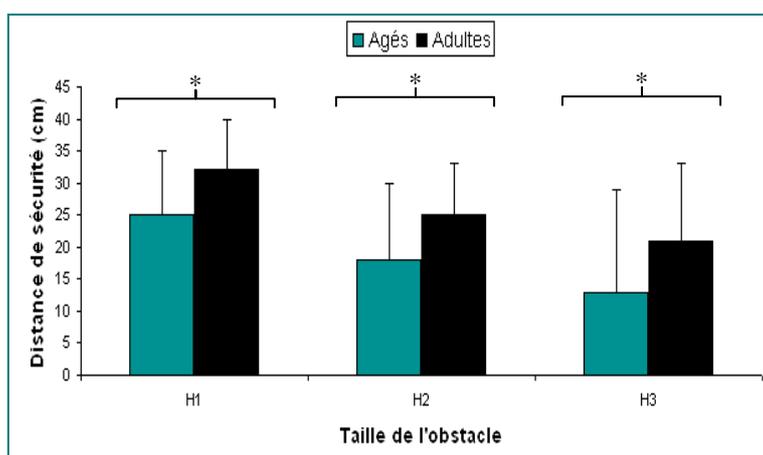


Figure V.4 : Distance de sécurité (exprimée en m) en fonction de la taille de l'obstacle (H1 : 10 cm, H2 : 15 cm et H3 : 20 cm) pour les adultes et les personnes âgées ($* p < 0.01$).

Temporellement, l'occurrence de Hmax apparaît sensiblement plus tôt pour les personnes âgées ce qui va de pair avec l'augmentation de la phase de décélération comparée aux adultes.

V.4.2.2. Vitesse tangentielle du poignet

La vitesse maximale du poignet (V_{max}) apparaît significativement supérieure pour les conditions avec obstacle (OBS) versus les essais sans obstacle (SSO) (Tabl. V.5). Pour les personnes âgées, V_{max} moyenne est de 110.9 cm/s +/- 8.1 pour SSO versus 129.6 cm/s +/- 2.4 pour OBS. Pour les sujets adultes, V_{max} moyenne est de 122.3 cm/s +/- 5.3 pour SSO versus 160.5 cm/s +/- 10.0 pour OBS. Ainsi, V_{max} est significativement plus importante pour les sujets adultes que pour les sujets âgés toutes conditions d'obstacle confondues ($p < 0.01$) (plan I).

Nous notons ensuite un effet d'interaction entre l'âge et la profondeur de l'obstacle [$F_{(2,76)} = 18.187$, $p < 0.001$]. Les personnes âgées saisissent proportionnellement plus lentement avec l'augmentation de la profondeur d'obstacle. Temporellement, l'occurrence de la vitesse maximale du poignet semble anticipée pour les personnes âgées ce qui autoriserait plus de corrections de mouvement.

Tableau V.5 : Amplitudes et temps d'apparition de la vitesse maximale du poignet en fonction de la taille (O1 & O2) de la position (H1, H2 & H3), de la profondeur (E1, E2 & E3) de l'obstacle, de l'axe (P1, P2 & P3) et de la condition contrôle pour les sujets âgés et adultes.

Conditions	SSO	Taille de l'obstacle			Position de l'obstacle		Profondeur de l'obstacle			Axes			
		H1	H2	H3	O1	O2	E1	E2	E3	P1	P2	P3	
V_{max} (cm/s)	Agés	110.9 (± 8.1)	129.2 (± 12.4)	130.4 (± 13.2)	130.3 (± 13.4)	129.3 (± 12.5)	130.2 (± 14.3)	127.5 (± 12.3)	130.4 (± 14.2)	132.2 (± 14.1)	131.1 (± 16.5)	130.2 (± 13.2)	128.4 (± 12.0)
	Adultes	122.3 (± 5.3)	143.2 (± 9.2)	142.1 (± 11.5)	161.1 (± 9.4)	145.3 (± 10.2)	150.2 (± 12.2)	143.1 (± 9.5)	182.4 (± 10.6)	191.2 (± 11.2)	173.2 (± 12.4)	152.2 (± 11.7)	181.6 (± 10.3)
Temps (s)	Agés	0,26 (± 0.06)	0,42 (± 0.08)	0,37 (± 0.11)	0,38 (± 0.12)	0,40 (± 0.09)	0,38 (± 0.12)	0,32 (± 0.09)	0,37 (± 0.12)	0,47 (± 0.14)	0,41 (± 0.14)	0,41 (± 0.12)	0,38 (± 0.11)
	Adultes	0,27 (± 0.05)	0,31 (± 0.07)	0,30 (± 0.10)	0,30 (± 0.11)	0,33 (± 0.07)	0,29 (± 0.12)	0,29 (± 0.07)	0,31 (± 0.11)	0,33 (± 0.14)	0,29 (± 0.11)	0,32 (± 0.12)	0,29 (± 0.14)
Temps (%)	Agés	42.0 (± 8.1)	35.1 (± 10.2)	34.2 (± 11.4)	31.4 (± 14.1)	35.1 (± 9.3)	32.2 (± 12.7)	35.5 (± 9.7)	33.7 (± 12.3)	32.2 (± 14.0)	32.2 (± 15.1)	35.4 (± 12.1)	35.3 (± 11.7)
	Adultes	46.6 (± 6.3)	37.0 (± 9.5)	36.7 (± 9.9)	34.5 (± 12.4)	38.3 (± 8.2)	34.2 (± 13.5)	38.3 (± 9.2)	36.4 (± 11.4)	35.1 (± 12.6)	32.3 (± 14.2)	38.1 (± 10.2)	34.8 (± 10.1)

V.4.2.3. Accélération maximale du poignet

Le plan statistique I révèle une augmentation significative de l'accélération maximale du poignet (Acc_{max}) entre les conditions avec obstacle et sans obstacle pour l'ensemble de la population [$F_{(1,38)} = 7.37$, $p < 0.01$] (Tabl. V.6). Un effet de l'âge est observée sur l'accélération maximale du poignet pour les essais avec obstacle [$F_{(1,38)} = 17,111$, $p < 0.001$] (Plan II).

Le test post-hoc fait apparaître une différence significative entre l'accélération maximale du poignet des adultes et des personnes âgées en conditions d'obstacle ($p < 0.001$).

Tableau V.6 : Amplitudes et temps d'apparition de l'accélération maximale du poignet en fonction de la taille (OB1 & OB2) de la position (H1, H2 & H3), de la profondeur (E1, E2 & E3) de l'obstacle, de l'axe (P1, P2 & P3) et de la condition contrôle pour les sujets âgés et adultes

Conditions	SSO	Taille de l'obstacle			Position de l'obstacle		Profondeur de l'obstacle			Axes			
		H1	H2	H3	O1	O2	E1	E2	E3	P1	P2	P3	
Acc max (cm/s ²)	Agés	4567 (± 185)	5674 (± 263)	5765 (± 277)	5985 (± 298)	6743 (± 284)	6943 (± 299)	7543 (± 278)	7034 (± 289)	6987 (± 296)	6544 (± 298)	6063 (± 267)	7802 (± 255)
	Adultes	6543 (± 106)	7303 (± 263)	8345 (± 258)	8903 (± 279)	8657 (± 204)	7854 (± 267)	9078 (± 255)	8712 (± 264)	7857 (± 293)	8764 (± 287)	7349 (± 275)	8560 (± 263)
Temps (s)	Agés	0.19 (± 0.10)	0.20 (± 0.11)	0.22 (± 0.13)	0.26 (± 0.15)	0.23 (± 0.10)	0.25 (± 0.14)	0.25 (± 0.15)	0.42 (± 0.16)	0.40 (± 0.16)	0.36 (± 0.14)	0.38 (± 0.13)	0.29 (± 0.10)
	Adultes	0.13 (± 0.08)	0.14 (± 0.08)	0.31 (± 0.10)	0.42 (± 0.12)	0.36 (± 0.09)	0.44 (± 0.12)	0.40 (± 0.09)	0.38 (± 0.13)	0.36 (± 0.14)	0.32 (± 0.12)	0.36 (± 0.10)	0.30 (± 0.10)
Temps (%)	Agés	15.2 (± 6.9)	10.1 (± 11.4)	11.6 (± 12.6)	10.9 (± 14.4)	12.0 (± 10.3)	13.4 (± 14.0)	12.9 (± 10.2)	13.0 (± 12.9)	11.2 (± 13.8)	12.1 (± 16.4)	12.3 (± 13.0)	11.7 (± 11.1)
	Adultes	14.5 (± 5.2)	13 (± 9.0)	11.3 (± 10.3)	11 (± 10.2)	11.5 (± 6.1)	12.5 (± 10.3)	12.2 (± 8.7)	12.5 (± 10.4)	14.9 (± 11.6)	12.8 (± 11.2)	14.3 (± 9.3)	13.2 (± 10.1)

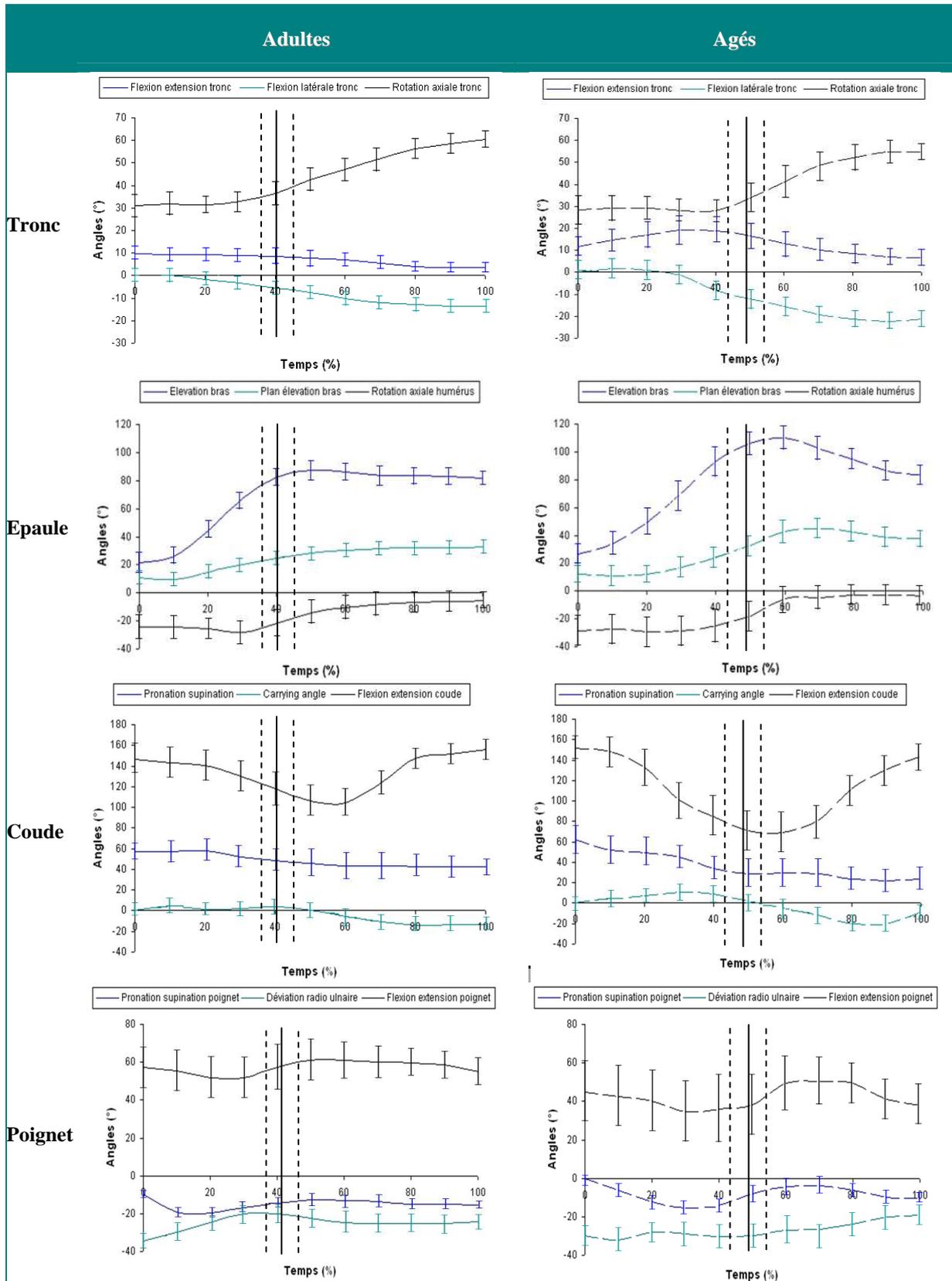
V.4.2.4. Evolutions angulaires du membre supérieur et du tronc

Pour la condition contrôle (sans obstacle), nous trouvons des valeurs angulaires et temporelles comparables entre les adultes et les personnes âgées. Pour les conditions d'obstacle, nous observons des valeurs de début et de fin de mouvement équivalentes aux deux populations ce qui peut être dû aux contraintes expérimentales qui restreignent les possibilités de mouvement. En revanche, pendant la phase de "transport", nous montrons des profils angulaires différents, notamment au niveau du tronc et de l'épaule (Tabl. V.7). Selon les propriétés de l'obstacle, nous notons une flexion plus importante du tronc pour les personnes âgées et une plus grande élévation du bras qui se situe alors proche des limitations de la mobilité du membre supérieur (Fig. V.5).



Figure V.5 : Photographies illustrant l'élévation du bras supérieure pour les personnes âgées (droite) comparée aux adultes (gauche) pour les conditions avec obstacle.

Tableau V.7 : Evolutions angulaires moyennes du tronc, du bras, de l'avant-bras et du poignet pour les sujets adultes (—) et âgés (- - -) en conditions d'obstacle. Les barres verticales représentent l'occurrence (et l'écart-type) de la hauteur maximale du poignet.



