

UNIVERSITE du SUD TOULON – VAR

THESE

pour l'obtention du titre de

DOCTEUR de L'UNIVERSITE du SUD TOULON – VAR

Discipline : **SCIENCES DU MOUVEMENT HUMAIN**

Spécialité : **Biomécanique**

présentée par

Julien JACQUIER-BRET

Analyse biomécanique du mouvement de préhension contraint et altéré : indices quantitatifs de la gestion de la redondance motrice

Préparée au Laboratoire HandiBio (EA 4322)
Laboratoire de Biomodélisation et Ingénierie des Handicaps

Soutenue le XX. Le jury composé de :

Patrick LACOUTURE	Professeur, Université de Poitiers	<i>Rapporteur</i>
François PRINCE	Professeur, Université de Montréal	<i>Rapporteur</i>
Marie-Christine HOBATHO	Professeur, Université de Technologie de Compiègne	<i>Examineur</i>
Philippe PUDLO	Maître de conférences, Université de Valenciennes	<i>Examineur</i>
Philippe GORCE	Professeur, Université du Sud Toulon–Var	<i>Co-Directeur</i>
Nasser REZZOUG	Maître de conférences, Université du Sud Toulon–Var	<i>Co-Directeur</i>

UNIVERSITE du SUD TOULON – VAR

THESE

pour l'obtention du titre de

DOCTEUR de L'UNIVERSITE du SUD TOULON – VAR

Discipline : **SCIENCES DU MOUVEMENT HUMAIN**

Spécialité : **Biomécanique**

présentée par

Julien JACQUIER-BRET

Analyse biomécanique du mouvement de préhension contraint et altéré : indices quantitatifs de la gestion de la redondance motrice

Préparée au Laboratoire HandiBio (EA 4322)
Laboratoire de Biomodélisation et Ingénierie des Handicaps

Soutenue le XX. Le jury composé de :

Patrick LACOUTURE	Professeur, Université de Poitiers	<i>Rapporteur</i>
François PRINCE	Professeur, Université de Montréal	<i>Rapporteur</i>
Marie-Christine HOBATHO	Professeur, Université de Technologie de Compiègne	<i>Examineur</i>
Philippe PUDLO	Maître de conférences, Université de Valenciennes	<i>Examineur</i>
Philippe GORCE	Professeur, Université du Sud Toulon–Var	<i>Co-Directeur</i>
Nasser REZZOUG	Maître de conférences, Université du Sud Toulon–Var	<i>Co-Directeur</i>

Remerciements

Je suis très heureux de pouvoir profiter de cette partie pour remercier l'ensemble des personnes (la liste est longue) qui ont contribué à la réalisation de ce travail.

A mes quatre membres de jury.

Professeur **François Prince** et professeur **Patrick Lacouture**, je vous remercie d'avoir accepté d'évaluer ce travail en tant que rapporteur. Connaissant votre renommée nationale et internationale, c'est un honneur de vous avoir dans mon jury. Vous adresser ce travail de thèse est pour moi une heureuse opportunité de me confronter au regard de mes pairs. Je vous remercie par avance de toutes les remarques constructives que vous pourrez m'apporter et qui me permettront sans aucun doute de progresser dans le milieu de la recherche expérimentale.

Professeur **Marie-Christine Ho Ba Tho** et maître de conférence **Philippe Pudlo**, je vous remercie tout particulièrement d'avoir accepté d'être présents en tant qu'examineurs de ce travail de thèse. Connaissant votre implication dans le domaine de la biomécanique, votre présence dans mon jury ne rendra que plus constructive l'évaluation de mon travail.

A mes deux co-directeurs de thèse, **Nasser Rezzoug et Philippe Gorce**, qui ont grandement apporté leur participation à ce travail. Merci à tous les deux d'avoir cru en mes capacités et rendu possible l'accomplissement de ce travail, j'espère avoir été à la hauteur. Plus particulièrement, Philippe, travailler avec toi a été un grand plaisir et une grande satisfaction personnelle, autant sur le plan scientifique que sur le plan humain. Tes conseils m'ont permis d'avancer et de progresser tout au long de ces trois ans et comme tu le sais, je n'oublierai jamais et saurai te remercier à la hauteur de ce que tu mérites. Nasser, tous ces jours passés à travailler à tes côtés m'ont appris énormément de choses, autant sur le plan méthodologique que sur les aspects plus théoriques et fondamentaux. Tu as toujours répondu présent quand j'avais besoin de toi et tu as toujours su m'apporter les réponses dont j'avais besoin pour avancer. J'ai également beaucoup apprécié les moments qu'on a partagé en dehors des heures de travail. Pour tout cela, je te dis un grand merci et comme pour Philippe, je saurai m'en souvenir et ferai en sorte te rendre à ma manière ce que tu as fait pour moi.

A mes amis du laboratoire HandiBio. **Marie** pour ton aide et ta présence au cours de ce travail, ce fut un plaisir de partager le bureau avec toi. **Maxime**, merci pour les bons moments qu'on a passé tous les deux au bâtiment Z', j'ai apprécié ta compagnie, j'espère qu'elle pourra continuer. **Nicolas**, merci pour tes conseils techniques sur toutes les questions que j'ai pu te poser et merci de me supporter au quotidien, j'apprécie beaucoup ta compagnie et j'espère que notre amitié durera encore longtemps. Bon courage pour la fin de ta thèse, je suis avec toi. **Elodie, Mathieu, Vincent, Guillaume, Frédéric**, merci pour les discussions que j'ai pu avoir avec vous autant sur le travail que sur d'autres sujets. Je vous souhaite à tous un bon travail et bonne réussite pour les mois à venir.

Au personnel et à tous les enseignants du bâtiment K. Je vous remercie tous pour votre contribution au bon déroulement de ce travail, autant d'un point de vue administratif qu'au niveau des enseignements. Je tiens également à remercier messieurs **Jacques Crémieux** et **Pierre Fontanari**, directeur et directeur adjoint de l'UFR STAPS de l'Université du sud Toulon, pour m'avoir permis d'enseigner au sein de la structure en tant que moniteur. Un merci particulier à **Brigitte** et **Sonia** pour leur aide et leur implication dans les différents événements qui ont eu lieu au cours de ma thèse.

Un infini merci à mes **parents**, mon **parrain**, ma **petite sœur** et toute ma **famille** pour la présence, la compréhension, l'accompagnement et le soutien qu'ils ont su m'apporter tout au long de mon parcours. Vous m'avez grandement aidé et ce travail est aussi un peu le vôtre.

Enfin, merci à toi **Aurélié** pour ta présence, ta patience et ton soutien que tu as su me témoigner à ta façon.

Sommaire

INTROCUCTION GENERALE	1
CHAPITRE I. LES COORDINATIONS MOTRICES DU MEMBRE SUPERIEUR.....	6
I.1. INTRODUCTION	6
I.2. ANATOMIE DU MEMBRE SUPERIEUR.....	7
I.2.A. OSTEOLOGIE.....	7
I.2.B. ARTHROLOGIE	9
I.2.B.a. L'épaule.....	9
I.2.B.b. Le coude.....	10
I.2.B.c. Le poignet	10
I.2.B.d. Les doigts.....	11
I.2.C. SYNTHESE.....	11
I.3. LA REDONDANCE MOTRICE.....	11
I.4. GESTION DE LA REDONDANCE PAR LE SYSTEME NERVEUX CENTRAL	14
I.4.A. LES MODELES SIMPLIFICATEURS.....	14
I.4.A.a. Gel des degrés de liberté	14
I.4.A.b. Association des degrés de liberté.....	16
I.4.B. PRINCIPE D'OPTIMALITE ET REDONDANCE	16
I.4.C. LES SYNERGIES	18
I.4.D. LA NOTION D'ABONDANCE MOTRICE	19
I.5. INDICES QUANTITATIFS D'EVALUATION DE LA COORDINATION ET DES SYNERGIES... 19	
I.5.A. PARTAGE DES DEGRES DE LIBERTE	20
I.5.B. FLEXIBILITE / STABILITE	22
I.6. GESTION DE LA REDONDANCE DANS LE CADRE DE LA MODELISATION.....	24
I.6.A. PSEUDO INVERSE DE LA MATRICE JACOBIENNE	26
I.6.B. METHODES D'OPTIMISATION	30
I.6.C. METHODES BASEES SUR LES RESEAUX NEURONAUX	30
I.6.D. SYNTHESE	31
I.7. LES PARAMETRES BIOMECANIQUES DES MOUVEMENTS DU MEMBRE SUPERIEUR LORS DU GESTE DE PREHENSION.....	32
I.7.A. ROLE DE LA POSTURE INITIALE	32
I.7.B. LES VARIABLES BIOMECANIQUES CONTROLEES	32
I.7.B.a. Espace musculaire : théorie du point d'équilibre.....	32
I.7.B.b. Espace des tâches et espace articulaire.....	33
I.7.B.b.1 L'espace des tâches.....	35
I.7.B.b.2 L'espace articulaire	35
I.7.B.b.3 Influence de la nature de la tâche sur l'espace de planification.....	36
I.7.C. IMPORTANCE DE LA POSTURE FINALE	38
I.7.D. RESUME.....	39
I.8. LA PREHENSION CHEZ L'HOMME.....	39

I.8.A. DESCRIPTION : DEUX COMPOSANTES	39
I.8.B. RELATION ENTRE LES COMPOSANTES	40
<i>I.8.B.a. Indépendance des composantes</i>	40
<i>I.8.B.b. Interdépendance des composantes</i>	41
<i>I.8.B.c. Une approche alternative de la préhension</i>	42
I.9. EFFET D'UN OBSTACLE SUR LES COORDINATIONS MOTRICES DU MEMBRE SUPERIEUR	43
I.9.A. MODIFICATION DES COMPOSANTES DE TRANSPORT ET DE SAISIE	43
I.9.B. INFLUENCE D'UN FRANCHISSEMENT D'OBSTACLE SUR LES COORDINATIONS MOTRICES	45
I.10. COORDINATION MOTRICE CHEZ LE SUJET ATTEINT D'UNE LESION MEDULLAIRE	48
I.10.A. DEFINITION DE LA TETRAPLEGIE	48
I.10.B. DEFICIT ET INCAPACITE	49
I.10.C. ANALYSE DU MOUVEMENT CHEZ LE SUJET TETRAPLEGIQUE	50
<i>I.10.C.a. Paramètres électromyographiques</i>	51
<i>I.10.C.b. Paramètres cinématiques</i>	53
I.11. SYNTHESE ET CONCLUSION	56
CHAPITRE II. MOYENS DE MESURES ET EVALUATION DES PARAMETRES	59
II.1. INTRODUCTION	59
II.2. LES INDICES DE COORDINATION MOTRICE	59
II.2.A. LE CONCEPT DE L'UNCONTROLLED MANIFOLD	59
<i>II.2.A.a. La stabilité</i>	59
II.2.A.a.1 La stabilité d'un corps en l'absence de mouvement	59
II.2.A.a.2 La stabilité dynamique	60
<i>II.2.A.b. L'Uncontrolled Manifold ou UCM</i>	61
II.2.A.b.1 Définition	61
II.2.A.b.2 Les différentes étapes	61
II.2.A.b.2.i Choix des variables élémentaires	61
II.2.A.b.2.ii Choix de la variable de performance	62
II.2.A.b.2.iii Création d'un modèle linéaire du système	62
II.2.A.b.2.iv Décomposition de la variance : V_{UCM} et V_{ORT}	63
II.2.B. LA MANIPULABILITE	63
II.2.C. SYNTHESE	65
II.3. LA MESURE DU MOUVEMENT	65
II.3.A. LE CONTEXTE DE TRAVAIL	65
II.3.B. LES SYSTEMES DE MESURES DU MOUVEMENT HUMAIN	66
<i>II.3.B.a. Les différents systèmes de mesures</i>	66
II.3.B.a.1 Les systèmes à base de capteurs	67
II.3.B.a.1.i Les goniomètres	67
II.3.B.a.1.ii Les accéléromètres	68
II.3.B.a.1.iii Les capteurs électromagnétiques	69
II.3.B.a.2 Les systèmes basés sur la vision	69
II.3.B.a.2.i Les chronogrammes et les caméras vidéos	70
II.3.B.a.2.ii Les systèmes optoélectroniques	70
<i>II.3.B.b. Synthèse</i>	72
II.4. MODELE DU MEMBRE SUPERIEUR	74
II.4.A. MODELE ANATOMIQUE RETENU	74

II.4.B. IMPLEMENTATION DU MODELE ANATOMIQUE POLY-ARTICULE.....	75
II.5. EVALUATION DES INDICES DE COORDINATION.....	79
II.5.A. EVALUATION DES PARAMETRES LIES A L'HYPOTHESE UCM	79
II.5.B. EVALUATION DE LA MANIPULABILITE	82
II.6. CONCLUSION	84
CHAPITRE III. PROTOCOLE EXPERIMENTAL 1 : EVALUATION DE LA COORDINATION ARTICULAIRE LORS D'UN MOUVEMENT DE PREHENSION – EFFET D'UNE CONTRAINTE SPATIALE.....	86
III.1. INTRODUCTION	86
III.2. OBJECTIF	86
III.3. PRESENTATION DU PROTOCOLE EXPERIMENTAL	88
III.3.A. LES SUJETS.....	88
III.3.B. LE SYSTEME DE MESURE OPTOELECTRONIQUE VICON.....	88
III.3.B.a. Présentation	88
III.3.B.b. Calibrage	89
III.3.B.c. Placement des marqueurs et définition des repères	90
III.3.B.d. Précision de mesure et reproductibilité	91
III.3.C. DISPOSITIF EXPERIMENTAL	92
III.3.D. ANALYSE DES DONNEES.....	94
III.3.D.a. Filtrage des données.....	94
III.3.D.b. Normalisation du mouvement.....	95
III.3.D.c. Calcul des angles articulaires	96
III.3.D.c.1 Procédure de calcul	96
III.3.D.c.2 Utilisation des marqueurs techniques	98
III.3.D.d. Uncontrolled Manifold	99
III.3.D.e. Variables dépendantes.....	99
III.3.D.f. Analyse statistique.....	100
III.3.D.g. Résumé du protocole	100
III.4. RESULTATS	101
III.4.A. ANALYSE CINEMATIQUE DE LA PHASE DE TRANSPORT	101
III.4.B. SYNTHESE DE L'ANALYSE CINEMATIQUE	104
III.4.C. ANALYSE UCM	104
III.4.C.a. Structure de la variance.....	105
III.4.C.b. Effet du temps	105
III.4.C.c. Effet de l'obstacle.....	106
III.4.C.d. Effet d'interaction.....	107
III.4.C.d.1 Résultats pour V_{UCM}	107
III.4.C.d.2 Résultats pour V_{ORT}	109
III.4.C.e. Ratio des variances	110
III.4.D. SYNTHESE DE L'ANALYSE UCM	111
III.4.E. ANALYSE DE LA MANIPULABILITE.....	112
III.4.E.a. Effet du temps.....	112
III.4.E.b. Effet de l'obstacle.....	114
III.4.E.c. Effet d'interaction	114
III.4.F. SYNTHESE DE L'ANALYSE DE LA MANIPULABILITE.....	115
III.5. DISCUSSION.....	116

III.5.A. LA STRUCTURE DE LA VARIABILITE ARTICULAIRE.....	116
III.5.B. IMPLICATION EN TERMES DE PLANIFICATION ET DE CONTROLE DU MOUVEMENT DU MEMBRE SUPERIEUR	118
III.5.C. L'APPORT DE LA MANIPULABILITE DANS L'ANALYSE DES SYNERGIES.....	119
III.6. CONCLUSION.....	121
CHAPITRE IV. PROTOCOLE EXPERIMENTAL 2 : EVALUATION DES COORDINATIONS MOTRICES DU MEMBRE SUPERIEUR LORS D'UN MOUVEMENT ALTERE.....	123
IV.1. INTRODUCTION.....	123
IV.2. OBJECTIF.....	123
IV.3. PRESENTATION DU PROTOCOLE EXPERIMENTAL.....	124
IV.3.A. LES SUJETS.....	124
IV.3.B. LE MATERIEL.....	126
<i>IV.3.B.a. Le système de mesure électromagnétique : Flock of Bird.....</i>	<i>126</i>
IV.3.B.a.1 Présentation.....	126
IV.3.B.a.2 Placement des capteurs.....	127
IV.3.B.a.3 Calibrage et capture.....	127
<i>IV.3.B.b. L'enregistrement électromyographique (EMG) de surface.....</i>	<i>128</i>
IV.3.B.b.1 Présentation.....	128
IV.3.B.b.2 Choix des muscles.....	128
IV.3.B.b.3 Placement des électrodes.....	129
IV.3.C. DISPOSITIF EXPERIMENTAL.....	130
IV.3.D. ANALYSE DES DONNEES.....	133
<i>IV.3.D.a. Normalisation du mouvement.....</i>	<i>133</i>
<i>IV.3.D.b. Les angles articulaires.....</i>	<i>133</i>
IV.3.D.b.1 Estimation de la précision de mesure.....	134
IV.3.D.b.2 Calcul des centres articulaires.....	134
IV.3.D.b.3 Calcul des angles articulaires.....	137
<i>IV.3.D.c. Calcul de l'activation musculaire.....</i>	<i>139</i>
IV.3.D.c.1 Méthode.....	139
IV.3.D.c.2 Reproductibilité.....	139
<i>IV.3.D.d. Variables dépendantes.....</i>	<i>142</i>
<i>IV.3.D.e. Analyse statistique.....</i>	<i>142</i>
<i>IV.3.D.f. Résumé du protocole.....</i>	<i>143</i>
IV.4. RESULTATS.....	144
IV.4.A. L'ELECTROMYOGRAPHIE.....	144
IV.4.B. SYNTHESE DES RESULTATS EMG.....	147
IV.4.C. ANALYSE CINEMATIQUE.....	147
<i>IV.4.C.a. Temps de mouvement et instant relatif de saisie.....</i>	<i>147</i>
<i>IV.4.C.b. Hauteur maximale du poignet.....</i>	<i>148</i>
<i>IV.4.C.c. Vitesse maximale du poignet et instant relatif d'apparition.....</i>	<i>148</i>
<i>IV.4.C.d. Les amplitudes articulaires.....</i>	<i>150</i>
IV.4.D. SYNTHESE DE L'ANALYSE CINEMATIQUE.....	154
IV.4.E. ANALYSE UCM.....	155
<i>IV.4.E.a. Structure de la variance.....</i>	<i>155</i>
<i>IV.4.E.b. Effet de l'orientation de la saisie.....</i>	<i>155</i>
<i>IV.4.E.c. Effet de la distance de saisie.....</i>	<i>157</i>
<i>IV.4.E.d. Effet du temps.....</i>	<i>157</i>
<i>IV.4.E.e. Effet d'interaction distance x temps.....</i>	<i>157</i>

IV.4.E.f. Ratio des variances	158
IV.4.F. SYNTHÈSE DE L'ANALYSE UCM.....	158
IV.4.G. ANALYSE DE LA MANIPULABILITE	160
IV.4.G.a. Effet du groupe	160
IV.4.G.b. Effet de la distance.....	160
IV.4.G.c. Effet de l'orientation	161
IV.4.G.d. Effet du temps	161
IV.4.G.e. Effet d'interaction groupe x orientation.....	161
IV.4.G.f. Effet d'interaction groupe x temps.....	162
IV.4.H. SYNTHÈSE DE L'ANALYSE DE LA MANIPULABILITE	163
IV.5. DISCUSSION	163
IV.5.A. ACTIVITÉ MUSCULAIRE AU COURS DE LA TÂCHE DE PRÉHENSION	163
IV.5.B. SIMILITUDES ET DIFFÉRENCES DE LA CINÉMATIQUE DU MOUVEMENT	165
IV.5.C. UTILISATION DE CONFIGURATIONS ARTICULAIRES ÉQUIVALENTES.....	166
IV.5.D. UTILISATION DE L'UCM DANS LE CADRE CLINIQUE	167
IV.5.E. ÉVALUATION DE LA MANIPULABILITE	168
IV.6. CONCLUSION	169
CONCLUSION GÉNÉRALE	171
BIBLIOGRAPHIE.....	176
PUBLICATIONS PERSONNELLES	195

Introduction générale

Introduction générale

Simplement descriptive puis de plus en plus approfondie grâce aux développements techniques et technologiques, l'analyse biomécanique du mouvement a permis l'apport depuis quelques dizaines d'années de nouveaux éléments dans la compréhension des mécanismes de fonctionnement et de contrôle du mouvement humain. Ces connaissances ont été utilisées dans le but de développer de nouveaux outils de modélisation et de simulation se rapprochant de plus en plus des caractéristiques du genre humain. En particulier, des applications dans le domaine clinique ont vu le jour pour l'aide au diagnostic, la conception d'aide technique (prothèses, assistances robotisées...) ou bien l'évaluation fonctionnelle des patients. De plus, les secteurs d'activités qui ont bénéficié de ces avancées sont très variés allant de l'ergonomie, à la robotique médicale et de réhabilitation en passant par l'animation numérique.

La première grande fonction étudiée dans le cadre de l'analyse biomécanique du mouvement humain a été la marche, mode de locomotion par excellence de l'humain. Du fait de la stature debout, la libération du membre supérieur a considérablement augmenté les possibilités d'interaction entre l'homme et son environnement. Dans ce contexte, la préhension constitue une catégorie de mouvements très intéressante pour étudier ces interactions. De ce fait, elle est l'objet de nombreux travaux expérimentaux. Les premiers d'entre eux se sont attachés à décrire les différentes composantes de ce mouvement volontaire dirigé vers un but afin d'en dégager les grands principes ainsi que les éventuelles relations entre les différents paramètres. Les premiers résultats ont permis la formulation d'hypothèses relatives à l'organisation et au contrôle de ce type de mouvement au niveau des centres supérieurs situés dans le cerveau (Jeannerod, 1981, 1984; Hoff et Arbib, 1993; Haggard et Wing, 1995).

On ne peut que s'émerveiller des vastes capacités de mouvements des chaînes articulaires du corps humain composées de plusieurs segments reliés entre eux par des articulations complexes elles mêmes traversées par de nombreux muscles. En particulier, on observe que pour obtenir une même attitude de l'organe terminale de la chaîne (exemple : la main ou le

ped) il existe une infinité de combinaisons angulaires possibles. Cette propriété, appelée *la redondance*, a donné lieu à un ensemble de travaux ayant pour but de compléter les connaissances existantes en matière de contrôle du mouvement (Gelfand et Tsetlin, 1966; Bernstein, 1967). La question sous jacente à toutes ces études peut être formulée de la manière suivante : Comment le système nerveux central gère-t-il et organise-t-il l'ensemble des degrés de liberté à sa disposition pour produire et contrôler un mouvement spécifique ? Cette interrogation implique de ne plus se limiter simplement à l'étude de la partie distale de la chaîne, comme par exemple l'analyse de la trajectoire du poignet complétée par celle de la formation de la pince pour les mouvements de préhension, mais à toute sa structure c'est à dire l'ensemble des segments et de leurs liaisons.

Cette seconde approche sera le fil conducteur de ce mémoire. Sa contribution se situera à deux niveaux. Dans un premier temps, l'objectif sera de caractériser la coordination des différents segments et degrés de libertés du membre supérieur lors d'un mouvement de préhension réalisé chez le sujet valide. Pour cela, deux indices d'évaluation seront utilisés. Le premier est basé sur une théorie récente qui traite de la notion de synergie (la théorie de l'« uncontrolled manifold » ou UCM) et le second, issu de la robotique, permet de caractériser la « dextérité » de la chaîne cinématique. Ces deux indices permettent de faire le lien entre les variations des angles articulaires du tronc et du bras et la tâche à réaliser, en l'occurrence amener la main à proximité de l'objet à saisir pour ensuite pouvoir le manipuler. De ce fait, en plus d'avoir des informations descriptives du mouvement, cette analyse permet d'obtenir des données quantitatives sur la sollicitation et l'organisation des différents degrés de liberté mobilisés. La seconde partie, quant à elle, consistera à étudier les modifications de ces coordinations motrices dans deux conditions particulières répondant chacune à un objectif distinct. Dans le premier cas, le mouvement sera perturbé par la présence d'un obstacle à franchir placé sur la trajectoire de l'objet à saisir. Cette situation expérimentale viendra enrichir la précédente dans le but de fournir des informations supplémentaires sur le contrôle du mouvement. Dans le second cas, la tâche sera réalisée par des patients présentant une déficience motrice du membre supérieur. Dans ce cadre expérimental, l'analyse des coordinations motrices sera envisagée comme un outil possible d'évaluation fonctionnelle des patients, pouvant servir à la fois d'aide au diagnostic et au suivi des effets des programmes de réhabilitation.

Dans ce but, ce travail est décomposé en quatre chapitres abordant chacun une partie spécifique de l'étude des coordinations segmentaires et motrices. Le **chapitre I** introduira les thèmes importants pour la suite de cette analyse. La composition anatomique et fonctionnelle du membre supérieur qui constituera la chaîne articulaire considérée tout au long de l'étude sera présentée. En second lieu, une analyse bibliographique sera proposée afin de préciser les notions utilisées telles que la redondance, le principe d'optimalité et les synergies. Nous aborderons ensuite les indices permettant de les évaluer. La partie suivante traitera spécifiquement du mouvement de préhension, détaillant ses principales phases et caractéristiques. Enfin, nous aborderons les cadres particuliers testés afin d'étudier le mouvement contraint en présence d'un obstacle et les gestes de préhension chez les sujets souffrant d'une déficience motrice du membre supérieur. Une synthèse regroupera alors l'ensemble des aspects importants à considérer au cours du travail.

Le **chapitre II** sera consacré à la présentation des indices d'évaluation des coordinations motrices du membre supérieur retenus dans le cadre de notre travail à savoir l'hypothèse de « l'Uncontrolled Manifold », ou UCM (Scholz et Schoner, 1999) et la manipulabilité (Yoshikawa, 1985). Les concepts ainsi que les différentes étapes nécessaires à leur mise en place et à leur utilisation sont abordés de manière détaillée. Dans une seconde partie nous présenterons les matériels utilisés en adéquation avec les contraintes inhérentes aux expérimentations. Enfin, après une présentation du modèle biomécanique poly-articulé du membre supérieur que nous avons retenu pour notre étude, nous décrirons en détail l'évaluation des paramètres considérés afin de préparer au mieux la partie expérimentale de ce travail.

Le **chapitre III** présente la première étude expérimentale menée au cours de ce travail. Elle répond au premier objectif fixé au début du mémoire, en d'autres termes évaluer d'une part les synergies et coordinations articulaires du membre supérieur lors d'un mouvement de préhension et, d'autre part, l'effet sur ces paramètres de la présence d'une contrainte matérialisée par un obstacle. L'analyse conduite exploite les principes de l'UCM et de la manipulabilité. Après une description détaillée du protocole expérimental, de la manière dont les données ont été acquises et comment celles-ci ont été analysées, les différents résultats obtenus sont présentés en deux parties. Une première est dédiée à l'analyse cinématique (trajectoires linéaires de points caractéristiques du membre supérieur et angulaires) du

mouvement de préhension et des modifications engendrées sur ces paramètres par la présence d'un obstacle. La seconde se focalise sur la quantification à proprement parlé des synergies et coordinations articulaires au travers de l'évolution au cours du mouvement des indices UCM et de manipulabilité présentés dans le chapitre précédent.

Le **chapitre IV** est dédié à la présentation de la seconde étude expérimentale menée au cours de ce travail. Elle consiste à évaluer les synergies et les coordinations articulaires du membre supérieur lors d'un mouvement de préhension en présence d'une déficience motrice, en se focalisant sur des patients atteints de tétraplégie. En complément des données cinématiques, la considération de paramètres électromyographiques (EMG) nous permettent d'obtenir des informations supplémentaires sur l'organisation du mouvement. Après une description de la manière dont les données ont été acquises puis traitées, les différents résultats obtenus sont présentés en trois parties. Une première est dédiée à l'analyse EMG de plusieurs muscles du membre supérieur. Une seconde analyse concerne la cinématique du mouvement (trajectoires linéaires de points caractéristiques du membre supérieur et angulaires). Enfin, nous abordons dans la troisième partie la quantification à proprement parlé des synergies et coordinations articulaires au travers de l'évolution au cours du mouvement en des indices UCM et de manipulabilité présentés dans le chapitre II.

Enfin dans le cadre de la conclusion générale, nous proposerons une synthèse de nos résultats qui nous permettra de détailler les perspectives ouvertes par ce travail.