V.4.3. Analyse de la phase de saisie

V.4.3.1. Types de saisie

Le nombre de doigts utilisé en condition avec obstacle a été étudié et rapporté dans la figure V.6. La stratégie de prise à cinq doigts apparaît clairement être la plus employée pour les deux populations de sujets. Cependant, il apparaît des différences significatives entre les sujets âgés et les sujets adultes. En effet, les personnes âgées utilisent principalement une saisie à 5 doigts (82.2 % +/- 6.8) alors que les sujets adultes utilisent majoritairement des saisies à 5 doigts (64.7 % +/- 5.7) mais également à 4 doigts (25.1 % +/- 3.7) et 3 doigts (8.1 % +/- 2.2) dans plus d'un tiers des essais.

Les saisies à deux doigts sont minoritairement utilisées par les deux populations, probablement à cause de la taille de l'objet relativement importante et de part sa forme sphérique qui s'apprête moins à une saisie bidigitale. La nature des doigts utilisés a également été analysée mais ne fait pas apparaître de différences entre les deux populations hormis pour la saisie à deux doigts ($p < 0.05$).

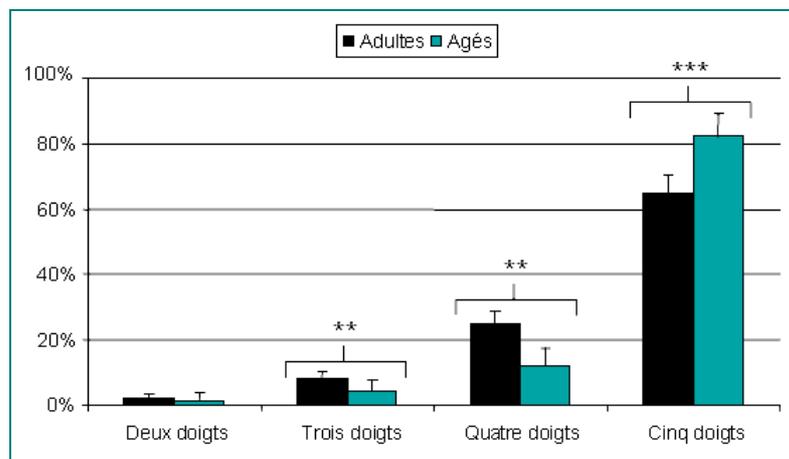


Figure V.6 : Répartition des saisies en fonction du nombre de doigts utilisés pour les conditions avec obstacle.

V.4.3.2. Ouverture maximale de la pince

Pour les conditions de saisie sans obstacle (contrôle), l'ouverture maximale (Ouv_{max}) de la pince manuelle apparaît comparable entre les populations de sujets âgés et adultes (15.8 cm +/- 0.32 vs 15.2 cm +/- 0.31) (Tabl.V.8). Il n'a pas été observé d'effet de l'âge sur l'ouverture maximale de la pince manuelle.

Tableau V.8 : Amplitudes et temps d'apparition de l'ouverture maximale de la pince manuelle en fonction de la taille (O1 & O2) de la position (H1, H2 & H3), de la profondeur (E1, E2 & E3) de l'obstacle, de l'axe (P1, P2 & P3) et de la condition contrôle.

Conditions	SSO	Taille de l'obstacle			Position de l'obstacle		Profondeur de l'obstacle			Axes			
		H1	H2	H3	O1	O2	E1	E2	E3	P1	P2	P3	
Ouv _{max} (cm)	Agés	15.8 (± 3.2)	14.1 (± 2.7)	13.5 (± 2.8)	12.9 (± 3.1)	15.3 (± 2.4)	13.9 (± 2.6)	15.2 (± 2.8)	14.2 (± 2.8)	13.6 (± 2.0)	13.2 (± 2.4)	14.8 (± 2.6)	15.5 (± 2.9)
	Adultes	15.2 (± 3.1)	12.2 (± 2.1)	11.8 (± 2.5)	10.8 (± 2.6)	12.4 (± 2.3)	11.0 (± 2.2)	14.2 (± 2.6)	12.2 (± 2.4)	11.2 (± 1.9)	11.2 (± 2.1)	13.9 (± 2.2)	12.6 (± 2.6)
Temps (s)	Agés	0.60 (± 1.4)	0.98 (± 2.2)	0.92 (± 2.6)	1.12 (± 2.4)	1.01 (± 2.2)	1.07 (± 2.3)	0.83 (± 2.6)	0.95 (± 2.5)	1.04 (± 2.2)	0.88 (± 2.7)	0.93 (± 2.9)	0.79 (± 2.8)
	Adultes	0.40 (± 0.9)	0.79 (± 1.3)	0.91 (± 1.4)	1.02 (± 1.2)	0.77 (± 1.6)	0.73 (± 1.7)	0.67 (± 1.6)	0.74 (± 1.4)	0.68 (± 1.9)	0.85 (± 1.3)	0.76 (± 1.8)	0.78 (± 2.3)
Temps (%)	Agés	66.9 (± 9.2)	62.2 (±10.1)	61.0 (±11.1)	60.9 (±10.9)	66.4 (±10.8)	63.0 (±11.3)	62.1 (±12.0)	65.3 (±10.8)	63.0 (±10.2)	60.7 (±10.8)	63.0 (±10.6)	65.0 (±11.3)
	Adultes	68.2 (± 7.0)	74.9 (± 9.2)	76.0 (± 9.0)	75.6 (± 8.2)	76.8 (± 7.8)	78.7 (± 8.5)	75.4 (± 8.3)	76.8 (± 9.1)	76.0 (± 9.3)	77.3 (± 9.0)	75.2 (± 8.8)	73.9 (± 7.8)

Toutes conditions d'obstacle confondues, l'analyse statistique montre un effet de la présence d'obstacle sur Ouv_{max} [$F_{(1,38)} = 3.80$; $p < 0.05$]. Ouv_{max} est significativement plus petite pour les conditions avec obstacle comparées aux conditions sans obstacle pour les populations de sujets adultes et âgés. En conditions de saisie avec obstacle, il a été observé un effet significatif de l'âge sur Ouv_{max} [$F_{(1,38)} = 16.46$, $p < 0.001$]. En condition d'obstacle, l'ouverture maximale de la pince manuelle apparaît significativement supérieure pour les sujets âgés comparée aux adultes (14.2 cm +/- 2.6 versus 12.1 cm +/- 2.3) (Fig. V.7).

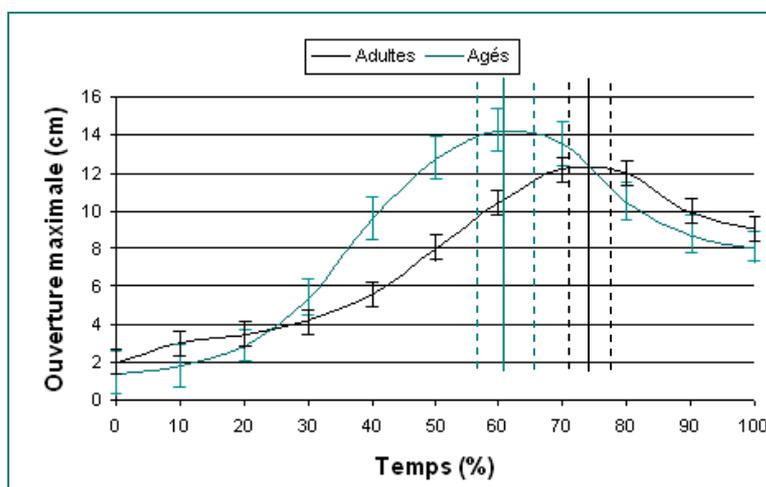


Figure V.7 : Evolutions moyennes de l'ouverture de la pince manuelle en condition d'obstacle pour les adultes et les personnes âgées. Les barres verticales représentent l'occurrence (et l'écart-type) de l'ouverture maximale.

Il a également été trouvé un effet d'interaction âge x obstacle [$F_{(1,38)} = 13.66$; $p < 0.001$] (Fig. V.8). Par ailleurs, il n'apparaît pas d'effet des propriétés intrinsèques (taille et

profondeur) et extrinsèques (position et axe) de l'obstacle sur Ouv_{max} pour les deux populations.

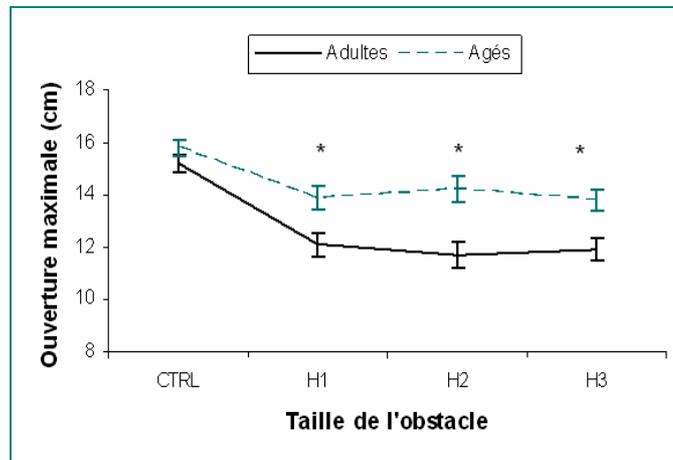


Figure V.8 : Ouverture maximale de la pince manuelle en fonction de la taille de l'obstacle (H1 : 10 cm, H2 : 15 cm & H3 : 20 cm) pour les adultes et les personnes âgées (* $p < 0.01$).

L'analyse temporelle met en évidence un effet de l'âge sur le temps relatif d'apparition de Ouv_{max} [$F_{(1,38)} = 3.86$; $p < 0.05$] pour les conditions avec obstacle. Le temps d'apparition de Ouv_{max} apparaît significativement plus tôt pour la population âgée comparée à la population adulte (62.9 % +/- 10.9 versus 76.0 % +/- 8.6).

Ceci suggère la nécessité d'un temps de fermeture de la pince manuelle plus important pour les personnes âgées pour saisir l'objet lors de mouvements de préhension avec obstacle alors qu'il n'apparaît pas de différence entre les deux populations en condition contrôle.

V.4.3.3. Evolutions articulaires de la main

L'évolution des angles de chaque articulation des doigts au cours du mouvement a été extraite à partir des données du Cyberglove et moyennée en fonction du temps.

En condition de saisie sans obstacle, les profils angulaires des personnes âgées et des adultes semblent similaires. Les articulations de la main n'atteignent pas leurs limites articulaires mais sont plutôt dans des postures de confort avec de faibles amplitudes.

Au contraire, en condition de saisie avec obstacle, les variations angulaires apparaissent plus importantes. Il n'a pas été montré de différences significatives pour les amplitudes angulaires en début et en fin de mouvement entre les deux populations, ce qui peut s'expliquer par le fait que la position de départ et celle de l'objet à saisir sont standardisées.

Par contre, nous avons trouvé des différences d'amplitudes angulaires au cours du mouvement entre les deux populations. Les personnes âgées présentent des variations plus importantes que les sujets adultes avec des amplitudes maximales qui apparaissent plus tôt que chez les adultes (Fig. V.9).

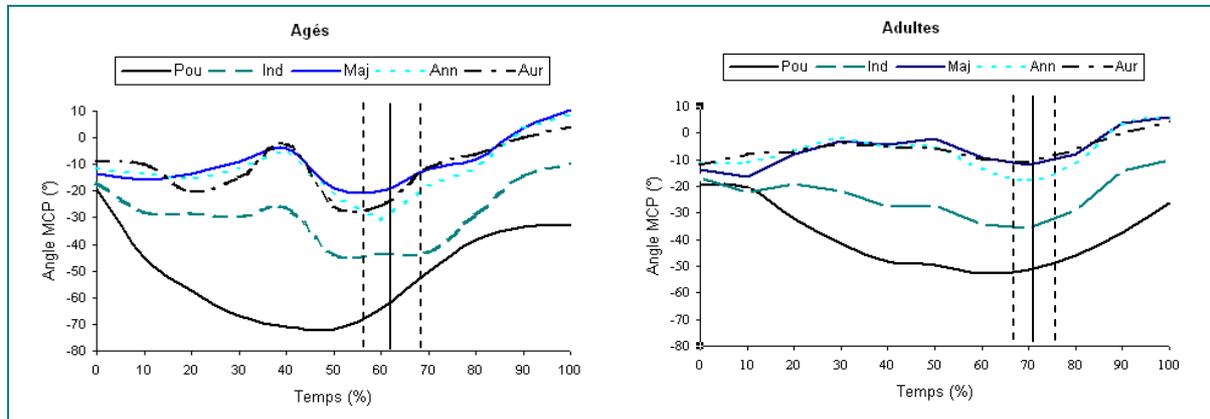


Figure V.9: Evolutions angulaires moyennes des articulations MCP pour les personnes âgées et les adultes en conditions de saisie avec obstacle. Les barres verticales représentent l'occurrence (et l'écart-type) de l'ouverture maximale.

V.5. Discussion

L'objectif de ce protocole expérimental était de mettre en évidence l'effet du vieillissement sur le mouvement de préhension pour différentes conditions d'obstacle.

Dans un premier temps, nous pouvons remarquer que nous n'observons pas de différence entre les sujets âgés et les adultes en condition sans obstacle contrairement aux données de la littérature (Cooke *et al.*, 1989; Darling *et al.*, 1989; Bennett *et al.*, 1994). Ceci peut s'expliquer par le fait que nous n'avons pas imposé de contraintes sur la vitesse d'exécution du geste, ni de consignes au niveau de la précision de la saisie afin d'observer le mouvement le plus naturel possible. Ainsi, dans notre étude, les personnes âgées peuvent prétendre aux mêmes performances motrices que les adultes en condition de saisies dégagées.

Par contre, nous montrons que la présence d'obstacle influence la phase de "transport" de l'ensemble de la population mais que les variations intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle affectent différemment les adultes et les personnes âgées (Geronimi *et al.*, 2007).