Chapitre I

Chapitre I

Gestion de la redondance articulaire lors des mouvements du membre supérieur

I.1. Introduction

Le but de ce chapitre est de présenter le contexte de l'étude développée dans ce mémoire qui concerne l'utilisation d'indices quantitatifs afin de caractériser la coordination du membre supérieur lors du geste de préhension. Dans une première partie, nous rappelons la structure osteo-articulaire du membre supérieur afin de souligner sa richesse fonctionnelle. Ensuite, au travers d'une recherche bibliographique, nous nous proposons de définir rigoureusement les différentes notions relatives à la coordination motrice qui sont importantes pour la suite de notre exposé telles que la redondance, le principe d'optimalité et les synergies. En particulier, nous envisageons les différentes techniques permettant leur évaluation au travers d'indices quantitatifs. Ainsi, nous exposons la théorie de l'« Uncontrolled Manifold » et les indices de coordinations issus de la robotique qui nous semblent pertinents. Par la suite, outre l'exposé des paramètres biomécaniques importants lors du geste de préhension, nous nous focalisons sur l'application à deux types de mouvements particuliers : le mouvement de préhension en présence d'un obstacle et lors d'une altération motrice chez le sujet tétraplégique afin d'évaluer les modifications de la coordination par rapport à des conditions contrôlées. Lors de cette présentation, nous insisterons sur l'intérêt de la quantification de la coordination aussi bien chez le sujet valide que le sujet atteint d'une déficience motrice. Enfin, après la synthèse de l'étude bibliographique, nous présentons les indices de coordination adoptés qui sont issus du domaine du contrôle moteur mais aussi de la robotique et leur évaluation lors de mouvement de préhension en présence d'une contrainte extrinsèque et chez le sujet souffrant d'une lésion médullaire.

I.2. Anatomie du membre supérieur

I.2.A. Ostéologie

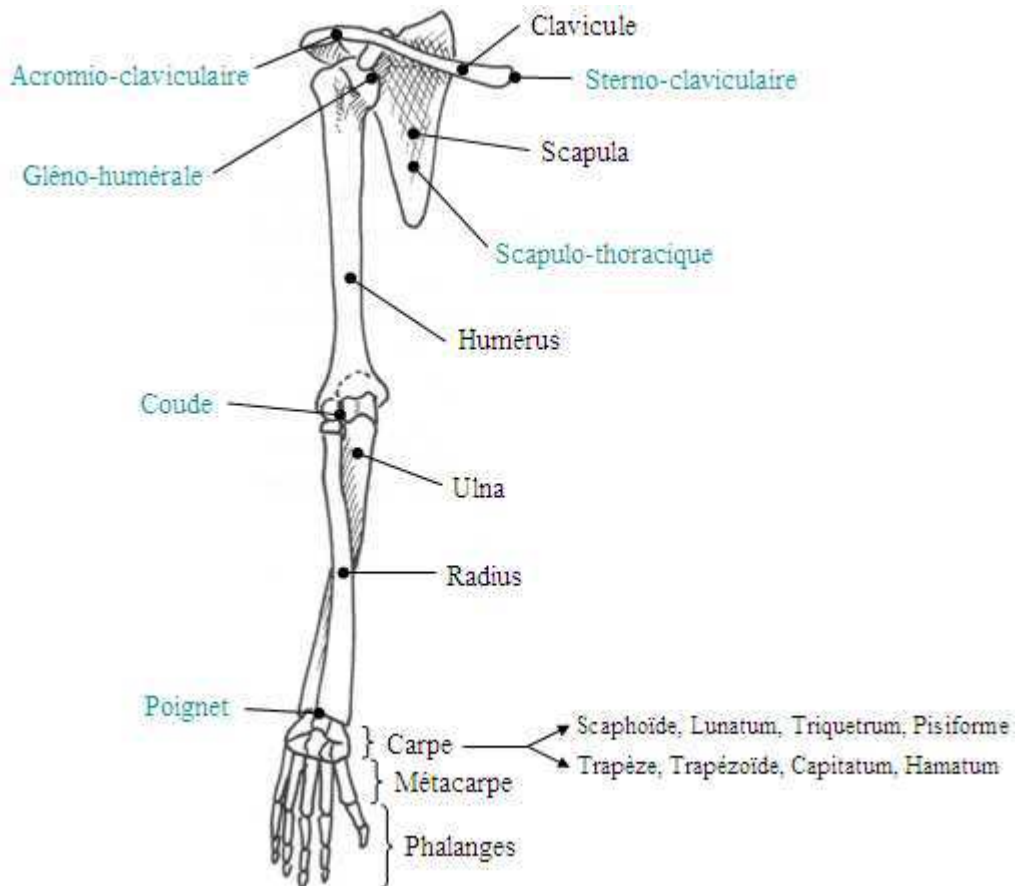
La redondance articulaire est le résultat de la structure anatomique complexe du membre supérieur. Celui-ci est composé des trois segments : le bras, l'avant-bras et la main (figure I.1). Il s'articule avec le tronc par l'intermédiaire de la ceinture scapulaire, composée de la clavicule et de la scapula. La clavicule est un os long, pair et non symétrique en forme de S italique. Elle se trouve sur la partie supérieure et antérieure du thorax entre le sternum à la scapula. Celle-ci est un os plat, pair et non symétrique de forme triangulaire se trouvant sur la partie supérieure et postérieure du thorax. Elle présente une surface articulaire de type sphéroïde répondant à la tête de l'humérus, l'os du bras, ainsi que des excroissances osseuses, le processus coracoïde et l'épines qui donnent insertion à plusieurs muscles.

L'humérus est également un os long, pair et non symétrique formant le squelette du bras. Son extrémité supérieure s'articule avec la scapula. Au niveau distal, il présente deux surfaces articulaires : la trochlée qui répond à l'incisure trochléaire de l'ulna, et le capitatum qui répond à la fovea de la tête du radius. Ces deux os sont des os longs, pairs et non symétriques formant le squelette de l'avant-bras. L'ulna se trouve du côté médial et est relativement fixe. Le radius se trouve au niveau latéral et représente la partie mobile de l'avant-bras. Il permet le mouvement de pronation supination en pivotant autour de l'ulna. Ces deux os s'articulent au niveau distal avec la première rangée des os du carpe.

Enfin la main est décomposée en trois parties. Le carpe, la partie la plus proximale, est composé de deux rangées de quatre os plats, pairs et non symétriques formant un ensemble compact et peu mobile. La première rangée est composée des os scaphoïde, lunatum, triquetrum et pisiforme qui s'articulent avec les os de l'avant-bras. La seconde rangée est composée des os trapèze, trapézoïde, capitatum et hamatum, qui s'articulent avec la seconde partie de la main, les métacarpes. Ce sont des petits os longs, pairs et non symétriques au nombre de cinq, un pour chaque doigts. Ils sont numérotés de un à cinq en partant de celui du pouce et sont indépendants les uns des autres. Ils s'articulent au niveau distal avec les phalanges, dernière partie de la main. Ce sont aussi des petits os longs, pairs et non symétriques qui forment le squelette des doigts.

Anatomie du membre supérieur

Vue antérieure (os, articulation)



Ostéologie			Arthrologie			
Os	Caractéristiques	Segment	Articulation	Type	Ddl	Mouvement
Scapula	Os plat, forme triangulaire, palpable	Tronc	<u>Epaule</u> Gléno-humérale	Sphéroïde	3	Flexion/Extension Adduction/Abduction Rotation axiale
Clavicule	Os long, forme de S italique, palpable					
Humérus	Os long	Bras	<u>Coude</u> Huméro-ulnaire	Trochléenne	1	Flexion/Extension
Radius	Os long, squelette latéral, mobile	Avant-bras				
Ulna	Os long, squelette médial			Radio-ulnaire	Trochoïde	1
Carpe	8 os courts, 2 rangés	Main	<u>Poignet</u> Radio-carpienne	Condylienne ovoïde	2	Flexion/Extension Abduction/Adduction
Métacarpe	5 os longs, 1 par doigt					
Phalanges	Petits os longs : 3 pour les quatre doigts longs 2 pour le pouce					

Figure I.1 : Schéma synthétique de l'anatomie du membre supérieur (Dufour, 2002).

Les quatre doigts longs se composent de trois phalanges : proximale, intermédiaire et distale. Le pouce ne présente que deux phalanges, la proximale et la distale.

I.2.B. Arthrologie

Les articulations sont des zones particulières se trouvant à la jonction de deux ou plusieurs segments. Il en existe plusieurs types. En fonction de la forme et de la nature des surfaces articulaires en contact, différents mouvements d'un segment par rapport à l'autre sont possibles. Chaque possibilité de mouvement d'une articulation est assimilée à ce que l'on appelle un degré de liberté (ddl). Kamina (Kamina, 1990) propose une synthèse des différents types d'articulations que l'on retrouve au niveau du membre supérieur (figure I.2).

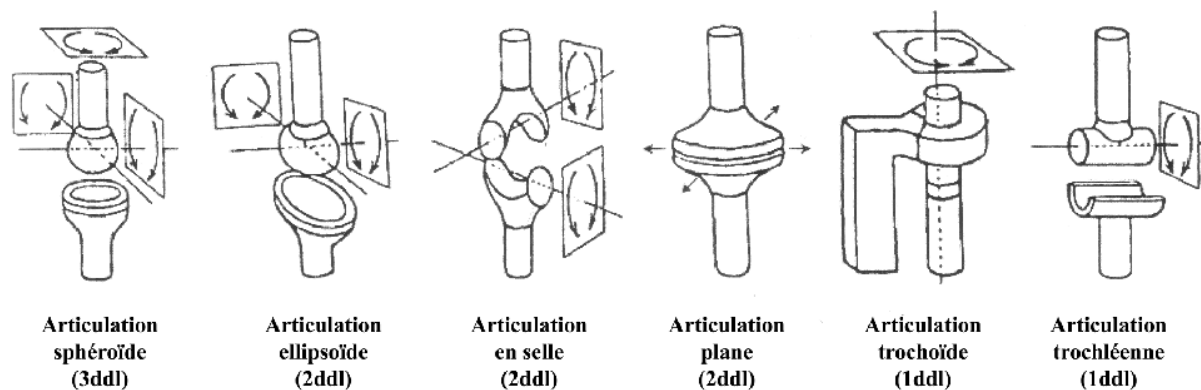


Figure I.2 : Synthèse des différents types d'articulations du membre supérieur (Kamina, 1990).

I.2.B.a. L'épaule

L'épaule est à la fois l'articulation la plus complexe du corps humain et celle qui offre les plus grandes possibilités de mouvement. Elle se compose de quatre points mobiles distincts :

- L'articulation sterno-claviculaire : c'est une articulation en selle se trouvant à la jonction de la clavicule et du sternum. Elle présente deux axes de rotations, un vertical et un antéropostérieur.
- L'articulation acromio-claviculaire : elle est de type arthroïde dont les surfaces articulaires planes sont juxtaposées l'une contre l'autre sans aucun emboîtement. Cette forme autorise une mobilité dans toutes les directions mais du fait de la présence de nombreux ligaments dans cette région, les possibilités de mouvements sont faibles.

- L'articulation scapulo-thoracique : elle se caractérise par un espace de glissement planaire de la scapula sur la cage thoracique. Cette articulation est qualifiée de fausse articulation.
- L'articulation gléno-humérale : c'est l'articulation propre du membre supérieur. Elle unit la tête de l'humérus et la cavité glénoïde de la scapula et est de type sphéroïde autorisant trois degrés de liberté en rotation.

I.2.B.b. Le coude

Le coude est l'articulation se trouvant entre le bras et l'avant-bras, mettant en jeu l'humérus, le radius et l'ulna. Deux types d'articulations sont combinés. L'articulation huméro-ulnaire est composée de la trochlée de l'humérus et de l'incisure trochléaire de l'ulna qui forme une liaison de type trochléenne n'offrant qu'un seul ddl en flexion. L'articulation huméro-radiale est une énarthrose de type sphéroïde permettant trois rotations. Cependant, du fait de la liaison radio-ulnaire de type trochoïde, la troisième rotation n'est pas permise. De ce fait seules la flexion et la rotation axiale (pronation/supination) sont autorisées.

I.2.B.c. Le poignet

Le poignet fait la liaison entre les deux os de l'avant-bras et la main. Il est composé de plusieurs articulations du fait de la complexité anatomique du carpe (huit petits os de forme cubiques disposés en deux rangés). L'articulation radio-carpienne est la partie principale de l'articulation du poignet et se situe entre la surface articulaire de l'extrémité distale du radius et les surfaces articulaires des os scaphoïde, lunatum et pyramidal, situés sur la première rangée du carpe. Elle est de type condylienne, ou en selle, ce qui offre deux ddl en rotation, une flexion extension et une abduction adduction appelée déviation radio-ulnaire. Du fait de l'aspect relativement compact du carpe et des métacarpes, seulement de faibles mouvements sont permis entre les différents éléments. Au niveau fonctionnel, cette région est considérée comme immobile. Une exception est faite au niveau du pouce qui présente des mouvements d'opposition par rapport aux quatre autres doigts.

I.2.B.d. Les doigts

Les articulations au niveau des doigts sont de deux types. Au niveau métacarpo-phalangien, la jonction est de type ellipsoïde autorisant deux DDLs en rotation (flexion et abduction/adduction). Les articulation inter-phalangiennes quant à elles sont de type trochléenne et n'autorisent que la flexion.

I.2.C. Synthèse

Le membre supérieur présente donc une structure anatomique complexe entraînant, du fait du nombre de degrés de liberté impliqués, un surplus d'informations lors de la réalisation d'une trajectoire dans l'espace. On nomme cette propriété du système la redondance articulaire. Initié par les travaux de Bernstein (Bernstein, 1967), plusieurs chercheurs se sont intéressés à la façon dont le système nerveux central gère cette redondance. Après avoir définie de manière précise cette propriété, nous proposons dans la suite de ce chapitre de décrire les différentes théories liées à la gestion de cette redondance et les différents indices permettant de caractériser la coordination des différents degrés de liberté lors d'un geste de préhension et de pointage.

I.3. La redondance motrice

On peut aborder la notion de redondance d'un système complexe en considérant la relation entrée-sortie qui le caractérise. Il est alors possible de distinguer deux types de variables :

1. la variable d'état représentée par le vecteur θ qui décrit l'état interne du système.
2. La variable de performance x qui caractérise la sortie du système et donc d'une certaine manière la tâche exécutée.