En effet, la durée de mouvement des personnes âgées augmentent proportionnellement avec la complexité de la saisie en fonction des propriétés intrinsèques (profondeur) et extrinsèques

(axe) de l'obstacle ce qui peut être comparé à l'augmentation de la durée de mouvement avec l'index de difficulté en présence d'obstacles en rapport avec la loi de Fitts (Fitts, 1954; Mon-Williams *et al.*, 2001; Biegstraaten *et al.*, 2003; Jax *et al.*, 2007).

L'implication accrue du tronc chez les personnes âgées montre la nécessité de mobiliser l'ensemble du buste pour faciliter la saisie ce qui renvoie, certes dans une moindre mesure, aux coordinations observées entre les mouvements du bras et du tronc chez les sujets pathologiques (Roby-Brami *et al.*, 2003; Fayad *et al.*, 2008). En effet, ces études ont montré que ces sujets compensent leur déficit de motricité par un plus grand déplacement du tronc comparés aux sujets sains. Cette implication du buste est d'autant plus grande lorsque l'objet se trouve à l'extérieur de la zone anatomiquement atteignable (Kaminski *et al.*, 1995; Saling *et al.*, 1996; Flanders *et al.*, 1999; Michaelsen *et al.*, 2001). Par contre, les auteurs mettent en évidence des amplitudes plus faibles au niveau des articulations du coude et de l'épaule ce qui peut s'expliquer par le fait que les saisies étaient effectuées dans un environnement dégagé d'obstacle (Roby-Brami *et al.*, 1997; Cristea, 2000). En condition de saisie simple, la compensation du buste semble suffire pour réaliser le mouvement de préhension.

Au contraire, dans notre étude, les amplitudes articulaires observées chez les personnes âgées pour les conditions avec obstacle font supposer de l'utilisation de stratégies motrices permettant de fixer et d'améliorer le contrôle du membre supérieur en particulier au niveau de l'élévation de l'épaule, afin de compenser le déficit de la mobilité principalement dans la partie balistique du mouvement (Geronimi & Gorce, 2008a).

Nos résultats montrent également que la présence d'obstacle influence la composante de saisie pour les populations de sujets adultes et âgés. Dans les études antérieures, il a été montré que la saisie est particulièrement dépendante des caractéristiques de l'objet. En effet, l'ouverture maximale de la pince manuelle apparaît supérieure et proportionnelle à la taille de l'objet (Bootsma *et al.*, 1994; Paulignan *et al.*, 1997; Zaal *et al.*, 1998; Hu *et al.*, 2005). Elle se situe à environ 100-200 ms après le pic de vitesse du poignet ou à environ 70 % de la durée totale du mouvement. Or, dans ce protocole, l'objet à saisir est identique pour l'ensemble des essais. De ce fait, les modifications observées au niveau de la saisie ne peuvent être dues qu'aux modifications de l'environnement, c'est-à-dire à la présence de l'obstacle.

Dans ce cas, les différences observées prouveraient qu'il existe une modification dans la programmation motrice de la composante de saisie, en relation avec la composante de

transport. Par ailleurs, les différences mesurées entre les populations de sujets adultes et âgés seraient dues au vieillissement de la commande motrice. Chez l'adulte, il a été montré que la présence d'obstacle affecte la composante de saisie. Il apparaît que l'ouverture maximale de la pince manuelle diminue pour éviter les risques de collision avec l'obstacle (Tresilian, 1998; Castiello *et al.*, 1999). C'est donc, qu'une modification de la composante de "transport" et notamment la présence d'un obstacle affecte la composante de saisie. Chez la personne âgée, il n'existe pas de données concernant la préhension avec obstacle. Nous pouvons donc conjecturer que la préhension des personnes âgées avec obstacle se caractériserait par la combinaison des effets de l'âge et des effets de l'obstacle.

Nos résultats montrent que la présence d'obstacle a un effet significatif sur la saisie des adultes et des personnes âgées (Geronimi & Gorce, 2008b). Cependant, les paramètres intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle affectent différemment les deux populations. Chez l'adulte, les caractéristiques de l'obstacle ne sont pas des facteurs déterminant dans la spécification d'un type de prise. La population de sujets âgés semble, au contraire, plus dépendante des propriétés de l'obstacle, ce qui a des répercussions sur la saisie et se traduit par des amplitudes articulaires plus importantes et donc une perte de précision.

Le système nerveux central (SNC) utiliserait donc les informations sensorielles liées à la présence de l'obstacle afin de définir une configuration de saisie. La population adulte aurait tendance à s'affranchir des informations liées à l'obstacle pour exécuter la saisie et ainsi limiter la redondance d'informations liée à l'environnement. Or, pour les personnes âgées, la complexité de la tâche avec obstacle a des conséquences sur la configuration de la saisie.

Nos résultats montrent donc que le SNC modifie le mouvement de préhension en fonction de l'encombrement de l'environnement proche de l'objet à saisir mais mettent également en évidence le fait que la cinématique du mouvement n'est pas systématiquement sensible aux variations des propriétés de l'obstacle. Néanmoins, il apparaît que la planification des mouvements de préhension prend en compte les contraintes liées à la tâche pour les sujets adultes et âgés. Ces derniers apparaissent plus dépendants des contraintes physiques de l'obstacle et nécessitent l'utilisation de stratégies motrices pour compenser leur déficit de motricité.

V.6. Conclusion

Le but de ce chapitre était d'évaluer l'effet de l'âge sur le contrôle du mouvement de préhension avec obstacle. Nos résultats montrent une influence significative de l'obstacle sur la phase de "transport" à la fois pour les adultes et pour les personnes âgées. Néanmoins, les propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle affectent plus particulièrement les mouvements de ces derniers qui se caractérisent par une augmentation de la durée de mouvement, des profils cinématiques différents et une augmentation de la variabilité comparés aux mouvements des adultes. La présence d'obstacle sur la trajectoire du poignet affecte également la composante de "saisie" des adultes et des personnes âgées. Cependant, les propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle affectent davantage la population des personnes âgées, ce qui se traduit par une perte de précision au niveau des doigts. Ces différences peuvent être attribuées à l'effet du vieillissement sur les mouvements de préhension caractérisés par une diminution du contrôle de la saisie, une baisse de la force de préhension et une moins bonne proprioception de la main. Nos travaux donnent ainsi une représentation de la motricité "normale" de la population âgée dans un contexte de préhension avec obstacle et pourraient servir de base de comparaison avec des sujets pathologiques dans le cadre de suivis thérapeutiques ou de programmes de réhabilitation.

Conclusion

Conclusion générale.

L'objectif général des protocoles présentés dans ce mémoire était d'analyser le geste de préhension en présence d'un obstacle afin de mettre en évidence les processus mis en jeu par le Système Nerveux Central dans la programmation motrice de mouvements où la complexité a été caractérisée par les propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle. L'originalité de ce travail était d'aborder la question du vieillissement de la commande motrice à travers l'étude de paramètres biomécaniques et de faire le parallèle avec les analyses cliniques jusque là réalisées.

Pour cela, nous avons étudié de manière expérimentale, les mouvements exécutés par des sujets "sains", lors de tâche de saisie d'objets prototypiques, dans un environnement où un obstacle était placé entre le poignet et l'objet. La richesse des modalités proposées ainsi que le couplage du système optoélectronique Vicon et du Cyberglove ont permis d'étudier de nombreux aspects du domaine de la préhension au niveau du membre supérieur et de la main.

Dans le **Chapitre I**, nous avons présenté les différentes théories du vieillissement qui apportent des explications sur les origines et les manifestations de celui-ci sur l'organisme. Nous avons ensuite exposé les différents tests qui permettent l'évaluation de la préhension et par extension de la dépendance en vue d'une prise en charge en institution. Au niveau expérimental, nous avons voulu montrer les contraintes liées aux études longitudinales et transversales portant sur le vieillissement ce qui nous a permis d'envisager les moyens utilisables pour répondre à nos objectifs.

Au **Chapitre II**, nous avons rappelé l'anatomie du membre supérieur et de la main puis nous avons défini les fonctionnalités de ces derniers en termes d'amplitude qui leur sont associés. Nous avons ensuite décrit le mouvement de préhension en fonction de la cinématique des phases de "transport" et de "saisie" puis nous avons montré l'effet de la présence d'un obstacle et du vieillissement sur celles-ci. Nous avons ainsi souligné que l'étude du mouvement de préhension des personnes âgées se limite à des conditions de saisie simples et non représentatives des tâches du quotidien. Enfin, nous avons présenté les différents tests cliniques qui permettent d'évaluer la fonction manuelle et mis en évidence un manque concernant la population âgée.

Le **Chapitre III** a présenté les différentes techniques d'analyse du mouvement en précisant les avantages et les inconvénients méthodologiques de chacune. Ceci, nous a particulièrement été utile pour élaborer nos protocoles expérimentaux en fonction de nos objectifs de recherche. Dans la suite du chapitre, nous avons décrit le matériel utilisé et la procédure expérimentale utilisée pour acquérir les mouvements du tronc, du membre supérieur et de la main en conditions de saisie avec obstacle.

Le **Chapitre IV** a détaillé la problématique relative à l'influence des propriétés de l'obstacle et de l'objet sur la coordination de phases de "transport" et de "saisie". Les résultats ont été présentés en fonction de l'analyse temporelle et cinématique du mouvement. Ceux-ci ont mis en évidence les effets de la présence d'obstacle et dans une moindre mesure ceux de ses propriétés intrinsèques et extrinsèques. Par ailleurs, nous avons également montré que l'axe est un paramètre important dans l'organisation du mouvement de préhension.

Dans le **Chapitre V**, nous avons proposé de tester d'autres modalités d'obstacle avec une population de personnes âgées afin de mettre en évidence l'effet du vieillissement sur le contrôle du mouvement de préhension. Nos résultats ont permis de montrer des différences entre les adultes et les personnes âgées en condition d'obstacle. En effet, les personnes âgées sont apparues plus dépendantes des propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle ce qui s'est traduit par une modification de l'évolution angulaire des articulations du membre supérieur et des doigts.

Les travaux menés dans ce mémoire ont exploité des connaissances issues de champs scientifiques aussi variés que la biomécanique, les neurosciences, la gériatrie... Les extensions de ces travaux sont donc naturellement associées à ces domaines ce qui témoigne de la pluridisciplinarité des questions abordées dans cette thèse.

Ainsi, il est envisageable de poursuivre nos investigations en milieu clinique afin de comparer nos données relatives aux personnes âgées "saines" à des sujets âgés pathologiques ou présentant un handicap dans un but de suivi thérapeutique (Michaelson *et al.*, 2001).

De même, nous pouvons envisager d'enregistrer conjointement à la cinématique du mouvement, l'activité électromyographique (EMG) des muscles du membre supérieur et du tronc impliqués dans les mouvements de préhension afin de comparer nos données avec une évaluation physiologique du mouvement. Cela permettrait de quantifier le déficit moteur relatif à la sarcopénie caractéristiques du vieillissement musculaire et à la cocontraction des muscles antagonistes fréquente chez les personnes âgées (Brown, 1996; Seidler-Dobrin *et al.*, 1998; Hortobágyi & Devita, 2006 ; Klass *et al.*, 2007).

En perspective, il serait enfin intéressant d'élaborer et de calibrer un test d'évaluation de la préhension spécifique aux personnes âgées à partir des tests génériques ou spécifiques existants. Un tel outil permettrait de dépister de manière anticipée des évolutions "anormales" du vieillissement de la fonction manuelle et de lutter contre le "déconditionnement" prématuré des personnes âgées (Tavernier-Vidal & Mourey, 1991) en envisageant la mise en place de programmes de réhabilitation spécifiques (Jeandel *et al.*, 2004).

Bibliographie

Bibliographie.

- Abend W., Bizzi E. & Morasso P.** (1982), "Human arm trajectory formation", *Brain*, vol. 105, pp. 331-348.
- Adamovich S.V., Archambault P.S., Ghafouri M., Levin M.F., Poizner H. & Feldman A.G.** (2001), "Hand trajectory invariance in reaching movements involving the trunk", *Experimental Brain Research*, vol. 138, pp. 288-303.
- Adamovich S.V., Merians A.S., Boian R., Tremaine M., Burdea G.S., Recce M. & Poizner H.** (2004), "A virtual reality based exercise system for hand rehabilitation post-stroke: transfer to function", *Engineering in Medicine & Biology Society*, 7, pp. 4936-4939.
- Alberts J.L., Saling M. & Stelmach G.E.** (2002), "Alterations in transport path differentially affect temporal and spatial movement parameters", *Experimental Brain Research*, vol. 143, pp. 417-425.
- Allard P. & Blanchi J.P.** (1999), "La Biomécanique", Que sais-je?, Presses Universitaires de France, Paris.
- Allard P., Blanchi J.P. & Aissaoui R.** (1995), "Bases of three dimensional reconstruction ", In: Three-Dimensional Analysis of Human Movement, Human Kinetics.
- American-Guidance-Service** (1957), "Minnesota rate of manipulation, examiner's manual." Circle Pines, Minnesota.
- Andrews J.G. & Youm Y.** (1979), "A biomechanical investigation of wrist kinematics", *Journal of Biomechanics*, vol. 12, pp. 83-89.
- Ansuini C., Santello M., Massaccesi S. & Castiello U.** (2006), "Effects of End-Goal on Hand Shaping", *Journal of Neurophysiology*, vol. 95, pp. 2456-2465.
- Ansuini C., Santello M., Tubaldi F., Massaccesi S. & Castiello U.** (2007), "Control of hand shaping in response to objet shape perturbation", *Experimental Brain Research*, vol. 180, pp. 85-96.
- Arbib M.A.** (1981), "Perceptual Structures and Distributed Motor Control", In: Handbook of physiology, American Physiological Society, Brooks V.B. & Bethesda M.D., pp. 1449-1480.