Dans le cadre du mouvement humain, les angles articulaires ou degrés de liberté sont assimilés aux variables d'états du système alors que les trajectoires des différents segments ou les directions de mouvement peuvent être considérés comme les variables de performance associées à la tâche. Le fonctionnement du système peut alors se modéliser au travers de la fonction f qui, appliquée à la variable d'état θ , produit une valeur pour la variable de performance x :

$$\mathbf{x} = f(\boldsymbol{\theta}) \quad (\text{I.1})$$

La fonction f est appelée transformée directe ou modèle direct du système. La relation qui permet d'obtenir $\boldsymbol{\theta}$ à partir de \mathbf{x} notée f^{-1} est appelée transformée ou modèle inverse.

$$\boldsymbol{\theta} = f^{-1}(\mathbf{x}) \quad (\text{I.2})$$

On note par n la dimension minimum du vecteur d'état (nombre de degrés de liberté) permettant de faire la description du système et par m la dimension du vecteur représentant la variable de performance. Les solutions du modèle inverse f^{-1} sont très fortement liées aux valeurs relatives de n et m . En effet, plusieurs cas de figures sont envisageables figure (I.3) :

- $n = m$: la dimension de la variable d'état est égale à celle de la variable de performance. Dans ce cas, étant donné \mathbf{x} , il existe un nombre fini de vecteurs solutions $\boldsymbol{\theta}$ qui satisfont l'équation du modèle inverse (figure I.2B) :
- $n < m$: la dimension de la variable d'état est inférieure à celle de la variable de performance. Dans ce cas, le modèle inverse n'a généralement pas de solution (figure I.2A). On dit alors que le système est « sur déterminé » car il comporte moins d'inconnues que d'équations. Il est à noter cependant que dans certains cas une solution approchée basée sur la méthode des moindres carrés puisse être envisagée.
- $n > m$: la dimension de la variable d'état est supérieure à celle de la variable de performance. Dans ce cas le modèle inverse peut admettre une infinité de solutions car il comporte plus d'inconnues que d'équations (figure I.2C). On dit alors que le système est « sous-déterminé » ou **redondant**.

Ainsi, un système est dit redondant ou sous déterminé, lorsque la dimension de la variable d'état $\boldsymbol{\theta}$ est supérieure à la dimension du vecteur de la variable de performance \mathbf{x} notée m . Il en découle que le modèle inverse admet une infinité de solutions. On évalue le degré de redondance comme le résultat de la différence $n-m$.

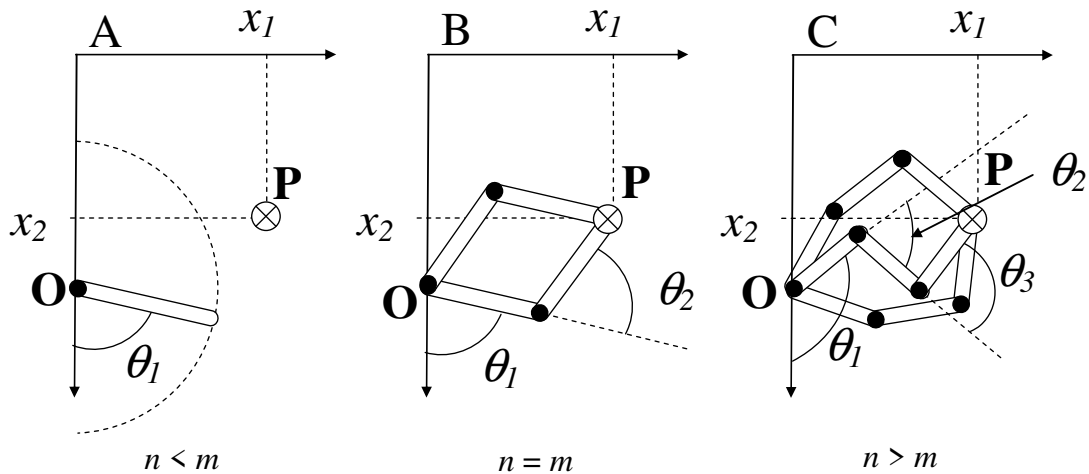


Figure I. 2 : Le pendule 2D articulé comme illustration des différentes classes de systèmes. La variable d'état est représentée par les angles articulaires θ_i ($i = 1 \dots n$) et la variable de performance par un point 2D à atteindre de coordonnées x_j ($j = 1 \dots m$). A : $n = 1$ et $m = 2$: ce système sur déterminé n'admet pas de solution exacte, il n'existe pas d'angle articulaire permettant à l'extrémité de la chaîne d'atteindre la cible. B : $n = 2$ et $m = 2$, il existe un nombre fini (2) de combinaisons des angles articulaires permettant l'atteinte de la cible. C : $n = 3$ et $m = 2$ système redondant (ou sous déterminé), il existe une infinité de combinaisons des angles articulaires permettant d'atteindre la cible.

On peut considérer que le membre supérieur est un système redondant du point de vue cinématique quand on considère une tâche de pointage ou de saisie. En effet, on modélise classiquement le membre supérieur comme une chaîne poly-articulée ayant 7 degrés de liberté (Wang et al., 1998; Wang, 1999; Maurel et Thalmann, 2000; Tolani et al., 2000a; Wu et al., 2005). La variable de performance correspond à l'attitude de la main et donc le système est redondant de degré 1 (7 DDLs - 6 inconnues). Il en résulte qu'on peut associer une infinité de combinaisons des angles articulaires qui vont placer la main dans la position désirée. Il apparaît bien sûr, du fait des limites articulaires anatomiques, que certaines solutions théoriques ne soient pas réalistes.

Il semble donc que la redondance du système musculo-squelettique explique en partie pourquoi nous pouvons exécuter de manière flexible les tâches motrices. Une question importante est alors de savoir comment le système nerveux central (SNC) gère cette surabondance de DDLs par rapport à la tâche motrice considérée. Ainsi, dans la section suivante, nous allons envisager quel est l'intérêt de la redondance et les différentes théories relatives à sa gestion par le SNC. Nous nous focaliserons plus particulièrement sur la redondance cinématique qui est l'objet principal traité dans ce travail.

I.4. Gestion de la redondance par le système nerveux central

Le précurseur de l'étude de la redondance est sans conteste N.A. Bernstein qui dès la moitié du 20^{ème} siècle s'est interrogé sur la gestion par le SNC de l'ensemble des degrés de liberté impliqués. Il soulève alors une question fondamentale concernant les mécanismes et les critères qui président au choix d'une solution donnée parmi l'infinité de solutions possibles. Cette question a donné lieu à de nombreuses hypothèses de contrôle et de gestion de cette redondance motrice.

Deux approches différentes émergent alors sur cette question : dans un cas la redondance est perçue comme une difficulté à résoudre pour le contrôle du mouvement du moins au début d'un apprentissage (Yang et Scholz, 2005). Dans une seconde approche, la redondance est vue comme un atout qui offre une grande flexibilité lors de l'exécution d'une tâche motrice (Scholz et Schoner, 1999; Scholz et al., 2000; Latash et al., 2007).

I.4.A. Les modèles simplificateurs

Ces classes de modèles partent du principe que l'excès de degrés de liberté pose un problème pour le SNC. Ce dernier tente de simplifier au maximum le contrôle en diminuant le nombre de degrés de liberté indépendants soit par élimination en limitant le mouvement ou par combinaison en les associant ensemble.

I.4.A.a. Gel des degrés de liberté

Certains modèles qui se sont intéressés à l'organisation des configurations articulaires au cours de la réalisation de mouvement ont émis l'hypothèse qu'au début d'un apprentissage le nombre d'informations que doit gérer le système nerveux est trop important. De ce fait les structures centrales chercheraient à réduire ce nombre en simplifiant le contrôle. Une des hypothèses envisagée consiste à geler certains degrés de liberté, c'est-à-dire, à fixer leur valeur au cours du temps par une augmentation de la raideur articulaire (Bernstein, 1967). Cette notion d'élimination des DDLs est considérée lors de l'apprentissage moteur et comprend 3 phases :

1. Initialement, un nombre de DDLs réduit au minimum afin de permettre un premier apprentissage,

2. Une levée graduelle des restrictions conduisant à l'incorporation progressive de tous les DDLs,
3. Finalement, une utilisation de la dynamique de la chaîne articulaire et un couplage avec l'environnement que Bernstein dénomme les « phénomènes réactifs » (Bernstein, 1967, p 109). On peut donner en exemple l'exploitation de la gravité ou l'élasticité de la barre lors d'une activité gymnique (Delignières et al., 1998).

Certaines études ont mis en évidence cet effet lors de tâches d'apprentissage dans le cadre de différentes tâches motrices telles que l'écriture (Newell et van Emmerik, 1989) l'apprentissage du ski sur simulateur (Newell et van Emmerik, 1989; Konczak et al., 2009) ou en présence de contraintes particulières comme le stress (Higuchi et al., 2002). Notamment, Newell et van Emmerik (1989) ont montré que lors de l'écriture avec la main non dominante (condition assimilée à un début d'apprentissage) les amplitudes de mouvement au niveau du coude et du poignet sont très faibles, l'essentiel du geste s'effectuant au travers des mouvements de l'épaule. Ainsi, ces auteurs suggèrent une évolution proximo-distale avec une implication plus grande des articulations près du tronc. Au fur et à mesure de l'apprentissage les DDL seraient libérés afin d'optimiser le mouvement avec une plus grande flexibilité. Dans ce cas le terme de gel (« freezing ») et libération (« freeing ») des degrés de liberté est souvent utilisé.

D'autres études ont tenté de mettre en évidence ce phénomène dans le cadre des mouvements d'atteinte et de saisie. Par exemple, Steenbergen et collaborateurs (Steenbergen et al., 1995) étudient un mouvement de saisie d'une tasse pleine ou vide avec le bras dominant ou non dominant. Les résultats ont montré que l'amplitude des mouvements de l'épaule et du coude sont réduits en fonction de la contrainte suggérant qu'une limitation du mouvement de certains degrés de liberté comme solution initiale. D'autres études ont néanmoins nuancé ces résultats. En effet il a été suggéré que les degrés de liberté peuvent être impliqués en nombre croissant ou décroissant selon la complexité et les contraintes de la tâche (Mitra et al., 1998; Newell et Vaillancourt, 2001). De plus, des résultats sont en contradiction avec la mise en évidence de la réduction de la variabilité du mouvement des articulations lors de l'accomplissement d'actes moteurs par des personnes expertes, lors de l'utilisation d'un violon notamment (Konczak et al., 2009).

I.4.A.b. Association des degrés de liberté

Dans le cadre de mouvements de pointage en direction d'une cible, certaines études proposent l'hypothèse selon laquelle les solutions sont incluses dans un sous espace de dimension inférieure à celui des variables d'état. Cette approche est dérivée de la loi de Donders (1847) relative à l'orientation 3D de l'œil (Tweed and Vilis 1990). Selon cette loi, pour une direction donnée du regard, l'œil possède toujours la même orientation 3D quel que soit le chemin emprunté pour atteindre cette position. Cette loi est associée au fait que l'axe de rotation du globe oculaire est inclus dans un plan appelé plan de Listing. Ainsi, le fait de contraindre le vecteur rotation à se trouver dans un plan réduit d'une unité les degrés de liberté de la rotation de l'œil en passant de 3 à 2

Sous certaines conditions et en considérant quatre degrés de liberté pour le bras (épaule à 3DDL et coude à 1 DDL) la loi de Donders a été étendue au bras lors d'un geste de pointage (Hore et al., 1992). Lorsque les sujets réalisent de tels mouvements la posture finale est reproductible quelle que soit la posture initiale. Cette reproductibilité peut être mise en évidence en identifiant l'axe de rotation particulier défini par la direction de pointage initiale et finale telle que la rotation autour de cet axe caractérise complètement le mouvement tandis que les rotations autour des autres axes reflétant les DDLs redondants sont très faibles. Ceci conduit à un nombre de paramètres plus faible que le nombre de degrés de liberté du système. Ainsi, en identifiant les axes de rotation, une description très simple des mouvements peut être faite (Hore et al., 1992). Cependant, d'autres auteurs ont mis en évidence une violation de cette loi lors de mouvements impliquant une flexion du coude (Soechting et al., 1995; Gielen et al., 1997; Admiraal et al., 2002; Klein Breteler et al., 2003) ou un mouvement de saisie (Soechting et Flanders, 1993), pour lesquels la redondance semble subsister. Cette loi s'appliquerait plutôt pour un type particulier de mouvements avec un bras étendu en position finale ou lors d'une rotation radiale (Liebermann et al., 2006a; Liebermann et al., 2006b).

1.4.B. Principe d'optimalité et redondance

Le principe d'optimalité s'applique dans le cas de problème « mal posés » (« ill posed » en anglais) c'est-à-dire pour lesquels une infinité de solutions existe. Les trois classes existantes sont résumées dans la figure I.3.

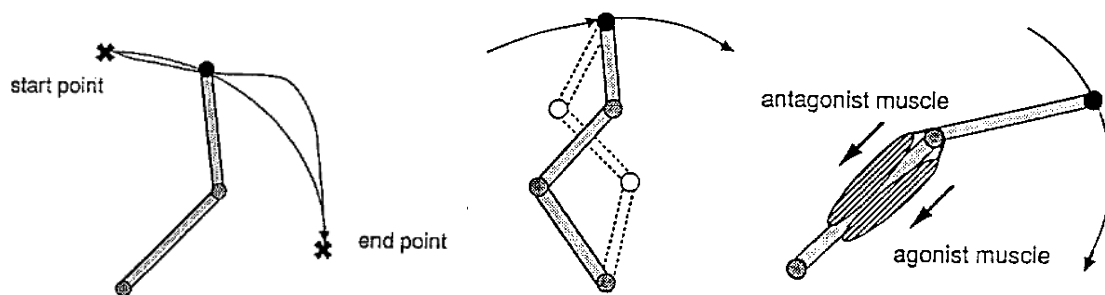


Figure I. 3 : Les trois classes de problèmes mal posés gérés par le SNC (d'après (Kawato, 1993; Wang, 2008))

Il est basé sur l'hypothèse que le système nerveux central (SNC) va choisir une solution unique parmi toutes celles possibles en minimisant ce que l'on appelle une fonction de coût. Un certain nombre de modèles basés sur ce principe, regroupés sous le terme « Contrôle optimal » (Pontryagin et al., 1964.; Kirk, 1970; Bryson Jr. et Ho, 1975), ont été développés dans la littérature et différents critères ont été proposés, basés aussi bien sur des variables cinématiques que dynamiques. Dans le cadre du mouvement humain, on peut citer le modèle du « minimum jerk. » (Flash et Hogan, 1985) qui favorise la génération d'un mouvement fluide en minimisant la dérivée de l'accélération (jerk) du point terminal ou le « minimum torque change » (Uno et al., 1989) qui minimise la variation des couples articulaires développés. Malgré la réplique de certaines caractéristiques du mouvement par ces modèles, une des difficultés qu'ils posent concerne le substrat neuronal permettant de coder la fonction de coût c'est-à-dire l'intégrale du jerk ou la variation de couple au cours du temps par exemple. Ainsi, d'autres modèles envisagent des critères plus plausibles physiologiquement parlant et directement liés à la commande musculaire. Ils se proposent notamment de minimiser la variance de la position finale de l'extrémité de la chaîne cinématique dans le cas où les effets d'un bruit moteur proportionnel à l'intensité du signal de commande est envisagé (Harris et Wolpert, 1998; Todorov et Jordan, 2002; Todorov, 2004, 2005). Enfin, d'autres modèles se proposent de minimiser le travail musculaire en se basant sur une analyse mathématique qui prédit l'inactivation de certains muscles lors du mouvement (Berret et al., 2008).

Dans le cas d'un système redondant, il est aussi possible d'exécuter une tâche motrice en optimisant plus d'un critère à la fois. En effet, si le mouvement consiste à atteindre une cible dans un environnement libre, le seul critère à optimiser pourrait être la fluidité du mouvement ou le mouvement d'amplitude minimum. Si un obstacle est placé entre la cible et le point de

départ de la main, les trajectoires du bras vont être modifiées. De ce fait, une tâche supplémentaire consistant à éviter l'obstacle est ajoutée. La flexibilité des configurations du bras redondant favorise alors l'optimisation non seulement de la tâche principale mais aussi permet la satisfaction de tâches secondaires (voir I.6.A).

1.4.C. Les synergies

La notion de synergie est très importante dans la cadre de l'étude de la coordination motrice. Par définition, une synergie (du grec *sunergia*, coopération) désigne une association de plusieurs organes pour l'accomplissement d'une fonction physiologique ou la mise en commun de plusieurs actions concourant à un effet unique et aboutissant à une économie de moyens. Bien souvent, on utilise ce terme lorsque plusieurs éléments qui concourent à une tâche motrice agissent de concert ou en association. De ce fait, l'idée de simplification est aussi associée à la notion de synergie puisque plusieurs éléments agissant de concert seraient commandés de manière unique. En réalité, il apparaît que ce concept est relativement flou et le terme est souvent utilisé dans des cas de figures variés (Newell et van Emmerik, 1989; Ma et Feldman, 1995; Jaric et Latash, 1999; Newell et al., 2003; Tseng et al., 2003; Hoffmann et al., 2006; Latash, 2007). Il en découle logiquement que les outils qui permettent de les quantifier sont divers.

Afin de clarifier cette notion, nous adopterons pour ce travail une définition proposée par Latash et al. (2007). L'intérêt majeur de cette définition est qu'elle nous semble suffisamment large pour englober tous les aspects évoqués précédemment mais assez précise pour définir clairement 2 aspects différents. Elle considère ainsi, d'une part, le **partage** de la tâche entre les différents DDIs impliqués dans le mouvement et, d'autre part, la **compensation flexible** entre les DDIs afin de **stabiliser** le niveau de la variable de performance.

Ainsi, on nomme **synergie** l'organisation d'un système multiéléments décrit par un ensemble de variables d'état et DDIs caractérisé par deux propriétés :

1. **Partage** : l'exécution de la tâche s'effectue par une co-variation des variables élémentaires ou variables d'état correspondant aux DDIs.
2. **Flexibilité / stabilité** : une compensation flexible entre les différents degrés de liberté est observée afin de rendre stable la valeur d'une variable de performance.

I.4.D. La notion d'abondance motrice

Si le premier aspect de la synergie fait clairement référence aux notions de simplification évoquées plus haut alors que la seconde partie s'inscrit quant à elle dans le cadre de la théorie défendue initialement par Gelfand et Testlin (Gelfand et Tsetlin, 1966). Selon certains auteurs (Jaric et Latash, 1999; Latash, 2000), le terme russe employé par Bernstein souvent traduit par « redondance » pourrait également vouloir dire « abondance ». De ce fait, le nombre de DDLs redondants ne serait plus associé à une caractéristique nuisible au mouvement que le SNC tenterait de supprimer en opérant des simplifications au niveau du contrôle. Au contraire, ils constitueraient une propriété dont le SNC pourrait tirer profit afin de minimiser les erreurs lors de l'exécution de tâches fonctionnellement importantes. Le contrôleur organiserait ainsi les variations des variables d'état de telle manière que les erreurs sur l'une d'elles lors d'une perturbation imprévisible soient compensées de manière spontanée par les autres composantes de la variable d'état. C'est ce principe de compensation d'erreur entre les différents éléments qui est appelé synergie.

En accord avec cette conception, un groupe de chercheurs aborde la question de la redondance (pas simplement articulaire mais en général) sous un angle de vue différent. La notion de redondance est remplacée par celle d'abondance, prise dans le sens où le système nerveux central peut à la fois assurer la stabilité des variables importantes pour la tâche et la flexibilité du pattern utilisé afin de gérer d'éventuelles contraintes supplémentaires ou d'éventuelles perturbations (Latash et al., 2007). En particulier, la théorie de « l'Uncontrolled manifold » (Scholz et Schoner, 1999; Scholz et al., 2000; Scholz et al., 2001) qui permet d'étudier quantitativement le second aspect des synergies sera traité dans le paragraphe suivant.

I.5. Indices quantitatifs d'évaluation de la coordination et des synergies

Afin de caractériser les deux aspects complémentaires de la notion de synergie définis précédemment, nous allons aborder les outils quantitatifs permettant leur évaluation respective.

1.5.A. Partage des degrés de liberté

Afin d'étudier la variation simultanée des variables articulaires, la méthode la plus simple consiste à tracer des diagrammes de type angle-angle ou couple-couple qui permettent d'identifier les relations de type linéaires entre les paramètres. Cette technique a été notamment utilisée afin de montrer dans quel référentiels les mouvements de pointage sont contrôlés (Soechting et Lacquaniti, 1981 ; Lacquaniti et Soechting, 1982; Lacquaniti et al., 1986; Desmurget et Prablanc, 1997). Le principe de ces études est qu'une trajectoire rectiligne des variables du mouvement dans un espace particulier (variable de performance ou variable d'état) pourrait suggérer quelles sont contrôlées par le SNC dans cet espace.

On associe aussi à la quantification de coordination et de synergie, l'étude de la survenue simultanée et invariante dans le temps d'événements particuliers tels qu'un pic de vitesse ou d'accélération. Par exemple, afin de juger du couplage temporel des angles articulaires de l'épaule et du coude lors d'une rééducation et comparer la récupération de la fonctionnalité du membre supérieur par rapport à des sujets valides, certains travaux ont aussi recours à cette technique (Laffont et al., 2000; Remy-Neris et al., 2003). Son utilisation dans l'évaluation de corrélations entre divers paramètres cinématiques (déplacement, vitesses linéaires variations angulaires d'articulations adjacentes) permet de caractériser les patterns de covariation des paramètres biomécaniques (Newell et van Emmerik, 1989; Van Emmerik et Newell, 1990). Cette technique est utilisée aussi bien pour les paramètres cinématiques que dynamiques. Notamment, certains auteurs (Gottlieb et al., 1996a; Gottlieb et al., 1996b) ont montré qu'il existe une covariation linéaire entre les couples articulaires nets générés au niveau de l'épaule et du coude qui semble indiquer une simplification du contrôle. Ces résultats ont été complétés par (Sande de Souza et al., 2009) qui montrent que la relation linéaire n'est valide que pour les couples nets et non les couples d'interaction et les couples articulaires totaux. Les indices évoqués ne permettent d'évaluer que la coordination temporelle des paramètres du mouvement.

D'autres indicateurs issus de la théorie des systèmes dynamiques permettent d'étudier l'aspect spatio-temporelle de la coordination en considérant simultanément le déplacement et sa vitesse au travers du diagramme de phase (Haken et al., 1985; Kelso et al., 1991; Clark et Phillips, 1993; Kurz et Stergiou, 2002). Notamment, il a été montré que des changements

brusques de la courbe pouvaient correspondre à un changement des paramètres de contrôle. Le couplage des articulations a été mis en évidence aussi bien dans la cas de mouvement rythmiques (Kelso et al., 1991; Pudlo et al., 1998; Seay et al., 2006) que discrets (Schoner, 1990; Pudio et al., 1998; Cirstea et al., 2003). On peut noter les travaux de Cirstea (Cirstea et al., 2003) qui proposent un indice de coordination temporelle. Dans le cadre de l'étude, les diagrammes de phase de l'évolution des angles articulaires de l'épaule et du coude lors d'une tâche de pointage dans le plan sagittal ont été construits. Pour chacun d'eux, on considère l'angle entre la verticale basse et une ligne partant de l'origine et les points de la courbe angle/vitesse angulaire (figure I.4). Afin de déterminer le degré de coordination temporelle la différence des angles au cours du temps était considérée. Les valeurs de cet indice ont été corrélées avec des échelles permettant de qualifier les performances de sujets hémipariés (Cirstea et al., 2003). On constate que les méthodes décrites précédemment considèrent un nombre réduit de degrés de liberté. Afin d'étudier la complexité d'ensemble des systèmes redondants, les méthodes multifactorielles comme l'analyse en composantes principales (ACP) semblent plus appropriées.

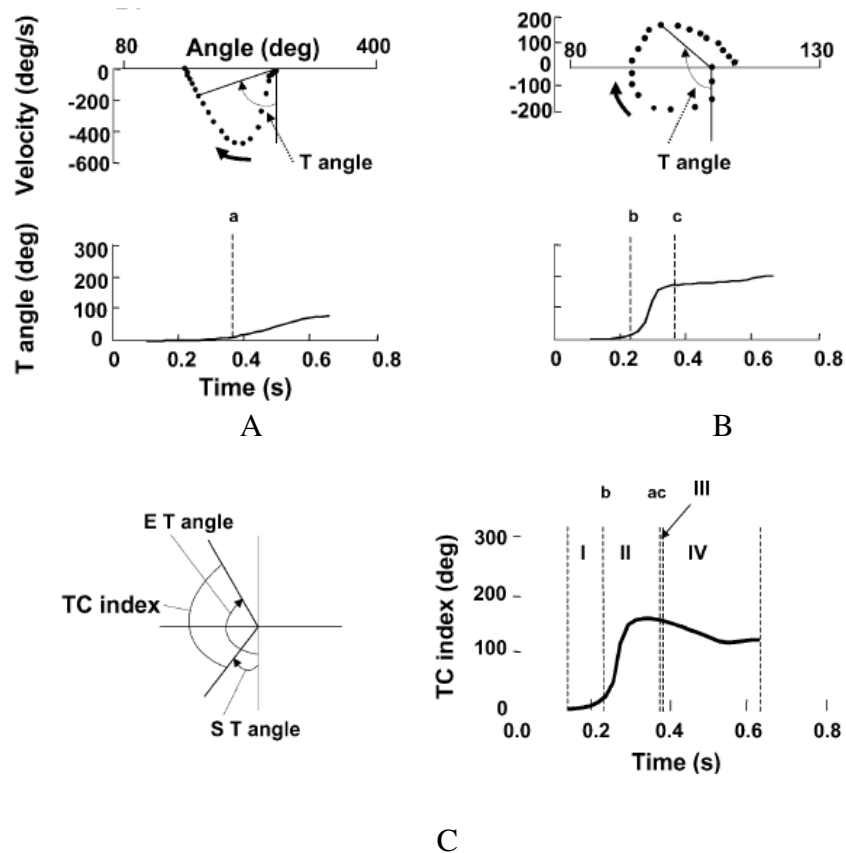


Figure I. 4 : Construction de l'angle de phase T pour l'épaule (A) et le coude (B), et détermination de l'indice de coordination temporelle (Temporal Coordination Index an anglais (C), d'après (Cirstea et al., 2003)

Il s'agit d'une analyse factorielle de la famille de l'analyse des données et de la statistique multivariée, qui consiste à transformer des variables liées entre elles (dites "corrélées" en statistique) en nouvelles variables indépendantes les unes des autres (donc "non corrélées"). Ces nouvelles variables sont nommées "composantes principales". Appliquée au mouvement, cette méthode statistique permet de décrire le comportement du système en considérant des combinaisons linéaires des angles articulaires qui sont indépendantes les unes des autres, réduisant ainsi le nombre de variables d'état à contrôler. Ces combinaisons linéaires représentent les composantes principales CP. L'importance d'une CP est mesurée par l'évaluation de la variance des données expérimentales dont elle rend compte.

Cette technique a été utilisée pour de nombreuses applications afin d'identifier des patterns normaux et pathologiques de covariation des paramètres cinématiques (Mah et al., 1994; Tseng et al., 2003), dynamiques (Thomas et al., 2005) aussi bien qu'EMG (Ivanenko et al., 2004). Le tableau suivant présente un échantillon d'études ayant recours à l'ACP en précisant les variables considérées (tableau 1).

Tableau I.1 : Echantillon d'études portant sur la coordination des DDIs du système musculosquelettique par ACP.

Etudes portant sur les coordinations et utilisant une analyse en composante principale	
(Mah et al., 1994)	Etude de la coordination articulaire du membre inférieur lors de la marche
(Soechting et Flanders, 1997)	Etude de la coordination des doigts lors de la frappe de touche sur un clavier
(Alexandrov et al., 1998)	Coordination des articulations de la jambe lors des mouvements du tronc
(Santello et al., 1998; Santello et Soechting, 1998)	Mouvements des doigts lors de la saisie d'objets prototypiques
(Sanger, 2000)	Analyse des trajectoires de la main lors du dessin de formes géométriques
(St-Onge et Feldman, 2003)	Mouvements du membre inférieur lors de différents mouvements (squat, montée de marches, saut sur place etc..)
(Tseng et al., 2003)	Etude de l'effet de contrainte de précision sur la cinématique du geste de pointage
(Braido et Zhang, 2004)	Mouvements des doigts lors de la saisie
(Thomas et al., 2005)	Tache de pointage impliquant le corps en entier
(Li, 2006)	Détermination des degrés de liberté fonctionnels

1.5.B. Flexibilité / stabilité

Dans cette section nous abordons les outils quantitatifs permettant de quantifier le couplage entre la flexibilité des variables d'états et le maintien du niveau de la variable de performance.