-
- Arbib M.A., Iberall T. & Lyons D.** (1985), "Coordinated control programs for control of the hands", In: *Hand function and the neocortex*, Goodwin A.W. & Darian-Smith I., Springer-Verlag, Berlin.
- Atkeson C.G. & Hollerbach J.M.** (1985), "Kinematic features of unrestrained vertical arm movements", *Journal of Neuroscience*, vol. 5 (9), pp. 2318-2330.
- Aukstakalnis S. & Blatner D.** (1992), "Silicon mirage. The art and science of virtual reality", Roth S.F, Berkeley, CA.
- Austad S.N.** (1997), "Why we age", John Wiley & Sons Inc., New York.
- Balaban R.S., Nemoto S. & Finkel T.** (2005), "Mitochondria, oxidants, and aging", *Cell*, vol. 120 (4), pp. 483-495.
- Baron S., Gorce P., Didi N., Pradat-Diehl P., Rezzoug N. & Sirigu A.** (1999), "Analyse comportementale de stratégies de préhension manuelle", *Archives of Physiology and Biochemistry*, vol. 107, pp. 20.
- Belmin J., Chassagne P., Gonthier R., Jeandel C. & Pfitzenmeyer P.** (2003), "Gérontologie pour le praticien", Elsevier Masson.
- Bemben M.G., Massey B.H., Bembey D.A., Misner J.E. & Boileau R.A.** (1996), "Isometric intermittent endurance of four muscle groups in men aged 20-74 years", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 28, pp. 145-154.
- Bénaïm C., Romain M., Pélissier J. & Enjalbert M.** (2000), "Les grilles d'évaluation de la préhension", In: *La préhension*, Springer-Verlag, Paris, pp. 39-51.
- Bendahan P.** (2006), "Analyse biomécanique et simulation du mouvement de préhension en milieu encombré", *Thèse de doctorat*, Université de Paris XI, 270 pages.
- Bendahan P. & Gorce P.** (2006), "A neural network architecture to learn arm motion planning in grasping tasks with obstacle avoidance", *Robotica*, vol. 24 (2), pp. 197-203.
- Bendz P.** (1974), "Systematization of the grip of the hand in relation to finger motor systems", *Scandinavian Journal of Rehabilitation*, vol. 6 (4), pp. 158-165.
- Bennett K.M. & Castiello U.** (1994), "Reach to grasp: changes with ages", *Journal of Gerontology*, vol. 49 (1), pp. 1-7.
- Bernstein E.F., Fisher L.W., Li E., LeBaron R.G., Tan E.M. & Uitto J.** (1996), "Differential expression of the versican and decorin genes in photoaged and sun-protected skin. Comparaison by immunochemical and northern analysis", *Laboratory investigation*, vol. 72, pp. 662-669.
- Beuscart R.** (2005), "Les technologies pour la Santé", Ministère de la Recherche.
- Biegstraaten M., Smeets J.B.J. & Brenner E.** (2003), "The influence of obstacles on the speed of grasping", *Experimental Brain Research*, vol. 149 pp. 530-534.
- Boian R., Sharma A., Han C., Merians A.S., Burdea G.S., Adamovich S.V., Recce M., Tremaine M. & Poizner H.** (2002), "Virtual reality-based post-stroke hand rehabilitation", *Studies in Health Technology and Informatics*, vol. 85, pp. 64-70.
- Bonnefoy A., Pradon D. & Chèze L.** (2005), "Les systèmes d'analyse du mouvement: techniques et principes, protocoles, sources d'erreurs et solutions", *Innovation et technologie en biologie et médecine*, vol. 26 (6), pp. 24-32.
-

-
- Bootsma R.J., Marteniuk R.G., MacKenzie C.L. & Zaal F.T.** (1994), "The speed-accuracy trade-off in manual prehension: effects of movement amplitude, object size and object width on kinematic characteristics ", *Experimental Brain Research*, vol. 98, pp. 535-541.
- Boucher N., Dufeu-Duchesne T., Vicaut E., Farge D., Effros R.B. & Schachter F.** (1998), "CD28 expression in T cell aging and human longevity", *experimental Gerontology*, vol. 33, pp. 267-282.
- Bouchon J.P.** (1984), "1 + 2 + 3 ou comment tenter d'être efficace en gériatrie", *La Revue du praticien*, vol. 34, pp. 888-892.
- Brizon J. & Castaing J.** (1988), "Les feuillets d'anatomie", Edition Maloine, Paris.
- Brooks-Frederich K.M., Cianciarulo F.L., Rittling S.R. & Cristofalo V.J.** (1993), "Cell cycle-dependent regulation of Ca²⁺ in young and senescent WI-38 cells", *Experimental Cell Research*, vol. 205, pp. 412-415.
- Brown-Séguard C.E.** (1889), "Expérience démontrant la puissance dynamogénique chez l'homme d'un liquide extrait de testicule d'animaux", *Archives de physiologie normale et pathologique*, vol. 5 (1), pp. 651-658.
- Brown S.H.** (1996), "Control of simple arm movements in the elderly", In: Change in sensory motor behavior in aging, Elsevier Science, Amsterdam, pp. 27-52.
- Brutel C.** (2001), "Projections de la population à l'horizon 2050: vers un vieillissement inéluctable", *Institut national de la statistique et des études économiques*, vol. 762, pp.
- Buchkovich K.J.** (1996), "Telomeres, telomerase, and the cell cycle", *Progress in Cell Cycle Research*, vol. 2, pp. 187-195.
- Butler-Browne G. & Bigard A.X.** (2006), "Muscle ageing and preventive effects of regular exercise ", *Science & Sports*, vol. 21 (4), pp. 184-193
- Cai Q., Shu X.O., Wen W., Cheng J.R., Dai Q., Y.T. G. & Zheng W.** (2004), "Genetic polymorphism in the manganese superoxide dismutase gene, antioxidant intake, and breast cancer risk: results from the Shanghai Breast Cancer Study", *Breast Cancer Research*, vol. 6 (R), pp. 647-655.
- Campisi J.** (1997), "The biology of replicative senescence", *The European Journal of Cancer*, vol. 33, pp. 703-709.
- Carenzi F.** (2006), "Etude biomécanique de la posture de saisie lors d'un mouvement de préhension : Analyse cinématique, Modélisation et Simulation", *Thèse de doctorat*, Université de Paris XII, 241 pages.
- Carmeli E., Patish H. & Coleman R.** (2003), "The aging hand", *Journal of Gerontology*, vol. 58 (2), pp. 146-152.
- Castiello U.** (2005), "The neuroscience of grasping", *Nature Reviews Neuroscience*, vol. 6, pp. 726-736.
- Castiello U., Badcock D.R. & Bennett K.M.B.** (1999), "Sudden and gradual presentation of distractor objects: differential interference effects", *Experimental Brain Research*, vol. 128, pp. 550-556.
- Castiello U., Bennett K.M. & Paulignan Y.** (1992), "Does the type of prehension influence the kinematics of reaching?" *Behavioural Brain Research*, vol. 50 (1-2), pp. 7-15.
-

-
- Castiello U. & Bennett K.M.B.** (1993), "Reach to grasp the natural response to perturbation of object size", *Experimental Brain Research*, vol. 94, pp. 163-178.
- Chaffin D.B., Andersson G.B. & Martin B.J.** (1999), "Occupational Biomechanics", John Wiley & Sons, Toronto.
- Chen L.C. & Qu Q.** (1997), "Formation of intracellular free radicals in guinea pig airway epithelium during in vitro exposure to ozone", *Toxicology and Applied Pharmacology*, vol. 143, pp. 96-101.
- Chéron G. & Bengoetxea A.** (2006), "Ageing and cerebral control of exercise", *Science & Sports*, vol. 21, pp. 204-208.
- Chèze L.** (1993), "Contribution à l'étude cinématique et dynamique in vivo de structures osseuses humaines par l'exploration de données externes", *Thèse de doctorat*, Université Claude Bernard- Lyon 1, pages.
- Chèze L., Fregly B.J. & Dimnet J.** (1995), "A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data", *Journal of Biomechanics*, vol. 28 (7), pp. 879-84.
- Chiari L., Della Croce U., Leardini A. & Cappozzo A.** (2005), "Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: Instrumental errors", *Gait and Posture*, vol. 21, pp. 197-211.
- Chieffi S. & Gentilucci M.** (1993), "Coordination between the transport and the grasp components during prehension movements", *Experimental Brain Research*, vol. 94 (3), pp. 471-477.
- Chou T.-S., Gadd A. & Knott D.** (2000), "Hand-Eye: A Vision-Based Approach to Data Glove Calibration", vol., pp.
- Chung K., Pillsbury M., Walters M. & Hayward R.** (1998a), "Reliability and validity testing of the Michigan Hand Outcomes Questionnaire", *J Hand Surg*, vol. 23 (4), pp. 575-587.
- Chung K.C., Pillsbury M.S., Walters M.R. & Hayward R.A.** (1998b), "Reliability and validity testing of the Michigan Hand Outcomes Questionnaire", *Journal of Hand Surgery*, vol. 23 (A), pp. 575-587.
- Cole K.J.** (1991), "Grasp force control in older adults", *Journal of Motor Behavior*, vol. 23 (4), pp. 251-258.
- Cole K.J., Rotella D.L. & J.G. H.** (1998), "Tactile impairments cannot explain the effect of age on a grasp and lift task", *Experimental Brain Research*, vol. 121 (3), pp. 263-269.
- Coney W.P. & Chao E.Y.S.** (1977), "Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function", *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 59 (1), pp. 27-36.
- Cooke J.D., Brown S.H. & Cunningham D.A.** (1989), "Kinematics of arm movements in elderly humans", *Neurobiology of Aging*, vol. 10 (2), pp. 159-165.
- Counter C.M.** (1996), "The roles of telomeres and telomerase in cell life span", *Mutation Research*, vol. 366, pp. 45-63.
- Crawford J. & Crawford D.** (1956), "Crawford small parts dexterity test. User's Manual", In, The Psychological Corp, Harcourt Brace Jovanovich, New York.
-

-
- Cristea M.C.** (2000), "Compensatory strategies for reaching in stroke", *Brain*, vol. (123), pp. 940-953.
- Cuijpers R.H., Smeets J.B.J. & Brenner E.** (2004), "On the Relation Between Object Shape and Grasping Kinematics", *Journal of Neurophysiology*, vol. 91, pp. 2598-2606.
- Cutkosky M.R. & Wright P.K.** (1986), "Modeling manufacturing grips and correlations with the design of robotic hand ", *Robotics and Automation*, pp. 1533-1539.
- Darling W.G., Cooke J.D. & Brown S.H.** (1989), "Control of simple arm movements in elderly humans", *Neurobiology of Aging*, vol. 10 (2), pp. 149-157.
- Dean J. & Brüwer M.** (1994), "Control of human arm movement in two dimensions: paths and joint control in avoiding simple linear obstacles", *Experimental Brain Research*, vol. 97, pp. 497-514.
- Degeorges R., Parasie J., Mitton D., Imbert N., Goubier J.-N. & Lavaste F.** (2005), "Three-dimensional rotations of human three-joint fingers: an optoelectronic measurement. Preliminary results", *Surgical and Radiologic Anatomy*, vol. 27, pp. 43-50.
- Denis F. & Veyssier P.** (2005), "Vieillesse: les données biologiques", Elsevier Masson.
- Desmurget M., Prablanc C., Arzi M., Rossetti Y., Paulignan Y. & Urquizar C.** (1996), "Integrated control of hand transport and orientation during prehension movements", *Experimental Brain Research*, vol. 110 (2), pp. 265-278.
- Dorfmueller-Ulhaas K. & Schmalstieg D.** (2001), "Finger tracking for interaction in augmented environments", *Symposium on Augmented Reality*, pp. 55-64.
- Dufour M. & Pillu M.** (2006), "Biomécanique fonctionnelle: rappels anatomiques, stabilités, mobilités, contraintes : membres, tête, tronc", Elsevier Masson.
- Dujardin F., Aucouturier T., Bocquet G., Duparc F., Weber J. & Thomine J.M.** (1998), "Kinematics of the healthy and arthritic hip joint during walking. A study of 136 subjects", *Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil moteur*, vol. 84 (8), pp. 689-699.
- Dupâquier J.** (2002), "Le vieillissement de la population dans le monde", Organisation des Nations Unies.
- Duruöz M.T., Poiradeau S., Fermanian J., Menkes C.J., Amor B., Dougados M. & Revel M.** (1996), "Development and validation of a rheumatoid hand functional disability scale that assesses functional handicap", *Journal of Rheumatology*, vol. 23 (7), pp. 1167-1172.
- Eastough D. & Edwards M.** (2007), "Movement kinematics in prehension are affected by grasping objects of different mass." *Experimental Brain Research*, vol. 176 (1), pp. 193-198.
- Ehara Y., Fujimoto H., Miyazaki S., Tanaka S. & Yamamoto S.** (1995), "Comparison of the performance of 3D camera systems", *Gait and Posture*, vol. 3 (3), pp. 166-169.
- Ehara Y., Fujimoto H., Miyazaki S., Tanaka S. & Yamamoto S.** (1997), "Comparison of the performance of 3D camera systems II", *Gait and Posture*, vol. 5, pp. 251-255.
- Elliott J.M. & Connolly K.J.** (1984), "A classification of manipulative hand movements", *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 26, pp. 283-296.
-