Inspirée des théories proposées par Gelfand et ses collaborateurs (Gelfand et Tsetlin, 1966; Gelfand et Latash, 1998), cette approche est basée sur la quantification de la variabilité de θ en rapport avec les fluctuations de la variable de performance x . L'hypothèse est émise que pour une variable de performance donnée, le SNC définit un sous espace des variables d'état (angles articulaires), tel que la variabilité de θ à l'intérieur de ce sous-espace ne modifie pas la valeur de x . Si cette variable est fonctionnellement importante, la variabilité à l'intérieur du sous espace peut être grande sans dégrader la performance et donc le SNC n'a pas besoin de la limiter pour maintenir le niveau de x . Au contraire, toute variabilité à l'extérieur du sous espace est restreinte car elle dégrade la performance. Le sous espace non contraint est appelé « uncontrolled manifold » ou UCM et l'espace orthogonal est nommé « controlled manifold » ou ORT (figure I.5). On peut aussi relier cette notion au principe d'intervention minimum proposé par Todorov (Todorov, 2002) dans le cadre du contrôle optimal en boucle fermée avec bruit multiplicatif qui postule qu'une action n'est entreprise par le SNC que si une perturbation risque de modifier le niveau de performance. Ce formalisme permet de tester si une variable de performance est stabilisée au travers d'une synergie flexible en quantifiant la variabilité dans chacun des sous-espaces UCM et ORT lors de multiples répétitions du même mouvement. Si la variabilité de θ est plus importante dans l'UCM que dans l'ORT cela signifie que la variabilité V_{ORT} qui tend à modifier la variable x est beaucoup plus restreinte que celle dans l'UCM V_{UCM} suggérant que cette variable est importante fonctionnellement. On peut dire que le SNC restreint la « mauvaise variabilité » V_{ORT} et pas la « bonne variabilité » V_{UCM} (Figure I.5).

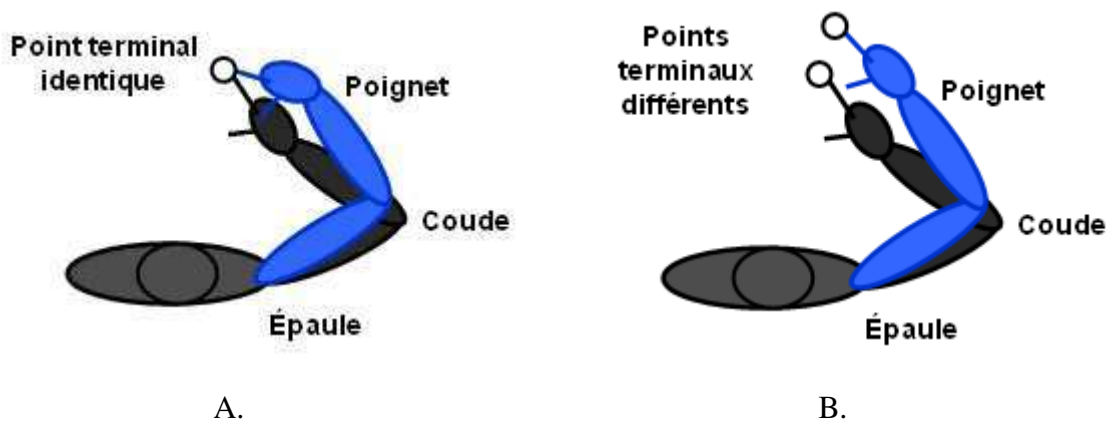


Figure I.5 : La variance V_{UCM} des paramètres d'état (angles articulaires) dans l'UCM n'a pas d'effet sur la variable de performance (la position du pointeur) (A) alors que la variance V_{ORT} à l'extérieur de l'UCM modifie le niveau de la variable d'état (B). D'après (Latash, 2007).

Lorsqu'on considère un mouvement, il existe un UCM pour chaque instant du mouvement et la technique qui permet de quantifier est basée sur une linéarisation de ce dernier. La procédure sera présentée plus en détail dans le chapitre II.

Cette approche a été proposée par l'équipe de Scholz et Schöner à la fin du siècle dernier (Schöner, 1995; Scholz et Schöner, 1999). Plusieurs travaux ont ensuite utilisé cette méthode pour analyser les synergies dans une grande variété de mouvements et en examinant des contraintes particulières. Il a notamment été montré que lors du passage de station assise à debout la position du centre de masse semblait être un paramètre stabilisé au travers d'une synergie plutôt que la position du regard ou la trajectoire de la main (Scholz et Schöner, 1999). D'autres tâches fonctionnelles ont été étudiées telles que le mouvement de la main lors d'un exercice de tir (Scholz et al., 2000), lors de tâche de pointage uni (Tseng et al., 2002; Tseng et al., 2003) ou bimanuelles (Domkin et al., 2002) ou lors de l'application de forces de saisie (Latash et al., 2002a). Cette technique permet donc de déterminer si une variable est importante. Un autre intérêt consiste à déterminer si la synergie est altérée du fait de modifications dues soit à un apprentissage ou à une contrainte sur le mouvement. En particulier, il a été montré que la structure de la variabilité était modifiée au cours de l'apprentissage d'une tâche motrice avec une diminution différenciée de V_{UCM} et V_{ORT} au cours du temps. (Scholz et Schöner, 1999; Scholz et al., 2000; Scholz et al., 2001; Domkin et al., 2002; Latash et al., 2002b; Tseng et al., 2003; Domkin et al., 2005; Yang et Scholz, 2005). En augmentant l'index de difficulté d'une tâche de pointage (Tseng et al., 2003) ou en rendant incertaine la position de la cible (de Freitas et al., 2007) plusieurs études ont montré une augmentation de V_{UCM} suggérant ainsi que le système se donne une plus grande flexibilité lors d'une tâche complexe ou en cas d'incertitude.

Cette approche pourrait donc fournir des informations intéressantes dans le cadre de la préhension par l'intermédiaire de la quantification de la stabilité de variables de performance comme la trajectoire du poignet en fonction des contraintes liées à la tâche.

I.6. Gestion de la redondance dans le cadre de la modélisation

Dans le domaine de la robotique ou de toute discipline qui aborde l'utilisation de chaînes poly-articulées qu'il s'agisse de l'animation ou de l'ergonomie assistée par ordinateur, les structures poly-articulées modélisées sont la plupart du temps redondantes. Parmi les

problèmes importants traités dans ce domaine, la cinématique inverse a une place de choix. Elle consiste à déterminer l'ensemble des angles articulaires (variable d'état) qui va permettre de placer la chaîne cinématique dans une configuration adéquate définie par la variable de performance aussi appelée variable de tâche dans ce cadre. De manière générale, cette dernière spécifie la position et/ou l'orientation de l'organe terminal de la chaîne. Comme on peut le constater, ces systèmes de type « sous déterminé » admettent une infinité de solutions pour la résolution du modèle inverse considéré. Dans ce contexte, la redondance permet non seulement d'exécuter une tâche principale mais aussi une ou plusieurs tâches secondaires. En effet, puisqu'une infinité de solutions existe pour le modèle inverse, on choisit celle qui exécute d'une part la tâche principale, c'est-à-dire amener l'organe terminal dans la configuration désirée, tout en optimisant d'autres paramètres. Parmi eux, on peut citer le fait de rester loin des butées mécaniques du système, de limiter les couples articulaires, d'éviter un obstacle, de garder le centre de masse dans une zone définie, ou enfin d'optimiser la dextérité de la chaîne cinématique lors de son mouvement.

Ainsi, la détermination de la position de l'extrémité de la chaîne, en connaissant les coordonnées articulaires (géométrie directe) est aisée et correspond à une suite de multiplications de matrices. En revanche, la résolution du problème inverse soulève de plus grandes difficultés du fait de l'infinité des solutions possibles. La solution la plus directe consisterait à obtenir une expression analytique, mais dans le cas général celle-ci n'existe pas et ne peut être obtenue que pour des chaînes cinématiques spécifiques présentant des caractéristiques particulières (Welman, 1993). Parmi ces algorithmes on peut citer celui proposé par Korein (1985) et Tolani et al. (2001). Dans ce cadre, on considère un modèle du bras à 7 DDIs et l'attitude de la main (position et orientation) de dimension 6. Ce système est redondant de degré 1. Afin de trouver une solution unique, on introduit une contrainte supplémentaire. Celle-ci est matérialisée par la fixation d'une valeur d'un angle particulier appelé angle de pivot ou « swivel angle » ϕ . Pour une position donnée du poignet, le bras et l'avant-bras sont libres de tourner autour de l'axe reliant le centre de l'épaule et le poignet. Le coude décrit alors un mouvement circulaire dans le plan perpendiculaire à l'axe défini précédemment. L'angle de pivot est défini comme l'angle entre la projection de la verticale sur un plan perpendiculaire à l'axe épaule-poignet et le segment formé par la position du coude et le centre du cercle sur lequel il se déplace (figure I.6).

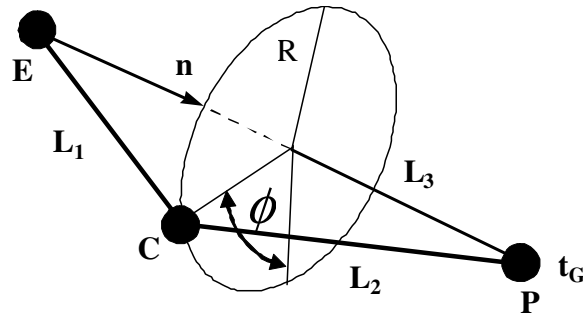


Figure I.6 : Définition de l'angle de pivot ϕ ou « swivel angle » (Tolani et al., 2000a)

Une fois cet angle fixé, il n'existe que 2 solutions pour les angles de l'épaule et du coude dont une n'est pas compatible avec les butées articulaires. Outre les solutions analytiques, la démarche la plus répandue pour résoudre la géométrie inverse consiste à passer par l'écriture du modèle cinématique qui est linéaire par rapport aux variables d'état et de performance. Les algorithmes les plus connus passent par l'utilisation de méthodes itératives reposant sur l'inversion de matrices, un procédé d'optimisation ou, pour les plus récentes, les réseaux neuronaux ou la logique floue. Dans la suite de ce paragraphe nous allons présenter l'essentiel de ces techniques.

1.6.A. Pseudo inverse de la matrice Jacobienne

Puisque la fonction f définie précédemment est non linéaire, une approche naturelle consiste à linéariser le modèle géométrique autour de la position courante de la chaîne cinématique. Ceci s'effectue en différenciant le *modèle géométrique* par rapport au temps. On obtient la relation suivante :

$$\dot{\mathbf{x}} = \mathbf{J}\dot{\boldsymbol{\theta}} \quad (\text{I.3})$$

\mathbf{J} représente la matrice Jacobienne de la chaîne cinématique qui permet d'exprimer les vitesses de l'organe terminal en fonction des vitesses articulaires. Si un rigide articulé comporte n degrés de liberté (θ_i), $i = 1, \dots, n$ et un espace vectoriel de dimension m représentant les paramètres x_j , $j = 1, \dots, m$, la Jacobienne est la matrice d'une application linéaire de \mathcal{R}^n dans \mathcal{R}^m , de rang r (correspondant à la dimension de l'image de \mathbf{J}) et dont les composants sont données par :

$$J_{i,j} = \frac{\partial f_j}{\partial \theta_i} \quad (I.4)$$

On peut constater que \mathbf{J} est une matrice $m \times n$ (i.e. contenant m lignes et n colonnes). L'équation (I.4.) représente le *modèle cinématique* de la chaîne c'est-à-dire qu'il relie la vitesse du point terminal de la chaîne $\dot{\mathbf{x}}$ aux vitesses angulaires des articulations $\dot{\boldsymbol{\theta}}$ si \mathbf{x} représente la position de l'extrémité de la chaîne. Les termes de \mathbf{J} ne dépendent pas de $\dot{\boldsymbol{\theta}}$ mais uniquement de $\boldsymbol{\theta}$ et des longueurs segmentaires. Avec cette définition, l'obtention du modèle inverse est plus aisée du fait de la linéarité, bien qu'il puisse subsister des problèmes liés à l'unicité des solutions ou la présence de singularités lors de son exploitation. Si la variable \mathbf{x} a une dimension égale celle de la variable d'état, l'inversion du modèle cinématique est directe car la matrice Jacobienne étant carrée elle peut admettre une matrice inverse \mathbf{J}^{-1} . Alors on a :

$$\dot{\boldsymbol{\theta}} = \mathbf{J}^{-1} \cdot \dot{\mathbf{x}} \quad (I.5)$$

Dans le cas redondant, \mathbf{J} n'est plus carrée et possède plus de colonnes que de lignes et donc la matrice inverse de \mathbf{J} n'existe pas. Cependant on peut considérer une alternative en utilisant la matrice \mathbf{J}^+ qui représente l'inverse généralisée de la matrice Jacobienne aussi appelée pseudo-inverse de Moore-Penrose :

$$\dot{\boldsymbol{\theta}} = \mathbf{J}^+ \cdot \dot{\mathbf{x}} \text{ avec } \mathbf{J}^+ = \mathbf{J}^T (\mathbf{J}\mathbf{J}^T)^{-1} \quad (I.6)$$

On utilise le terme de pseudo inverse car $\mathbf{J}\mathbf{J}^+ = \mathbf{I}$, \mathbf{I} représentant la matrice identité de taille $m \times m$. La Jacobienne n'étant pas carrée, la pseudo-inverse généralise la notion d'inversion. Pour un déplacement infinitésimal de l'organe terminal, la matrice \mathbf{J}^+ est définie de telle manière à minimiser le déplacement angulaire correspondant. Dans le cas général, la loi de variation des $\boldsymbol{\theta}$ en fonction des variations de \mathbf{x} est donnée par les expressions suivantes:

$$\Delta\boldsymbol{\theta} = \mathbf{J}^+ \Delta\mathbf{x} + (\mathbf{I} - \mathbf{J}^+ \mathbf{J}) \Delta\boldsymbol{\theta}_0 \quad (I.7)$$

On constate que la solution est constituée de deux termes : $\Delta\boldsymbol{\theta}_p = \mathbf{J}^+ \Delta\mathbf{x}$ et $\Delta\boldsymbol{\theta}_h = (\mathbf{I} - \mathbf{J}^+ \mathbf{J}) \Delta\boldsymbol{\theta}_0$. $\Delta\boldsymbol{\theta}_p$ représente une solution particulière du problème de cinématique

inverse décrivant l'évolution des angles. Du fait de la construction de la matrice Jacobienne, cette solution correspond à un $\Delta\theta$ qui minimise la quantité $\Delta\theta^T \Delta\theta$, c'est à dire qui minimise la norme euclidienne du déplacement angulaire. $\Delta\theta_h$ est la solution homogène qui décrit l'évolution des variations articulaires qui vont conduire à une variation nulle de la configuration de l'organe terminal. Ce vecteur s'obtient en projetant un vecteur arbitraire $\Delta\theta_0$ sur le noyau de la matrice Jacobienne à l'aide de l'opérateur matriciel de projection suivant :

$$\mathbf{I} - \mathbf{J}^+ \mathbf{J} \quad (\text{I.8})$$

Les variations angulaires projetées sur le noyau de \mathbf{J} sont classiquement dénommées mouvements internes ou « self motion » car la vitesse de l'organe terminal (ou sa variation de configuration) n'est pas affectée par ces dernières. Ainsi, on a la relation suivante :

$$\mathbf{J} \Delta\theta_h = \mathbf{0} \quad (\text{I.9})$$

Dans le cas de chaînes redondantes, on peut, grâce à la solution homogène, outre placer la chaîne cinématique dans une configuration donnée, optimiser un second critère (représenté par le gradient d'une fonction \mathbf{z}). Ainsi la solution homogène devient :

$$\Delta\theta_h = (\mathbf{I} - \mathbf{J}^+ \mathbf{J}) \times -k \nabla \mathbf{z} \quad (\text{I.10})$$

Cette formulation permet d'optimiser la fonction \mathbf{z} en utilisant l'opposé de son gradient associé à un gain k . La fonction \mathbf{z} peut porter sur différentes caractéristiques du mouvement telles que :

- le maintien des articulations loin des butées articulaires (Chevallereau et Khalil, 1988)
- l'évitement d'un obstacle (Maciejewski et Klein, 1985)
- La maximisation de la dextérité pour l'évitement des positions singulières (Yoshikawa, 1983)

Parmi les critères permettant d'optimiser la posture et le mouvement de la chaîne cinématique, il existe un indice qui quantifie sa « dextérité ». Il est appelé indice de manipulabilité et évalue les possibilités de génération de vitesses linéaire de l'organe terminal en fonction de vitesses articulaires. La matrice Jacobienne qui relie ces 2 paramètres est

linéaire et donc la sphère unité dans l'espace des vitesses angulaires est transformée en un ellipsoïde dans l'espace des tâches (figure I.7). La norme du vecteur reliant le centre de l'ellipsoïde et un point de sa surface indique l'amplitude possible de la vitesse dans la direction du vecteur. Les directions principales de cet ellipsoïde sont obtenues en effectant une décomposition de la matrice Jacobienne en valeurs singulières. (Yoshikawa, 1985; Doty et al., 1995; Mansouri et Ouali, 2009). De plus, il existe une liaison similaire entre les couples statiques $\boldsymbol{\tau}$ aux articulations et les forces statiques \mathbf{F} pouvant être générées en bout de chaîne décrite au travers de l'équation suivante $\boldsymbol{\tau} = \mathbf{J}^T \mathbf{F}$. Dans ce cas, on utilise le terme d'ellipsoïde de force. Il est à noter qu'il existe une relation duale entre forces/couple et vitesses dans l'espace de tâches/vitesse articulaire. En effet, la direction selon laquelle on peut générer la plus grande force correspond à celle du minimum de possibilité en vitesse. En fonction de la posture de la chaîne cinématique et donc de \mathbf{J} , l'ellipse de manipulabilité et de force peuvent avoir une forme très différente et donc conditionne les capacités de génération de vitesse. Il en découle que certaines postures sont plus adaptées que d'autres en fonction de la tâche motrice. Il semble que l'indice de manipulabilité puisse détecter ces capacités à partir de la posture de la chaîne cinématique (Valero-Cuevas, 2009).

Un tel indice nous semble intéressant car il permet de rendre compte de l'implication globale de tous les degrés de liberté dans la génération du mouvement à partir d'une définition posturale (Yokogawa et K., 2004; Mansouri et Ouali, 2009; Valero-Cuevas, 2009).

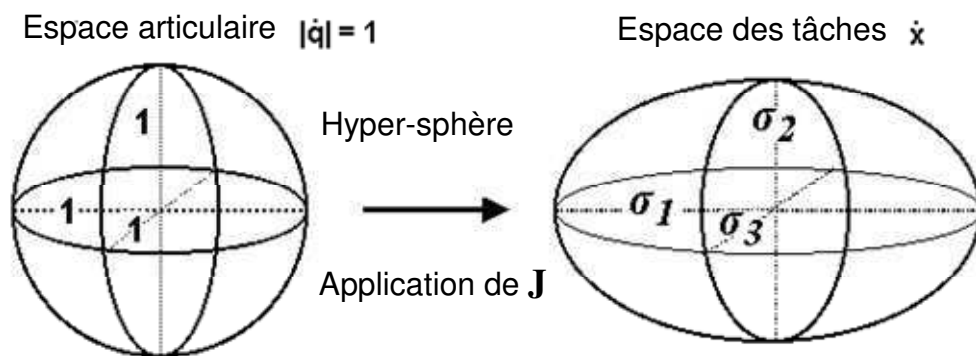


Figure I.7 : Passage de l'espace articulaire à l'espace de tâches.

Dans certaines configurations articulaires, la matrice Jacobienne devient singulière, ceci se traduit par l'impossibilité de générer un déplacement dans une direction donnée. Dans ce cas la solution donnée par la matrice pseudo inverse de \mathbf{J} conduit à générer des déplacements de

norme infinie. Afin de pallier ce problème un terme d'amortissement peut être inclus afin d'atténuer l'instabilité au voisinage d'une configuration singulière (Nakamura et Hanafusa, 1986; Wampler, 1986).

Différents travaux ont été menés afin d'étendre l'application de la méthode de la pseudo inverse de l'exécution de plusieurs tâches, hiérarchisées par ordre de priorité (Hanafusa et al., 1981; Chiaverini, 1997; Baerlocher et Boulic, 2004; Chiaverini et al., 2008). Il est aussi utilisé dans le domaine de la simulation cinématique du mouvement humain lors des mouvements d'atteinte et de saisie (Wang, 1999; Maurel et Thalmann, 2000; Monnier, 2004), lors de mouvements cycliques sur un ergomètre spécifique au kayak (Begon, 2006) et dans la cadre de l'évaluation ergonomique telles que l'entrée dans un habitacle (Pudlo et al., 2009) ou le bouclage de la ceinture de sécurité (Wang et al., 2005).

1.6.B. Méthodes d'optimisation

Ce type de méthode évite l'utilisation de l'inverse de la matrice Jacobienne. Le problème de cinématique inverse est présenté sous la forme d'un problème d'optimisation sous contraintes. Ainsi pour placer l'extrémité d'une chaîne à une position désirée on peut définir un critère d'erreur (Welman, 1993). La minimisation de ce critère permet d'accomplir la tâche de positionnement. De plus, un certain nombre de contraintes peuvent être incorporées.

Ce formalisme a été utilisé aussi bien en robotique que dans le cadre de l'animation de mannequin virtuel (Badler et al., 1999; Chaffin, 2002; Yang et al., 2006)

1.6.C. Méthodes basées sur les réseaux neuronaux

Depuis quelques années, le domaine des réseaux neuronaux a fourni certaines méthodes afin de résoudre le problème de la cinématique inverse. Dans ce cadre, les mouvements d'une chaîne cinématique ne sont plus obtenus par un calcul itératif mais sont appris pour l'ensemble des configurations possibles de la chaîne. Jordan (Jordan, 1988) utilise un formalisme d'apprentissage supervisé (appelé output error feedback through the forward kinematic model) afin de piloter une chaîne poly-articulée. Dans ses travaux un réseau récurrent multicouches est utilisé et l'apprentissage s'effectue en deux phases : l'apprentissage du modèle géométrique puis inverse. En fonction de l'erreur commise sur la position terminale de la chaîne, les paramètres du second réseau sont ajustés selon la même technique que pour la première phase

(rétropropagation du gradient de l'erreur). D'autres techniques utilisent soit une gestion de l'erreur différente (Kawato, 1990; Oyama et Tachi, 1999a) des types de réseaux différents (carte auto-organisatrices notamment), ou l'utilisation de plusieurs réseaux chargés de l'apprentissage d'une région particulière de l'espace atteignable par la chaîne cinématique (Oyama et Tachi, 1999b; Rezzoug et Gorce, 2008). D'autres méthodes permettent la détermination de la posture complète du membre supérieur incluant la main lors de tâches de préhension par un apprentissage par renforcement (Fagg et Arbib, 1988; Oztop et M.A.Arbib, 2002; Molina-Vilaplana et Lopez Coronado, 2006; Rezzoug et Gorce, 2009).

1.6.D. Synthèse

De nombreuses méthodes locales ou globales ont été développées afin de gérer la redondance de chaînes cinématiques. Celles-ci permettent d'effectuer la tâche principale qui consiste à placer l'organe effecteur dans une configuration donnée. De plus, du fait de la redondance, on a génération de solutions optimales en termes de déplacement et la possibilité est offerte d'effectuer une ou plusieurs tâches secondaires. Il est à noter que l'on peut faire un parallèle entre la matrice Jacobienne de la chaîne cinématique et la variance V_{UCM} associée à l'UCM. En effet, par définition, les variations d'angles incluses dans le noyau de \mathbf{J} ne modifient pas la configuration de l'organe terminal. Il en ressort, qu'à chaque posture de la chaîne cinématique et par analogie à chaque instant considéré, le noyau de la matrice Jacobienne constitue une approximation linéaire de l'UCM. En utilisant cette technique, il est donc possible d'évaluer V_{UCM} et V_{ORT} en considérant plusieurs répétitions du même mouvement. De plus, il apparaît que la robotique fournit des indices qui qualifient la performance de la chaîne cinématique en termes de génération de vitesses. Leur intérêt majeur, à l'instar de la théorie de l'UCM ou des ACP, est de considérer l'ensemble de DDLs contrairement aux autres méthodes évoquées précédemment.

La suite de ce chapitre est dédiée à l'étude du mouvement de pointage et de préhension que nous allons considérer lors des expérimentations. Dans un premier temps, nous allons présenter les principaux paramètres qui les caractérisent pour ensuite envisager les modifications et adaptations observées lors de l'application d'une contrainte externe matérialisée par un obstacle ou dans le cadre d'une déficience motrice.

I.7. Les paramètres biomécaniques des mouvements du membre supérieur lors du geste de préhension

De très nombreux travaux se sont intéressés au mouvement et à la façon dont il était organisé lors de son exécution. Nous présentons dans cette partie les principales études relatives à un mouvement particulier, celui de préhension, en insistant sur la mise en évidence des principaux paramètres biomécaniques qui le caractérisent.

I.7.A. Rôle de la posture initiale

Bien que la localisation de la cible soit cruciale dans la réalisation d'un mouvement d'atteinte, il semblerait que celle de la posture initiale du membre effecteur impliqué dans le mouvement le soit également. En effet, outre le fait que le mouvement à générer diffère en fonction de la position initiale du membre supérieur, des expériences comportementales montrent que l'absence de vision du bras et de la main en position initiale influence la précision finale (Elliott et al., 1991; Rossetti et al., 1994). Par exemple, Prablanc et collaborateurs (Prablanc et al., 1979) comparent la précision de mouvement de pointage réalisés dans un cas avec une vision de la position initiale de la main et dans un autre sans aucun retour visuel. Les résultats montrent qu'en absence de vision, les pointages sont moins précis. Les auteurs suggèrent alors que la vision de la posture initiale du bras et de la main complète les informations proprioceptives et améliore ainsi la représentation interne de la position du segment par rapport à cible.

I.7.B. Les variables biomécaniques contrôlées

L'analyse des différentes variables du mouvement a débouché sur la formulation de plusieurs théories relatives à la nature du contrôle du mouvement. Elles se distinguent par l'espace dans lequel les variables sont exprimées.

I.7.B.a. Espace musculaire : théorie du point d'équilibre

Cette théorie repose sur un contrôle du mouvement basé sur le système musculaire et fait intervenir les groupes musculaires agonistes et antagonistes où seule la posture finale est codée par le système nerveux central (Feldman, 1986; Bizzi et al., 1992).

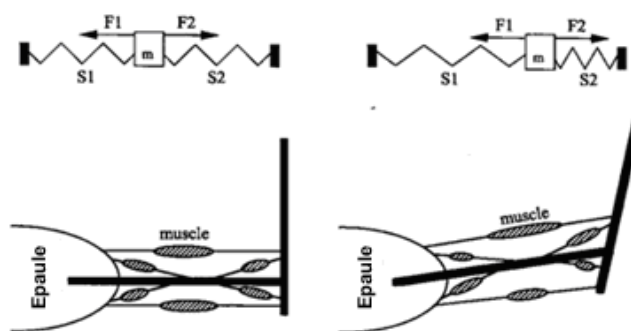


Figure I.10 : Schéma de la théorie du point d'équilibre. Les muscles sont assimilés à des ressorts. En modifiant la longueur et la raideur de chacun, il est possible de contrôler la position d'un segment.

Si l'on assimile les muscles à des ressorts dont la raideur et la longueur sont contrôlées par le système nerveux central, il devient alors possible de positionner un segment en définissant une valeur de raideur et de longueur pour chaque muscle impliqué dans le mouvement (figure I.10), autrement dit en modifiant les propriétés viscoélastiques des muscles. Il existe deux modèles musculaires proposés dans la littérature : le modèle lambda (Feldman, 1986), et modèle alpha (Bizzi et al., 1992). Le premier suppose que la modification d'un seuil réflexe (λ) entraîne un déplacement du segment jusqu'à une nouvelle position où le système se retrouve en équilibre. Le second modèle est une extension du premier dans la mesure où une succession de points d'équilibre sont définis afin de former une trajectoire. Les paramètres cinématiques du mouvement deviendraient alors des conséquences des modifications de facteurs musculaires et n'interviendraient donc pas dans le contrôle du mouvement.

Cependant, certaines études comme celle proposée par Atkeson (Atkeson et Hollerbach, 1985) tentent de remettre en cause cette théorie. En effet, il semblerait qu'une modification des propriétés inertielles du bras par l'ajout d'une masse n'affecte pas la trajectoire de la main contrairement aux prédictions du modèle.