-
- Enjalbert M., Péliissier J., Blin D., Lopez F. & Simon L.** (1988), "La préhension chez l'hémiplégique. II. Facteurs de pronostic", *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, vol. 31, pp. 155-163.
- Faivre A.** (2003), "Conception et validation d'un nouvel outil d'analyse de la marche", *Thèse de doctorat*, Université de Franche-Comté, 176 pages.
- Fan J., J. H. & Tillery S.I.** (2006), "Control of hand orientation and arm movement during reach and grasp", *Experimental Brain Research*, vol. 171 (3), pp. 283-296.
- Favier A.** (2003), "Le stress oxydant. Intérêt conceptuel et expérimental dans la compréhension des mécanismes des maladies et potentiel thérapeutique", *Actualité chimique*, vol., pp. 108-115.
- Fayad F., Hanneton S., Lefevre-Colau M.M., Poiraudau S., Revel M. & Roby-Brami A.** (2008), "The trunk as a part of the kinematic chain for arm elevation in healthy subjects and patients with frozen shoulder", *Brain research*, vol. 1191, pp. 107-115.
- Ferrington D.A., Krainev A.G. & Biglow D.J.** (1998), "Altered turnover of calcium regulatory proteins of sarcoplasmic reticulum in aged skeletal muscle", *Journal of Biochemical*, vol. 273, pp. 5885-5891.
- Fick R.** (1910), "Handbuch der Anatomie des Menschen", Gustav Fischer Verlag, Berlin.
- Fikes T.G., Klatzky R.L. & Lederman S.J.** (1994), "Effects of Object Texture on Precontact Movement Time in Human Prehension", *Journal of Motor Behavior*, vol. 26 (4), pp. 325-332.
- Fitts P.M.** (1954), "The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement." *Journal of Experimental Psychology*, vol. 47, pp. 381-391.
- Flanders M., Daghestani L. & Berthoz A.** (1999), "Reaching beyond reach", *Experimental Brain Research*, vol. 126, pp. 19-30.
- Fleishman E.A. & Hempel W.E.** (1954), "A factor analysis of dexterity test", *Pers Psychol*, vol. 7, pp. 15-32.
- Folstein M.F., Folstein S.E. & McHugh P.R.** (1975), "'Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician", *Journal of Psychiatric Research*, vol. 12 (3), pp. 189-198.
- Forette F.** (1997), "La révolution de la longévité", Editions Grasset.
- Fuchs P., Moreau G., Burkhardt J.-M. & Coquillard S.** (2006), "L'interface, l'immersion et l'interaction en environnement virtuel", In: *Le traité de la réalité virtuelle (Vol. 2)*, Collection Sciences Mathématiques et Informatique, Les Presses Mines Paris, pp. 119-132.
- Gable C., Xenard J., Makiela E. & Chau N.** (1997), "Evaluation fonctionnelle de la main. Bilan 400 points et tests chiffrés", *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, vol. 40, pp. 95-101.
- Gangitano M., Daprati E. & Gentilucci M.** (1998), "Visual distractors differentially interfere with the reaching and grasping components of prehension movements", *Experimental Brain Research*, vol. 122, pp. 441-452.
- Garnick M. & Fair W.** (1999), "La lutte contre le cancer de la prostate", *Pour la Science*, vol. 256, pp. 50-59.
-

-
- Gentilucci M., Castiello U., Corradini M.L., Scarpa M., Umiltà C. & Rizzolatti G.** (1991), "Influence of different types of grasping on the transport component of prehension movements", *Neuropsychologia*, vol. 29, pp. 361-378.
- Gentilucci M., Chieffi S., Scarpa M. & Castiello U.** (1992), "Temporal coupling between transport and grasp components during prehension movements: Effects of visual perturbation", *Behavioural Brain Research*, vol. 47, pp. 71-82.
- Geronimi M. & Gorce P.** (2007), "Biomechanical analysis of the movement of prehension with obstacle: comparative study between elderly subjects and adults", *AMSE-journals*, vol. 67 (Supp : Handicap 2006), pp. 137-147.
- Geronimi M. & Gorce P.** (2008a), "Comparative angular variations between adult and elderly in prehension movement with obstacle", *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 11 (S1), pp. 103-104.
- Geronimi M. & Gorce P.** (2008b), "Effet du vieillissement sur la "composante de saisie" lors de mouvement de préhension avec obstacle", *Sciences et Technologies pour le handicap*, vol. 2/1, pp. 55-67.
- Giampaoli S., Ferrucci L., Cecchi F., Lo Noce C., Poce A., Santaquilani A., Vescio M.F. & Menotti A.** (1999), "Hand-grip strength predicts incident disability in non-disabled older men", *Age Aging*, vol. 28, pp. 283-288.
- Girotti A.W.** (1998), "Lipid hydroperoxide generation, turnover, and effector action in biological systems", *Journal of Lipid research*, vol. 39, pp. 1529-1542
- Gorce P.** (2000), "Approche biomécanique et robotique du mouvement chez l'homme ", *Mémoire d'Habilitation à Diriger des Recherches*, Université Paris Sud Orsay, 128 pages.
- Gorce P. & Bendahan P.** (2005), "Bionics solution to learn arm reaching with collision avoidance", *International journal of Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 2 (2), pp. 87-96.
- Gorce P. & Rezzoug N.** (2000), "Numerical method applied to object tumbling with multi-body systems ", *Computational Mechanics*, vol. 24 (6), pp. 426-434.
- Gordon A.M., Forssberg H., Johansson R.S. & Westling G.** (1991), "Integration of sensory information during the programming of precision grip: comments on the contributions of size cues", *Experimental Brain Research*, vol. 85 (1), pp. 226-229.
- Gottlieb G.L., Chen C.H. & Corcos D.M.** (1995), "Relation between joint torque, motion, and electromyographic patterns at the human elbow ", *Experimental Brain Research*, vol. 103, pp. 164-167.
- Griffin W.B., Findley R.P., Turner M.L. & Cutkosky M.R.** (2000), "Calibration and mapping of a human hand for dexterous telemanipulation", *International Mechanical Engineering Congress and Exposition, Dynamics Systems and Controls*, 69, pp. 1145-1152.
- Griffiths H.** (1943), "Treatment of the injured workman", *Lancet*.
- Grinyagin I.V., Biryukova E.V. & Maier M.A.** (2005), "Kinematic and dynamic synergies of human precision-grip movements", *Journal of Neurophysiology*, vol. 94 (4), pp. 2284-2294.
-

-
- Grosskopf A. & Kuhtz-Buschbeck J.P.** (2006), "Grasping with the left and right hand: a kinematic study", *Experimental Brain Research*, vol. 168 (1-2), pp. 230-240.
- Hackel M., Wolfe G., Bang S. & Canfield J.** (1992), "Changes in hand function in the aging adult as determined by the Jebsen Test of Hand Function", *Physical Therapy*, vol. 72 (5), pp. 373-377.
- Haggard P. & Wing A.** (1998), "Coordination of hand aperture with the spatial path of hand transport", *Experimental Brain Research*, vol. 118, pp. 286-292.
- Halliwell B.** (1990), "How to characterize a biological antioxidant", *Free Radical Research Communications*, vol. 9, pp. 1-32.
- Harman D.** (1972), "The biologic clock: the mitochondria?" *Journal of the American Geriatric Society*, vol. 20 (4), pp. 145-147.
- Heap T.** (1995), "Real-time tracking and gesture recognition using smart snakes", *Interfaces de Mondes Réels et Virtuels*, Montpellier, France, pp. 261-271.
- Hernandez-Hebollar J.L., Lindeman R.Q. & Kyriakopoulos N.** (2002), "A multi-class pattern recognition system for practical finger spelling translation", *International Conference on Multimodal Interfaces*, pp. 185-190.
- Hogan N.** (1985), "The mechanics of multi-joint posture and movement", *Biological Cybernetics*, vol. 52, pp. 315-331.
- Holliday R.** (1995), "Understanding ageing. Development and cell biology", Cambridge University Press.
- Hoppenfeld S. & Hutton R.** (2006), "Examen clinique des membres et du rachis", Elsevier Masson.
- Hortobágyi T. & Devita P.** (2006), "Mechanisms responsible for the age-associated increase in coactivation of antagonist muscles", *Exercise and Sport Sciences Reviews*, vol. 34 (1), pp. 29-35.
- Hu H., Gao X., Li J., J. L. & Wang H.** (2004), "Calibrating Human Hand for Teleoperating the HIT/DLR Hand", *International Conference on Robotics & Automation*, New Orleans, 5 (26), pp. 4571- 4576.
- Hu Y., Osu R., Okada M., Goodale M.A. & Kawato M.** (2005), "A model of the coupling between grip aperture and hand transport during human prehension", *Experimental Brain Research*, vol. 167 (2), pp. 301-304.
- Hudak P.L., Amadio P.C. & Bombardier C.** (1996), "Development of an upper extremity outcome measure: the DASH (disabilities of the arm, shoulder and hand)", *American journal of industrial medicine*, vol. 29 (6), pp. 602-608.
- Huey R.B.** (1991), "Lizard", *experimental Gerontology*, vol. 26, pp. 411-439.
- Hughes S., Gibbs J., Dunlop D., Edelman P., Singer R. & Chang R.W.** (1997), "Predictors of decline in manual performance of older adults", *Journal of American Geriatrics Society*, vol. 45, pp. 905-910.
- Hunter S.K., Thompson M.W. & Adams R.D.** (2000), "Relationships among age-associated strength changes and physical activity level, limb dominance, and muscle group in women", *J Gerontol A: Biol Sci Med Sci*, vol. 55, pp. 264-273.
-

-
- Hussain S., Slikker W. & Ali S.F.** (1995), "Age-related changes in antioxidant enzymes, superoxide dismutase, catalase, glutathione peroxidase and glutathione in different regions of mouse brain", *International Journal of Developmental Neuroscience*, vol. 13, pp. 811-817.
- Iberall T.** (1997), "Human prehension and dexterous robot hands ", *International Journal of Robotics Research*, vol. 16 (3), pp. 285-299.
- Iberall T., Bingham G. & Arbib M.A.** (1986), "Opposition space as structuring concept for the analysis of skilled hand movements", In: *Generation and Modulation of Action Patterns*, Springer-Verlag, Berlin, pp. 158-173.
- INRS** (2007), "Les troubles musculo-squelettiques du membre supérieur. Guide pour les préventeurs", ED 957.
- Jack D., Boian R., Merians A.S., Tremaine M., Burdea G.C., Adamovich S.V., Recce M. & Poizner H.** (2001), "Virtual reality-enhanced stroke rehabilitation", *Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 9 (3), pp. 308-318.
- Jackson S., Jackson G. & Rosicky J.** (1995), "Are non-relevant objects represented in working memory? The effect of non-target objects on reach and grasp and grasp kinematics", *Experimental Brain Research*, vol. 102, pp. 519-530.
- Jackson S., Jackson G. & Rosicky J.** (1995), "Are non-relevant objects represented in working memory? The effect of non-target objects on reach and grasp and grasp kinematics", *Exp Brain Res*, vol. 102, pp. 519-530.
- Jacobson C. & Sperling L.** (1976), "Classification of the hand-grip: A preliminary study", *Journal of Occupation Medecine*, vol. 18, pp. 395-398.
- Jacquier-Bret J., Rezzoug N. & Gorce P.** (2008), "Synergies during Reach-to-grasp: A comparative study between healthy and C6-C7 quadriplegic subjects", *Engineering in Medecine and Biology Society*, Vancouver, Canada, pp.
- Jakobson L.S. & Goodale M.A.** (1991), "Factors affecting higher-order movement planning: a kinematic analysis of human prehension", *Experimental Brain Research*, vol. 86, pp. 199-208.
- Jansen C.W., Niebuhr B.R., Coussirat D., Hawthorne D., Moreno L. & Phillip M.** (2008), "Hand force of men and women over 65 years of age as measured by maximum pinch and grip force", *Journal of Aging Physical Activity*, vol. 16 (1), pp. 24-41.
- Jax S.A., Rosenbaum D.A. & Vaughan J.** (2007), "Extending Fitts' Law to manual obstacle avoidance", *Experimental Brain Research*, vol. 180, pp. 775-779.
- Jeandel C., Bernard P.L. & Seynnes O.** (2004), "Aptitude physique, santé et vieillissement", Montpellier.
- Jeannerod M.** (1981), "Intersegmental coordination during reaching at natural objects", In: *Attention and performance IX*, Erlbaum, Hillsdale, pp. 153-169.
- Jeannerod M.** (1984), "The timing of natural prehension movements", *Journal of Motor Behavior*, vol. 16, pp. 235-254.
- Jebsen R.H., Taylor N., Trieschmann R.B., Trotter M.J. & Howard L.A.** (1969), "An objective and standardised test of hand function", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 50 (311-319), pp.
-

-
- Johansson R.S. & Westling G.** (1988), "Coordinated isometric muscle commands adequately and erroneously programmed for the weight during lifting task with precision grip", *Experimental Brain Research*, vol. 71 (1), pp. 59-71.
- Kaiser J.** (1998), "Toxicologists shed new light on old poisons", *Science*, vol. 279, pp. 1850-1851.
- Kallman D., Plato C. & Tobin J.** (1990), "The role of muscle loss in the age-related decline of grip strength: cross-sectional and longitudinal perspectives", *Journal of Gerontology*, vol. 45, pp. 82-88.
- Kamakura N., Matsuo M., Ishii H., Mitsuboshi F. & Miura Y.** (1980), "Patterns of static prehension in normal hands", *American Journal of Occupational Therapy*, vol. 34 (7), pp. 437-445.
- Kamenetz H. & Kamenetz G.** (1972), "Dictionnaire de médecine physique, de rééducation et réadaptation fonctionnelles ", Edition Maloine, Paris.
- Kamina P.** (1990), "Anatomie clinique : Tome 1, Anatomie générale - Membres", Edition Maloine, Paris.
- Kaminski T.R., Bock C. & Gentile A.M.** (1995), "The coordination between trunk and arm motion during pointing movements", *Experimental Brain Research*, vol. 106, pp. 457-466.
- Kapandji I.A.** (1982), "Physiologie articulaire, Tome 1, Membre supérieur", Paris.
- Katz S. & Akpom C.A.** (1976), "A measure of primary sociobiological functions", *International Journal of Health Services*, vol. 6 (3), pp. 493-508.
- Keller J.N. & Mattson M.P.** (1998), "Roles of lipid peroxidation in modulation of cellular signaling pathways, cell dysfunction, and death in the nervous system", *Review of Neuroscience*, vol. 9, pp. 105-116.
- Kessler D., Hodges L. & Walker N.** (1995), "Evaluation of the CyberGlove as a Whole Hand Input Device", *Transactions on Computer-Human Interaction*, vol. 2 (4), pp. 263-283.
- Ketcham C.J., Seidler R.D., Van Gemmert A.W. & Stelmach G.E.** (2002), "Age-related kinematic differences as influenced by task difficulty, target size, and movement amplitude", *Journal of Gerontology*, vol. 57 (1), pp. 54-64.
- Klass M., Baudry S. & Duchateau J.** (2007), "Voluntary activation during maximal contraction with advancing age: a brief review", *European Journal of Applied Physiology*, vol. 100 (5), pp. 543-551.
- Kromer K.H.E.** (1986), "Coupling the hand with the handle: An improved notation of touch, grip, and, grasp", *Human Factors*, vol. 28, pp. 337-340.
- Ku H.H., Brunk U.T. & Sohal R.S.** (1993), "Relationship between mitochondrial superoxide and hydrogen peroxide production and longevity of mammalian species", *Free Radical Biology and Medicine*, vol. 15, pp. 621-627.
- Kudoh N., Hattori M., Numata N. & Maruyama K.** (1997), "An analysis of spatiotemporal variability during prehension movements: effects of object size and distance", *Experimental Brain Research*, vol. 117 (3), pp. 457-464.
- Ladin Z.** (1995), "Three Dimensional Instrumentation", In: Three-Dimensional Analysis of Human Movement, Human Kinetics.
-

-
- Laganiere S. & Yu B.P.** (1993), "Modulation of membrane phospholipid fatty acid composition by age and food restriction", *Gerontology*, vol. 39, pp. 7-18.
- Landsmeer J.M.F.** (1962), "Power grip and precision handling", *Annals of the Rheumatic Diseases*, vol. 21, pp. 164-170.
- Lawton M.P. & Brody E.M.** (1969), "Assessment of older people: Self-maintaining and instrumental activities of daily living", *Gerontologist*, vol. 9, pp. 179-186.
- Li H., Stampfer M.J., Giovannucci E.L., Morris J.S., Willett W.C., Gaziano J.M. & J. M.** (2004), "A prospective study of plasma selenium levels and prostate cancer risk", *Journal of the National Cancer Institute*, vol. 96 (9), pp. 696-703.
- Liang R.H. & Ouhyoung M.** (1995), "A Real-time Continuous Alphabetic Sign Language to Speech Conversion", *Virtual Reality System, Computer Graphics Forum*, vol. 14 (3), pp. 67-76.
- Lister G.** (1977), "The hand: Diagnosis and indications", Churchill Livingstone, Edinburgh.
- Liu H. & Bekey G.A.** (1986), "A generic grasp mode selection paradigm for robot hands on the basis of object geometric primitives", Los Angeles, C.A.
- Lord J.P., Portwood M.M., Lieberman J.S., Fowler W.M. & Berck P.** (1987), "Upper extremity functional rating for patients with Duchenne muscular dystrophy", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 68 (3), pp. 151-154.
- Lu T.W. & O'Connor J.J.** (1999), "Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints", *Journal of Biomechanics*, vol. 32 (2), pp. 129-134.
- Lumley J.S.P. & Guierre A.** (2006), "Anatomie de surface: bases anatomiques de l'examen clinique", Elsevier Masson.
- Lutz W., Sanderson W. & Scherbov S.** (2008), "The coming acceleration of global population ageing", *Nature*, vol. 451, pp. 716-719
- Lyons D.** (1985), "A simple set of grasps for a dextrous hand", *International Conference on Robotics and Automation*, pp. 588-593.
- MacKenzie C.L. & Iberall T.** (1994), "The grasping hand", *Advances in psychology*, Elsevier, Amsterdam.
- Mamassian P.** (1997), "Prehension of objects oriented in three-dimensional space", *Experimental Brain Research*, vol. 114, pp. 235-245.
- Marey E. & Demenÿ M.** (1885), "Mesure du travail mécanique effectué dans la locomotion de l'homme", *Compte rendu de l'académie des sciences*, vol. 19, pp. 905-909.
- Marieb E.N.** (1993), "Anatomie et Physiologie Humaines (2e édition)", In, Saint-Laurent: De Boeck Université, pp. 222-234.
- Mariéthoz E., Richard M.J., Polla L.L., Kreps S.E., J. D.A. & Polla B.S.** (1998), "Oxidant/antioxidant imbalance in skin aging: environmental and adaptive factors", *Reviews on Environmental Health*, vol. 13, pp. 147-168.
- Mariotti S., Chivato I., Franceschi C. & Pincher A.** (1998), "Thyroid autoimmunity and aging", *experimental Gerontology*, vol. 33, pp. 535-541.
-

-
- Marotta J.J., Medendorp W.P. & Crawford J.D.** (2003), "Kinematic rules for upper and lower arm contributions to grasp orientation", *Journal of Neurophysiology*, vol. 90 (6), pp. 3816-3827.
- Marteniuk R.G., Leavitt J.L. & MacKenzie C.L.** (1990), "Functional relationships between grasp and transport components in a prehension task." *Human Movement Science*, vol. 9 (2), pp. 149-176.
- Marteniuk R.G., MacKenzie C., Jeannerod M., Athenes S. & Dugas C.** (1987), "Constraints on human arm movement trajectories", *Canadian Journal of Psychology*, vol. 41 (3), pp. 365-378.
- Marteniuk R.G., Leavitt J., Mackenzie C. & Athenes S.** (1990), "Fonctional relationship between grasp and transport components in a prehension task", *Human Movement Science*, vol. 9, pp. 149-176.
- Martin B.** (2005), "Atelier de cartographie de Sciences Po".
- Mason C.R., Gomez J.E. & Ebner T.J.** (2001), "Hand synergies during reach-to-grasp", *The American Physiological Society*, vol. 86 (6), pp. 2896-2910.
- Massion J.** (1997), "Cerveau et motricité, fonctions sensori-motrices", Pratiques corporelles, Presses Universitaires de France, Paris.
- Mathiowetz V., Volland G., Kashman N. & Weber K.** (1985a), "Adult norms for the box and block test of manual dexterity", *American Journal of Occupational Therapy*, vol. 39 (6), pp. 386-391.
- Mathiowetz V., Weber K., Kashman N. & Volland G.** (1985b), "Adult norms for the nine hole peg test of finger dexterity", *Occupational Therapy Journal of Research*, vol. 5, pp. 24-38.
- McBride E.** (1942), "Disability evaluation", Lippincott, Philadelphia.
- McGregor D.** (1998), "Diets, food components and human cancer", *Biotherapy*, vol. 11, pp. 189-200.
- Medvedev Z.A.** (1990), "An attempt at rational calcification of theories of ageing", *Biological Reviews of the Cambridge Philosophical Society*, vol. 65, pp. 375-308.
- Mentzel M., Hofmann F., Ebinger T., Jatzol B., Kinzl L. & Wachter N.J.** (2001), "Reproductibility of measuring the finger joint angle with a sensory glove." *Handchirurgie, Mikrochirurgie, Plastische Chirurgie*, vol. 33 (1), pp. 63-64.
- Meskers C.G.M., Fraterman H., Van der Helm F.C.T., Vermeulen H.M. & Rozing P.M.** (1999), "Calibration of the "Flock of Birds" electromagnetic tracking device and its application in shoulder motion studies", *Journal of Biomechanics*, vol. 32, pp. 629-633.
- Meskers C.G.M., Vermeulen H.M., De Groot J.H., Van der Helm F.C.T. & Rozing P.M.** (1998), "3D shoulder position measurements using a six-degree-of-freedom electromagnetic tracking device", *Clinical Biomechanics*, vol. 13, pp. 280-292.
- Meulenbroek R.G., Rosenbaum D.A., Jansen C., Vaughan J. & Vogt S.** (2001), "Multijoint grasping movements: Simulated and observed effects of object location, object size, and initial aperture", *Experimental Brain Research*, vol. 138 (2), pp. 219-234.
-

-
- Micera S., Cavallaro E., Belli R., Zaccone F., Gulielmelli E., Dario P., Collarini D., Martinelli B., Santin C. & Marcovich R.** (2003), "Functional assessment of hand orthopedic disorders using a sensorised glove: preliminary results", *International Conference on Robotics & Automation*, Taipei, Taiwan, pp. 2212-2217.
- Michaelsen S., Luta A., Roby-Brami A. & Levin M.** (2001), "The effect of trunk restraint on reaching movements in stroke patients", *Stroke*, vol. 32, pp. 1875-1883.
- Moberg E.** (1958), "Objective methods for determining the functional value of sensibility in the hand", *J Bone Joint Surg*, vol. 40 (B), pp. 454-476.
- Mon-Williams M. & McIntosh R.D.** (2000), "A test between two hypotheses and a possible third way for the control of prehension", *Experimental Brain Research*, vol. 134, pp. 268-273.
- Mon-Williams M., Tresilian J.R., Coppard V.L. & Carson R.G.** (2001), "The effect of obstacle position on reach-to-grasp movements", *Experimental Brain Research*, vol. 137, pp. 497-501.
- Mooradian A.D.** (1993), "Mechanisms of age related endocrine alterations", *Drugs Aging*, vol. 3, pp. 81-97.
- Morasso P.** (1981), "Spatial control of arm movements", *Experimental Brain Research*, vol. 42 (2), pp. 223-227.
- Morrison J.H. & Hof P.** (1997), "Life and death of neurones in the aging brain", *Science*, vol. 278, pp. 412-417.
- Moulias S., Guérin O., Peigne V., Moulias S., Guérin O. & Peigne V.** (2008), "Gériatrie", Elsevier Masson.
- Muybridge E.** (1887), "Animal locomotion", Reprint in Brown LS, Dover.
- Nakamura M., Miyawaki C., Matsushita N., Yagi R. & Handa Y.** (1998), "Analysis of voluntary finger movements during hand tasks by a motion analyzer", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 8, pp. 295-303.
- Napier J.R.** (1956), "The prehensile movements of the human hand", *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 38, pp. 902-913.
- Navarro-Arevalo A. & Sanchez-del-Pino M.J.** (1998), "Age and exercise-related changes in lipid peroxidation and superoxide dismutase activity in liver and soleus tissues of rats", *Mechanisms of Ageing and Development*, vol. 104, pp. 91-102.
- Nigg B.M. & Herzog W.** (1999), "Biomechanics of the musculo-skeletal system", John Wiley & Sons, Toronto.
- Nowak D.A.** (2006), "Objective evaluation of manual performance deficits in neurological movement disorders", *Brain Research Review*, vol. 51 (1), pp. 108-124.
- Palluel-Germain R.** (2004), "Planification et contrôle de la trajectoire d'un mouvement d'atteinte de cible: Influence des contraintes visuelles", *Thèse de doctorat*, Université Pierre Mendès France, Grenoble II, 168 pages.
- Parson P.A.** (1995), "Inherited stress resistance and longevity: a stress theory of aging", *Heredity*, vol. 75, pp. 216-221.
-

-
- Partipilo S., De Felice F., Renna F., Attolico G. & Distante A.** (2006), "A Natural and Effective Calibration of the CyberGlove", *Eurographics Italian Chapter Conference*, Gallo G. and Battiato S. and Stanco F. (Editors), pp. 83-89.
- Patkin M.** (1981), "Ergonomics and the surgeon", In: *Clinical science for surgeons*, Burnett, W., Butterworths, London.
- Patnaik B.K.** (1994), "Aging in reptiles", *Gerontology*, vol. 40, pp. 200-220.
- Patnaik B.K. & Mahapatro J.B.S.** (1994), "Aging in Fishes", *Gerontology*, vol. 40, pp. 113-132.
- Paulignan Y., Frack V.G., Toni I. & Jeannerod M.** (1997), "Influence of object position and size on human prehension movements", *Experimental Brain Research*, vol. 114, pp. 226-234.
- Paulignan Y. & Jeannerod M.** (1996), "Prehension movements: the visuomotor channels hypothesis revisited", In: *Hand and brain: neurophysiology and psychology of hand movements*, Academic, Orlando, pp. 265-282.
- Paulignan Y., Jeannerod M., MacKenzie C.L. & Marteniuk R.G.** (1991b), "Selective perturbation of visual input during prehension movements: 2. The effects of changing object size", *Experimental Brain Research*, vol. 87, pp. 407-420.
- Paulignan Y., MacKenzie C., Marteniuk R. & Jeannerod M.** (1990), "The coupling of arm and finger movements during prehension", *Experimental Brain Research*, vol. 79, pp. 431-435.
- Paulignan Y., MacKenzie C.L., Marteniuk R.G. & Jeannerod M.** (1991a), "Selective perturbation of visual input during prehension movements: 1. The effects of changing object position", *Experimental Brain Research*, vol. 83, pp. 502-512.
- Pawelec G., Remarque E., Barnett Y. & Solana R.** (1998), "T cells and aging", *Frontiers in Bioscience*, vol. 3 (D), pp. 59-99.
- Penta M., Arnould C., Decruynaere C., Thonnard J.-L. & Plaghki L.** (2005), "Développer et interpreter une échelle de mesure: applications du modèle de Rasch." Sprimont, Mardaga.
- Penta M., Thonnard J.L. & Tesio L.** (1998), "ABILHAND: a Rasch-built measure of manual ability", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 79 (9), pp. 1038-1042.
- Perng J.K., Fisher B., Hollar S. & Pister K.S.J.** (1999), "Acceleration sensing glove", *International Symposium on Wearable Computers table of contents*, pp. 178.
- Pignolo R.J., Martin B.G., Horton J.H., Kalbach A.N. & Cristofalo V.J.** (1998), "The pathway of cell senescence: WI-38 cells arrest in late G1 and are unable to traverse the cell cycle from a true G0 state", *experimental Gerontology*, vol. 33, pp. 67-80.
- Pinzur M.** (1985), "Surgery to achieve dynamic motor balance in adult acquired spastic hemiplegia: a preliminary report", *Journal of Hand Surgery*, vol. 10 (4), pp. 547-553.
- Pletcher S.D., Houle D. & Curtsinger J.W.** (1998), "Age-specific properties of spontaneous mutations affecting mortality in *Drosophila melanogaster*", *Genetics*, vol. 148, pp. 287-303.
- Proust J.** (1999), "Tout savoir sur la prévention du vieillissement", Editions Favre, Lausanne.
-

-
- Putz-Anderson V., Bernard B.P., Burt S.E., Cole L.L., Fairfield-Estill C., Fine L.J., Grant K.A., Gjessing C., Jenkins L., Hurrell J.J., Nelson N., Pfirman D., Roberts R., Stetson D., Haring-Sweeney M. & Tanaka S.** (1997), "Musculoskeletal Disorders and Workplace Factors: A critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back", U.S Department of Health and Human Services.
- Quam D., Williams G., Agnew J. & Browne P.** (1989), "An experimental determination of human hand accuracy with a DataGlove", *Human Factors Society 33rd Annual Meeting*, pp. 315-319.
- Raab F. & Blood E.** (1979), "Magnetic position and orientation tracking system", *Transactions on Aerospace and Electronic Systems*, vol. 15 (5), pp. 709-718.
- Ranganathan V.K., Siemionow V., V. S. & Yue G.H.** (2001), "Effects of aging on hand function", *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 49 (11), pp. 1478-1484.
- Rasch G.** (1977), "On specific objectivity: An attempt at formalizing the request for generality and validity of scientific statements." *Danish Yearbook of Philosophy*, vol. 14, pp. 58-93.
- Rezzoug N.** (2000), "Modélisation dynamique du mouvement de préhension : Assistance à la manipulation en milieu encombré", *Thèse de doctorat*, Université de Paris XI Orsay, 195 pages.
- Rezzoug N. & Gorce P.** (1999), "Dynamic control of pushing operation", *Robotica*, vol. 17 (6), pp. 613-620.
- Rezzoug N. & Gorce P.** (2000), "Manipulation d'objets en milieu encombré : application à l'assistance robotisée ", *Journal Européen des Systèmes Automatisés (Numéro spécial "Assistance technique aux personnes handicapées")*, vol. 34 (6-7), pp. 817-834.
- Rezzoug N. & Gorce P.** (2006), "Upper limb posture definition during grasping with task and environments constraints", *Lecture notes in Computer Sciences - Artificial Intelligence*, vol. 3881, pp. 212-223.
- Rezzoug N. & Gorce P.** (2008), "Prediction of fingers posture using artificial neural networks ", *Journal of Biomechanics*, vol. 41, pp. 2743-2749.
- Riancho J.A., Zarrabeitia M.T., Amado J.A., Olmos J.M. & González-Macías J.** (1994), "Age-related differences in cytokine secretion", *Gerontology*, vol. 40, pp. 8-12.
- Richards J.G.** (1999), "The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems", *Human Movement Science*, vol. 18, pp. 589-602.
- Robert L.** (1998), "Vieillesse du cerveau & démences", Nouvelle Bibliothèque Scientifique, Flammarion, France.
- Roby-Brami A., Feydy A., Combeaud M., Biryukova E.V., Bussel B. & Levin M.F.** (2003), "Motor compensation and recovery for reaching in stroke patients", *Acta Neurologica Scandinavica*, vol. 107 (5), pp. 369-381.
- Roby-Brami A., Fuchs S., Mokhtari M. & Bussel B.** (1997), "Reaching and grasping strategies in hemiparetic patients." *Motor control*, vol. 1, pp. 72-91.
- Roux E.** (2002a), "Mesure du mouvement du membre supérieur et aide à l'interprétation clinique des données ", *Thèse de doctorat*, Université de Valenciennes et du Hainaut, 156 pages.
-

-
- Roux E., Bouilland S., Godillon-Maquinghen A.-P. & Bouttens D.** (2002b), "Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis", *Journal of Biomechanics*, vol. 35, pp. 1279-1283.
- Roy E., Weir P. & Leavitt J.** (1996), "Constraints on prehension: a framework for studying the effects of aging", In: *Change in sensory motor behavior in aging*, Amsterdam, pp. 279-314.
- Sabes P.N. & Jordan M.I.** (1997), "Obstacle avoidance and a perturbation sensitivity model for motor planning", *Journal of Neuroscience*, vol. 17 (18), pp. 7119-7128.
- Saling M., Alberts J., Stelmach G. & Bloedel J.** (1998), "Reach-to-grasp movements during obstacle avoidance", *Experimental Brain Research*, vol. 118, pp. 251-258.
- Saling M., Stelmach G.E., Mescheriakov S. & Berger M.** (1996), "Prehension with trunk assisted reaching", *Behavioural Brain Research*, vol. 80, pp. 153-160.
- Santello M. & Soechting J.F.** (1998), "Gradual Molding of the Hand to Object Contours", *Journal of Neurophysiology*, vol. 79, pp. 1307-1320.
- Schlesinger G.** (1919), "Der mechanische aufbau der kunstlichen glieder", In: *Ersatzglieder und Arbeitshilfen für Kriegsbeschädigte und Unfallverletzte*, Borchard, pp. 321-699*.
- Schmidt R., Disselhorst-Klug C., Silny J. & Rau G.** (1999), "A markerbased measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions", *Journal of Biomechanics*, vol. 32, pp. 615-621.
- Schuit A.J.** (2006), "Physical activity, body composition and healthy ageing", *Science & Sports*, vol. 21, pp. 209-213.
- Seidler-Dobrin R.D., He J. & Stelmach G.E.** (1998), "Coactivation to reduce variability in the elderly", *Motor control*, vol. 2 (4), pp. 314-330.
- Shiffman L.M.** (1992), "Effects of aging on adult hand function", *American Journal of Occupational Therapy*, vol. 46 (9), pp. 785-792.
- Shim J.K., Lay B., Zatsiorsky V.M. & Latash M.L.** (2004), "Age-related changes in finger coordination in static prehension task", *Journal of Applied Physiology*, vol. 97, pp. 213-224.
- Shimomura Y., Iwanaga K., Harada H. & Katsuura T.** (2000), "Development and evaluation of the measurement system for the human shoulder joint based on the 6 DOF kinematic modelling." *Journal of Physiological anthropology and Applied Human Science*, vol. 19 (1), pp. 43-51.
- Sies H.** (1997), "Oxidative stress: oxidants and antioxidants", *Experimental Physiology*, vol. 82 (2), pp. 291-295.
- Skerik S., Weiss M. & Flatt A.E.** (1971), "Functional evaluation of congenital hand anomalies. Part.1", *American Journal of Occupational Therapy*, vol. 25 (2), pp. 98-104.
- Skvarilova B. & Plevkova A.** (1996), "Range of joint motions of the adult hand", *Acta Chirurgiae Plasticae*, vol. 38 (2), pp. 67-71.
- Slocum D.B. & Pratt D.R.** (1946), "Disability evaluation for the hand", *Journal of Bone Joint Surgery*, vol. 28, pp. 491-501.
-

-
- Smeets J.B. & Brenner E.** (1999), "A new view on grasping", *Motor control*, vol. 3, pp. 237-271.
- Smeets J.B. & Brenner E.** (2001), "Independent movements of the digits in grasping", *Experimental Brain Research*, vol. 139, pp. 92-100.
- Smeets J.B., Brenner E. & Biegstraaten M.** (2002), "Independent control of the digits predicts an apparent hierarchy of visuomotor channels in grasping", *Behavioural Brain Research*, vol. 136, pp. 427-432.
- Soderkvist I. & Wedin P.A.** (1993), "Determining the movements of the skeleton using well-configured markers." *Journal of Biomechanics*, vol. 26, pp. 1473-1477.
- Sohal R.S., Mockett R.J. & Orr W.C.** (2002), "Mechanisms of aging: an appraisal of the oxidative stress hypothesis", *Free Radical Biology and Medicine*, vol. 33 (5), pp. 575.
- Sollerman C.** (1980), "Grip function of the hand. Analysis evaluation and a new test method." *Thèse de doctorat*, University of Goteborg, xxx pages.
- Sollerman C. & Ejeskär A.** (1995), "Sollerman hand function test", *Journal of Hand Surgery*, vol. 29, pp. 167-176.
- Spangler E.L. & Ingram D.K.** (1996), "Utilisation of the rats as a model of mammalian aging: impact of pathology on behaviour", *Gerontology*, vol. 42, pp. 301-311.
- Sperling L.** (1980), "Evaluation of upper extremity function in 70-year-old men and women", *Journal of Rehabilitation Medicine*, vol. 12 (4), pp. 139-144.
- Steenbergen B., Marteniuk R.G. & L.E. K.** (1995), "Achieving coordination in prehension: Joint freezing and postural contributions", *Journal of Motor Behavior*, vol. 27 (4), pp. 333-348.
- Stelmach G.E., Castiello U. & Jeannerod M.** (1994), "Orienting the finger opposition space during prehension movements", *Journal of Motor Behavior*, vol. 26 (2), pp. 178-186.
- Tavernier-Vidal B. & Mourey F.** (1991), "Les processus du vieillissement", In: Réadaptation et perte d'autonomie physique chez le sujet âgé. La régression psychomotrice, Frison-Roche.
- Taylor C.L.** (1948), "Patterns of hand prehension in common activities." Engineering Prothetics Research, Technical Report 3.
- Teasdale N., Bard C., Fleury M., Young D.E. & Proteau L.** (1993), "Determining movement onsets from temporal series", *Journal of Motor Behavior*, vol. 25 (2), pp. 97-106.
- Theves C.** (2006), "Recherche de mutations ponctuelles de l'ADN mitochondrial dans l'os pour une détermination de l'âge", *Thèse de doctorat*, Université Paul Sabatier, 249 pages.
- Thies S.B., Tresadern P., Kenney L., Howard D., Goulermas J.Y., Smith C. & Rigby J.** (2006), "Comparison of linear accelerations from three measurement systems during "reach & grasp"", *Medical Engineering & Physics*, vol. 29, pp. 967-972.
- Thoman M.L. & Weigle W.O.** (1989), "The cellular and subcellular bases of immunosenescence", *Advances in Immunology*, vol. 46, pp. 221-261.
- Tiffin J.** (1948), "The purdue pegboard: Norms and studies of reliability and validity", *Journal of Applied Physiology*, vol. 32, pp. 234-247.
-

-
- Timmann D., Stelmach G.E. & Bloedel J.R.** (1996), "Grasping component alterations and limb transport", *Experimental Brain Research*, vol. 108 (3), pp. 486-492.
- Toshinai K., Oh-ishi S., Kizaki T., Ookawara T., Haga S. & Ohno H.** (1997), "Effect of swimming training on antioxidant enzymes in kidney of young and old mice", *Research Communications in Molecular Pathology & Pharmacology*, vol. 95, pp. 259-274.
- Tresilian J.** (1998), "Attention in action or obstruction of movement? A kinematic analysis of avoidance behavior in prehension", *Experimental Brain Research*, vol. 120, pp. 352-368.
- Van Bergen E., Van Swieten L.M., Williams J.H. & Mon-Williams M.** (2007), "The effect of orientation on prehension movement time", *Experimental Brain Research*, vol. 178 (2), pp. 180-193.
- Van de Kamp C. & Zaal F.T.J.M.** (2007), "Prehension is really reaching and grasping", *Experimental Brain Research*, vol., pp.
- Van Lankveld W., Van't Pad Bosch P., Bakker J., Terwindt S., Franssen M. & Van Riel P.** (1996), "Sequential occupational dexterity assessment (SODA): a new test to measure hand disability", *Journal of hand therapy*, vol. 9 (1), pp. 27-32.
- Vanel O.** (1996), "Etude dynamique du contrôle postural", *Thèse de doctorat*, Université Paris Sud 243 pages.
- Veldpaus F.E., Woltring H.J. & Dortmans L.J.** (1988), "A least-squares algorithm for the equiform transformation from spatial marker co-ordinates", *Journal of Biomechanics*, vol. 21 (1), pp. 45-54.
- Viidik A. & Skalicky M.** (1997), "Influence of physical exercise on old rats: changes in patterns of spontaneous activity and connective tissues", *Aging* vol. 9, pp. 64-72.
- Vincent W.** (1999), "Statistics in kinesiology", Human Kinetics, Champaign.
- Viviani P. & Schneider R.** (1991), "A developmental study of the relationship between geometry and kinematics in drawing movements", *Journal of Experimental Psychology*, vol. 17, pp. 198-218.
- Viviani P. & Terzuolo C.** (1982), "Trajectory determines movement dynamics", *Neuroscience*, vol. 7, pp. 431-437.
- Wade D.T., Langton-Hewer R., Wood V.A., Skilbeck C.E. & Ismail H.M.** (1983), "The hemiplegic arm after stroke: measurement and recovery." *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, vol. 46 (6), pp. 521-524.
- Wang J.S. & Stelmach G.E.** (1998a), "Coordination among the body segments during reach-to-grasp action involving the trunk", *Experimental Brain Research*, vol. 123, pp. 346-350.
- Wang J.S. & Stelmach G.E.** (2001), "Spatial and temporal control of trunk assisted prehensile actions", *Experimental Brain Research*, vol. 136, pp. 231-240.
- Wang X., Maurin M., Mazet F., Maia N.C., Voinot K., Verriest J.P. & Fayet M.** (1998b), "Three-dimensional modelling of the motion range of axial rotation of the upper arm", *Journal of Biomechanics*, vol. 31, pp. 899-908.
-

-
- Weir P.L., MacKenzie C.L., Marteniuk R.G. & Cargoe S.L.** (1991a), "Is object texture a constraint on human prehension?: kinematic evidence", *Journal of Motor Behavior*, vol. 23 (3), pp. 205-210.
- Weir P.L., MacKenzie C.L., Marteniuk R.G., Cargoe S.L. & Frazer M.B.** (1991b), "The effects of object weight on the kinematics of prehension", *Journal of Motor Behavior*, vol. 23 (3), pp. 192-204.
- Wells P.G., Kim P.M., Laposa R.R., Nicol C.J., Parman T. & Winn L.M.** (1997), "Oxidative damage in chemical teratogenesis", *Mutation Research*, vol. 396, pp. 65-78.
- Welsh T.N., Elliott D. & Weeks D.J.** (1999), "Hand deviations toward distractors: Evidence for response competition", *Experimental Brain Research*, vol. 127, pp. 207-212.
- Wing A.M., Haggard P. & Flanagan J.R.** (1996), "Hand and Brain ", Academic Press, San Diego.
- Winter D.A.** (1990), "Biomechanics and Motor Control of Human Movement (2nd Ed)", Wiley interscience.
- Wise S., Gardner W., Sabelman E., Valainis E., Wong Y., Glass K., Drace J. & Rosen J.** (1990), "Evaluation of a Fiber Optic Glove for Semi-automated Goniometric Measurements." *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 27 (4), pp. 411-424.
- Wood P.H.** (1980), "Comment mesurer les conséquences de la maladie : la classification internationale des infirmités, incapacités, handicaps", *Chronique de l'Organisation Mondiale de la Santé*, vol. 34, pp. 400-405.
- Woodward K.L.** (1993), "The relationship between skin compliance, age, gender, and tactile discriminative thresholds in humans", *Somatosensory Motor Research*, vol. 10 (1), pp. 63-67.
- Woodworth R.W.** (1899), "The accuracy of voluntary movement", *Psychological Review*, vol. 3, pp. 1-119*.
- Wu G., Van der Helm F.C.T., Veeger H.E.J., Makhsoose M., Van Roy P., Angling C., Nagelsh J., Kardunai A.R., McQuadej K., Wang X., Wernerl F.W. & Buchholz B.** (2005), "International Society of Biomechanics recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion. Part II: shoulder, elbow, wrist and hand", *Journal of Biomechanics*, vol. 38, pp. 981-992.
- Zaal F.T. & Bootsma R.J.** (1993), "Accuracy demands in natural prehension", *Human Movement Science*, vol. 12, pp. 339-345.
- Zaal F.T., Bootsma R.J. & Van Wieringen P.** (1998), "Coordination in prehension. Information-based coupling of reaching and grasping." *Experimental Brain Research*, vol. 119, pp. 427-435.
- Zimmerman T.G., Lanier J., Blanchard C., Bryson S. & Harvill Y.** (1987), "A hand gesture interface device", *Association for Computing Machinery Special Interest Group on Computer-Human Interaction Bulletin*, vol. 18 (4), pp. 189 -192.

* Articles non disponibles, donné à titre d'information.



Annexes

Annexe I

Procédure d'extraction du mouvement "Aller" sur Matlab.

```
% Boucle qui traite l'ensemble des essais pour le sujet choisi
for I = 1:m
    Matrice = csvread([Pathname, Listetri(I)],8);

% Création et application de la procédure de filtrage (type Butterworth)
fe = 64; fc = 6;
[b,a]=butter(2,(fc/0.802)/(fe/2));
Marqueurs = filtfilt(b,a,Matrice);

% Procédure de coupure des essais.

% Récupération de la phase allée du mouvement de préhension.
PoiX= Marqueurs(:,24);
PoiY= Marqueurs(:,25);
PoiZ= Marqueurs(:,26);
Poi=[PoiX PoiY PoiZ];

% Calcul de la vitesse du poignet (Dérivé des positions) suivant les 3 axes
Vpoi = diff(Poi);

% Calcul de l'évolution de la vitesse globale du poignet
for u = 1:length(Vpoi)
    VPoi(u) = (Vpoi(u,1).^2 + Vpoi(u,2).^2 + Vpoi(u,3).^2)^(0.5);
End
VPOI = VPoi';
VPOI = [VPOI;VPOI(end,:)];

% Le début du mouvement correspond à 5% de la vitesse maximale du poignet
% Vintermediaire permet de rechercher la vitesse apres le 100ieme point
afin %d'eviter de prendre en compte un eventuel artefact au début du
mouvement.
Vintermediaire = VPOI(100:length(VPOI));
VPOImax = max(Vintermediaire);
VPOIdebut = 0.05 * VPOImax;

% Extraction de la phase de transport avec la fonction extraction pour
%l'ensemble des marqueurs
indextransportPOI = extrac_max_y_temps(Poi, VPOI, VPOIdebut);
Transp(I).marqueurs = Marqueurs(indextransportPOI,:);

% Normalisation des déplacements sur 101 points
Transp(I).norm = normalise(Transp(I).marqueurs,101);
Tpsmvt = Tpstotal(indextransportPOI);
Tpszero = Tpsmvt-Tpsmvt(1);
Tpsnorm(:,I) = normalise(Tpszero',101);

% Creation d'une matrice 3D contenant les déplacements normalisées de tous
% les marqueurs.
MatriceIntermediaire(:, :, I) = Transp(I).norm;
Mnorm=[Tpsnorm(:,I) Transp(I).norm];
csvwrite([Pathname, 'Coupe\Coup_', Listetri(I)], Mnorm);

end
```

Annexe II

Grille d'évaluation du test Abilhand (Ordre n°1).

ABILHAND – Manual Ability Measure				
French version				
Patient _____		Date _____		
Quelle est la DIFFICULTE des activités suivantes?	Impossible	Difficile	Facile	?
1. Tourner les pages d'un livre				
2. Fermer la tirette d'un pantalon				
3. Eplucher des oignons				
4. Tailler un crayon				
5. Utiliser une cuillère				
6. Utiliser un tournevis				
7. Prendre une canette				
8. Décapsuler une bouteille				
9. Se limer les ongles				
10. Prendre une pièce de monnaie sur une table				
11. Fermer une porte				
12. Se laver la figure				
13. Peler des pommes de terre avec un couteau				
14. Fermer un robinet				
15. Boutonner un pantalon				
16. Utiliser un téléphone à touches				
17. Ouvrir un bocal				
18. Se couper les ongles				
19. Allumer une radio				
20. Ouvrir un paquet de chips				
21. Allumer une lampe				
22. Se peigner les cheveux				
23. Ouvrir une tablette de chocolat				
24. Enfoncer un clou avec un marteau				
25. Remplacer une ampoule				
26. Introduire une disquette dans un lecteur				
27. Préparer de la pâte à crêpes				
28. Tartiner une tranche de pain avec du beurre				

order 1

ABILHAND – Manual Ability Measure
French version

Patient _____

Date _____

	Quelle est la DIFFICULTE des activités suivantes?	Impossible	Difficile	Facile	?
29.	Compter des billets de banque				
30.	Se laver les mains				
31.	Utiliser une agrafeuse				
32.	Remonter le ressort de la montre				
33.	Tourner une clé dans une serrure				
34.	Allumer une télévision				
35.	Se brosser les cheveux				
36.	Dessiner				
37.	Sonner à une porte				
38.	Déposer un verre d'eau sur une table				
39.	Boire un verre d'eau				
40.	Boutonner une chemise				
41.	Enfiler une aiguille				
42.	Couper de la viande				
43.	Manger un sandwich				
44.	Utiliser un stylo à 4 couleurs d'une seule main				
45.	Se moucher				
46.	Emballer des cadeaux				
47.	Fermer la tirette d'une veste				
48.	Fermer une pression (veste, sac, ...)				
49.	Ecrire une phrase				
50.	Casser des noisettes				
51.	Serrer un boulon				
52.	Ouvrir du courrier				
53.	Taper à la machine				
54.	Etaler le dentifrice				
55.	Prendre de la monnaie dans la poche				
56.	Se brosser les dents				



Publications

Publications personnelles.

Reuves internationales avec comité de lecture

Geronimi M. & Gorce P. (2007), Biomechanical analysis of the movement of prehension with obstacle: comparative study between elderly subjects and adults, *AMSE-journals, Modelling, Measurement and Control (C)*, Vol. 67 (Supp: Handicap 2006), pp. 137-147.

Reuves nationales avec comité de lecture

Geronimi M. & Gorce P. (2008), Effet du vieillissement sur la "composante de saisie" lors de mouvement de préhension avec obstacle, *Sciences et Technologies pour le handicap*, vol. 2/1, pp. 55-67.

Résumés publiés dans des revues internationales à comité de lecture

Geronimi M. & Gorce P. (2008), Comparative angular variations between adult and elderly in prehension movement with obstacle *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* (Impact factor: 0,779), Vol. 11 (S1 2008), pp. 103-104, (Présentation orale, 33^{ème} Congrès Annuel de la Société de Biomécanique, Compiègne, France).

Geronimi M. & Gorce P. (2007), Aging effect on kinematics during prehension movement with obstacle, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* (Impact factor: 0,779), vol. 10 (1), (Poster, XXXII^{ème} Congrès Annuel de la Société de Biomécanique, Lyon).

Geronimi M., Gorce P. (2007) Aging effect on movement of prehension with obstacle, *Journal of Biomechanics* (Impact factor: 2,897), Vol. 40 (Supp. 2), pp. S168 (*International Society of Biomechanics XXI Congress, Taipei, Taiwan*).

Geronimi M. & Gorce P. (2006), Biomechanical study on obstacle characteristics and prehension parameters interaction *Journal of Biomechanics* (Impact factor: 2,897), Vol. 39, Supp 1, p S482, (Poster, 5th World Congress of Biomechanics, Munich, Allemagne).

Conférences internationales avec comite de lecture et publication d'actes

Geronimi M. & Gorce P. (2007), Aging reaching in obstacle avoidance conditions, 1^{ere} conférence internationale sur l'accessibilité et les systèmes de suppléance aux personnes en situations de handicaps, Toulouse, France (Présentation orale).

Geronimi M. & Gorce P. (2007), Prehension movement evaluation of elderly persons for Assistive Technology, 9th European Conference for the Advancement of Assistive Technology in Europe, San Sebastian, Espagne (Présentation orale).

Geronimi M. & Gorce P. (2007), Aging effect investigation on prehension movement with obstacle for accessibility applications, First international conference on Information and Communication Technology and Accessibility, Hammamet, Tunisie (Poster).

Geronimi M. & Gorce P. (2006), 3-D Motion analyse used in prehension study: Interactions with obstacle properties, Ninth International Symposium on the 3D Analysis of Human Movement, Valenciennes, France (Poster).

Geronimi M. & Gorce P. (2005), Effet des propriétés intrinsèques d'un obstacle sur le mouvement de prehension, 11^{eme} Congrès International de l'ACAPS, Paris, France (Poster).

Conférences nationales avec comite de lecture et publication d'actes

Geronimi M. & Gorce P. (2008), Effet du vieillissement sur la composante de saisie lors de mouvements de préhension avec obstacle, *Handicap 2008*, Paris, France, Ed. Cépaduès, pp. 151-155 (Présentation orale).

Geronimi M. & Gorce P. (2006), Réponses des sujets âgés face à des situations de préhension avec obstacle comparées à des sujets adultes, *Handicap 2006*, Paris (Présentation orale).

Conférences nationales

Geronimi M. & Gorce P. (2007), Vieillissement et préhension, *Entretiens Handi-USTV, 2^{eme} journées scientifiques euroméditerranéennes*, Toulon, France (Présentation orale).

Résumé

L'objectif général de cette thèse est d'observer, d'un point de vue biomécanique, comment le vieillissement agit sur le mouvement de préhension et en particulier lorsque celui-ci est perturbé par la présence d'obstacle. Pour cela, le gant de données Cyberglove et le système optoélectronique Vicon ont été utilisés conjointement dans deux protocoles expérimentaux pour recueillir les données relatives aux mouvements du tronc, du membre supérieur et de la main lors d'un geste complexe de préhension. Dans un premier temps, l'effet des propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle a été testé chez des sujets adultes où les modalités de taille, de distance et de position variaient afin d'observer l'influence de l'environnement sur le mouvement. Nos résultats confirment que la présence d'un obstacle modifie la cinématique des composantes de "transport" et de "saisie". Cependant, la variation des propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle a peu d'effet sur les paramètres spatio-temporels ce qui suggère un contrôle global du mouvement. Dans un deuxième temps, une population composée d'adultes et de personnes âgées a été comparée afin de considérer l'effet de l'âge sur la fonction de préhension en présence d'obstacle. Nos résultats montrent que les propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle affectent plus particulièrement les mouvements des personnes âgées qui se caractérisent par une augmentation de la durée de mouvement, une modification des profils angulaires et une augmentation de la variabilité comparés à ceux des adultes. L'utilisation de stratégies motrices spécifiques aux personnes âgées impliquant de manière prépondérante le tronc et l'élévation du bras semble leur permettre de compenser leur déficit de mobilité.

Mots Clés : *Biomécanique, Mouvement de préhension, Évitement d'obstacle, Vieillesse, Système optoélectronique Vicon, Gant de données Cyberglove.*

Abstract

The aim of the present work is to observe, in a biomechanical analysis, how aging influences reach-to-grasp movements in the presence of an obstacle. To carry out the research, Cyberglove and Vicon optoelectronic system have been jointly used in two experimental protocols to collect data related to the movements of the trunk, of the upper limb, and of the hand during complex grasping tasks. Firstly, in order to observe the influence of environment on the movement, the effect of the intrinsic and extrinsic properties of the obstacle is tested with adult subjects in conditions where the size, the distance, and the position varied. Our results confirm that the presence of an obstacle modifies the kinematics of the "reaching" and "grasp" components. However, the variation of the intrinsic and extrinsic properties of the obstacle has little effect on the space-time parameters which suggests a global control of the movement. Secondly, a population composed of adults and elderly people is compared to consider the effect of age on the manual function in the presence of obstacle. Our results show that the intrinsic and extrinsic properties of the obstacle affect more specifically the movements of elderly people. These differences are characterized by an increase in the movement duration, a modification of joint profiles and an increase in the variability compared to the adults. Specific strategies of elderly people using additional trunk flexion and arm elevation seem to enable them to compensate for their deficit of mobility.

Key words: *Biomechanics, Movement of prehension, Obstacle avoidance, Aging, Vicon optoelectronic system, Cyberglove.*