I.7.B.b. Espace des tâches et espace articulaire

D'autres auteurs se sont intéressés à la cinématique du mouvement et notamment aux trajectoires parcourues par la main lors d'un mouvement d'atteinte ainsi qu'à l'évolution des angles articulaires impliqués. Du fait de l'importance de la position initiale et de la localisation de la cible, qui conditionne la position finale, le système nerveux central pourrait programmer et contrôler une trajectoire permettant de relier ces deux positions. On pourrait envisager deux modes de contrôles afin d'exécuter le mouvement :

- La trajectoire de la main est planifiée et contrôlée dans l'espace des tâches, c'est-à-dire en termes de coordonnées spatiales. Cet espace est également appelé espace « extrinsèque ». Dans ce cas, les angles articulaires sont contraints et évoluent par l'intermédiaire d'un profil d'activation coordonnée des différents muscles impliqués afin de faire suivre à la main la trajectoire voulue.
- La position de la cible est codée en une combinaison particulière d'angles articulaires permettant d'amener la main sur la cible. Ce codage se fait dans un espace dit « intrinsèque ». Le système nerveux central génère alors le mouvement définissant des trajectoires angulaires entre la posture de départ et la posture finale. Dans ce cas, la trajectoire de la main n'est que le résultat des combinaisons articulaires utilisées pour passer d'une posture à l'autre.

Tous les travaux qui ont cherché à apporter des arguments en faveur de l'un de ces deux modes de planification se basent sur un postulat d'invariance. Dans l'ensemble des paradigmes expérimentaux utilisés, cette invariance se caractérise par la production d'une trajectoire rectiligne. La figure I.8 illustre ce phénomène. Il est demandé au sujet de déplacer sa main de la position A à la position B.

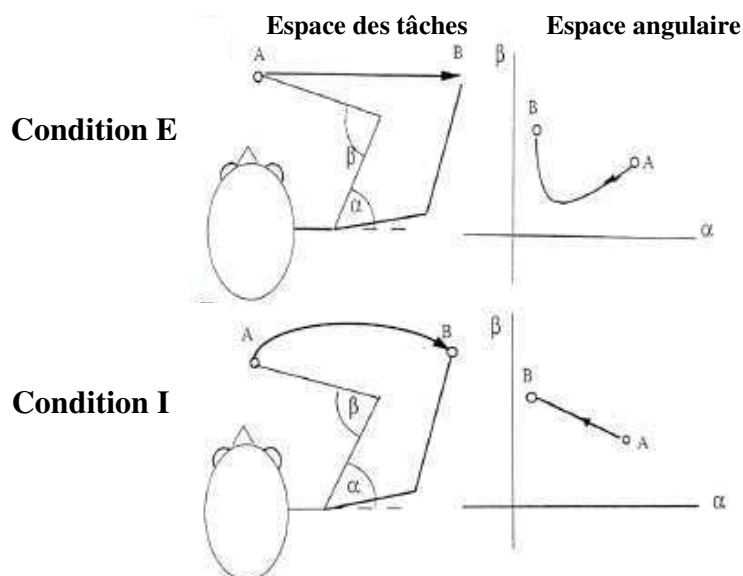


Figure I.8 : Trajectoires spatiales (à gauche) et articulaires observées (à droite) en fonction de l'espace de codage du mouvement (Ext : codage dans l'espace des tâches ou codage spatial ; Int : codage dans l'espace articulaire) lors d'un mouvement de pointage en 2D impliquant deux degrés de liberté. D'après Palluel-Germain (Palluel-Germain, 2004), tiré de Hollerbach et Atkeson (Hollerbach et Atkeson, 1985)

Dans la condition E, le sujet réalise une trajectoire rectiligne avec la main (gauche), ce qui induit une trajectoire courbe dans l'espace articulaire (droite). De ce fait, les résultats vont dans le sens d'une planification dans l'espace « extrinsèque ». Dans la condition I, la trajectoire est rectiligne dans l'espace articulaire et courbe dans l'espace des tâches, argumente en faveur d'un contrôle dans l'espace articulaire.

Ces deux modes de planification ne semblent donc pas conciliables. Cependant, il existe un ensemble d'études en faveur de chacun d'eux.

1.7.B.b.1 L'espace des tâches

Morasso (Morasso, 1981) a mené l'une des premières études ayant mis en évidence une invariance de la trajectoire de la main dans l'espace des tâches. La tâche consistait à pointer en deux dimensions (2D) à l'aide d'un manipulandum différentes cibles situés à des distances et dans des directions différentes. Seuls les mouvements de l'épaule et du coude étaient permis. Les résultats obtenus sont de la forme de ceux présentés dans la figure I.11., condition E, à savoir des trajectoires rectilignes de la main associées à des trajectoires courbes dans l'espace articulaire. Ces résultats ont été retrouvés lors de plusieurs autres études (Abend et al., 1982; Hollerbach et Flash, 1982; Wolpert et al., 1995) et conforte donc l'hypothèse d'une planification dans l'espaces des tâches. Cependant, lorsque l'on s'intéresse de plus près à l'allure des courbes, il est évident que les trajectoires dites rectilignes dans l'espace extrinsèque ne le sont pas de manière parfaite (Flanagan et Rao, 1995).

1.7.B.b.2 L'espace articulaire

Ce constat tend à suggérer que la planification se ferait dans l'espace « intrinsèque », c'est-à-dire dans l'espace articulaire. Plusieurs travaux ont pu fournir des éléments en faveur de cette hypothèse lors de tâches de pointage ou de saisie (Soechting et Lacquaniti, 1981; Lacquaniti et Soechting, 1982; Soechting et Lacquaniti, 1983; Desmurget et Prablanc, 1997). Par exemple, Soechting et Lacquaniti (Soechting et Lacquaniti, 1981) ont constaté au court d'un mouvement de pointage vertical réalisé dans le plan sagittal une invariance dans l'espace articulaire au niveau des angles du coude et de l'épaule. Les auteurs rapportent également que les vitesses angulaires mesurées au niveau de ces deux articulations atteignent simultanément leur valeur maximale. De même, en utilisant une tâche multidirectionnelle de pointage en trois

dimensions (3D), Lacquaniti et collaborateurs (Lacquaniti et al., 1986) montrent une variation de la trajectoire de la main en fonction de l'orientation de la cible alors que les angles de l'épaule et du coude présente une relation linéaire dans tous les cas.

1.7.B.b.3 Influence de la nature de la tâche sur l'espace de planification

Bien que les deux modes de planification (espace « intrinsèque » et « extrinsèque ») aient été mis en évidence au court de tâches similaires d'atteinte de cibles qu'ils apparaissent incompatibles l'un avec l'autre (les invariants n'ont pas été observés dans les deux espaces simultanément), il semblerait que le « choix » du mode soit directement dépendant de la nature à la tâche. En effet, Desmurget et collaborateurs (Desmurget et al., 1997) font le constat suivant : toutes les études mettant en évidence une planification du geste dans l'espace des tâches font intervenir la manipulation d'un instrument et sont réalisées en 2D. En revanche, celles présentant des résultats en faveur d'un contrôle dans l'espace articulaires demandent à leurs sujets de réaliser des mouvements libres en 3D. Les auteurs émettent donc l'hypothèse que le niveau de contrainte lié à la tâche, à savoir mouvement contraint en 2D vs mouvement non contraint en 3D, est à l'origine des différences de résultats observées dans la littérature. Ils présentent donc un protocole expérimental afin de tester cette hypothèse. La tâche consiste à pointer une cible placée suivant différentes orientations : 20°, 40°, 60° et 80°. Pour chaque direction, deux conditions sont testées :

- le niveau de contrainte : exécution du mouvement en 2D, dit contraint (C), ou en 3D, mouvement non contraint (NC).
- le fait d'exécuter une trajectoire la plus rectiligne possible (R). Lorsque cette contrainte est absente, le mouvement est libre (NR).

Deux paramètres sont analysés : la forme des trajectoires de la main et la dispersion des pointages au cours des essais. Les principaux résultats de cette étude sont présentés dans la figure I.9. Dans le cas de mouvement libre (NR), les trajectoires observées au niveau de la main sont courbes pour les mouvements 3D (NC), ce qui suggère un contrôle dans l'espace articulaire, alors qu'elles apparaissaient rectilignes pour les mouvements réalisés en 2D (C), ce qui argumente en faveur d'un contrôle dans l'espace des tâches.

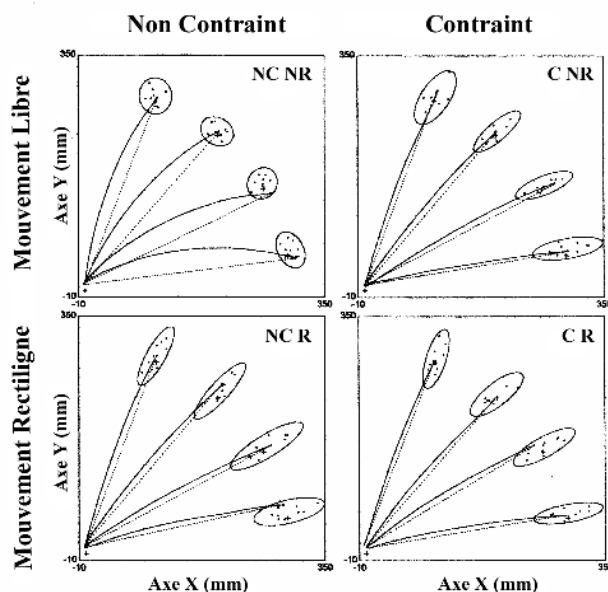


Figure I.9 : Trajectoires de la main réalisée lors des mouvements de pointage pour chaque position de la cible et en dans chaque condition. NC NR : mouvement en 3D libre ; C NR : mouvement en 2D libre ; NC R : mouvement en 3D rectiligne ; C R : mouvement en 2D rectiligne. Les ellipsoïdes en fin de pointage correspondent à la distribution des pointages au cours des différents essais. D'après Desmurget et collaborateurs (Desmurget et al., 1997).

De plus, dans la condition NR NC, la dispersion des différents pointages est de forme circulaire alors que pour C NR la distribution est de forme elliptique orientée suivant la direction du mouvement. Le fait de demander au sujet de « suivre une trajectoire » (condition R) semble uniquement affecter les mouvements en 3D qui présentent alors des trajectoires de la main rectilignes et une distribution des pointages de forme elliptique.

Cette étude reflète donc bien l'existence des deux modes de planification du mouvement et illustre bien le fait que les contraintes de la tâche influence le choix de l'un ou l'autre de ces modes. Naturellement, le mouvement serait planifié dans l'espace « intrinsèque ». La trajectoire parcourue par la main n'aurait pas une grande importance car seule l'atteinte de la cible est visée. Ce résultat soulève le problème de la gestion des degrés de liberté (Bernstein, 1967) qui a été présenté précédemment. En revanche, l'ajout d'une contrainte impliquant le suivi d'une trajectoire spécifique pourrait impliquer un codage dans l'espace des tâches (Desmurget et al., 1999).

1.7.C. Importance de la posture finale

Certains auteurs suggèrent également une importance de la posture finale (Paulignan et al., 1997; Grea et al., 2000; Prablanc et al., 2003). Desmurget et Prablanc (Desmurget et Prablanc, 1997) utilisent un paradigme de saut de cible afin de mettre en évidence cette hypothèse. Un cylindre pouvant avoir différentes inclinaisons (de 60° à -20°) était présenté au sujet. L'expérience comporte deux conditions, une condition non perturbée et une perturbée. Dans la première condition, les sujets devaient saisir le cylindre tel qu'il était présenté au départ pour chacune des inclinaisons. Dans la seconde, le cylindre change d'inclinaison au départ du mouvement par rotation soit dans le sens horaire soit dans celui antihoraire. La rotation pouvait être de 20 ou 40°. La posture finale est analysée pour chaque condition en termes d'angles articulaires. Les auteurs constatent que dans le cas où l'inclinaison du cylindre change au début du mouvement, les sujets produisent une posture finale identique à celle obtenue dans la situation non perturbée correspondante suggérant ainsi l'importance de la posture finale dans le contrôle du geste de préhension.

L'équipe de Rosenbaum (Rosenbaum et al., 1991; Rosenbaum et al., 1995; Rosenbaum et al., 1999a; Rosenbaum et al., 1999b; Meulenbroek et al., 2001; Rosenbaum et al., 2001) propose un modèle de contrôle du geste de préhension. La saisie d'un objet pourrait être envisagée comme la solution d'un problème dans lequel il faudrait satisfaire plusieurs contraintes. Ce modèle repose sur deux grands principes : 1) une hiérarchisation organisée et flexible des contraintes liées à la tâche ; 2) un répertoire de postures connues et mémorisées, qui comporte six étapes. Depuis la posture initiale, le sujet évalue un ensemble de postures qu'il a récemment utilisées et stockées afin de choisir la mieux adaptée aux contraintes de la tâche à effectuer. A partir de cette posture, le système nerveux central génère de nouvelles postures qui sont comparées aux contraintes de la tâche jusqu'à les satisfaire. Une fois la posture finale choisie, le modèle planifie des postures intermédiaires en réduisant l'écart entre les angles courants et les angles de la posture finale puis exécute le mouvement. Ce modèle rendrait compte d'un grand nombre de résultats observés dans la littérature que ce soit pour des mouvements de pointage ou des mouvements de saisie.

1.7.D. Résumé

Il semble donc que le mouvement de préhension soit régi par un mode de planification et de contrôle intrinsèque où les positions initiale et finale tiendraient un rôle majeur. Dans ces conditions, le système nerveux central gère le mouvement au travers des variables articulaires comme le montre un grand nombre de travaux, en intégrant des paramètres supplémentaires propres à la chaîne du membre supérieur comme l'inertie des segments. Dans la littérature, ce mouvement de préhension est également abordé selon un autre point de vue, celui de la biomécanique. Les différents travaux décrivent ses composantes et les différents liens existant entre elles (Jeannerod, 1981, 1984)

I.8. La préhension chez l'homme

Il semble donc que le mouvement de préhension soit régi par un mode de planification et de contrôle intrinsèque où les positions initiale et finale tiendraient un rôle majeur. Dans ces conditions, le système nerveux central gère le mouvement au travers des variables articulaires comme le montre un grand nombre de travaux, en intégrant des paramètres supplémentaires propres à la chaîne du membre supérieur comme l'inertie des segments. Les différents travaux décrivent ses composantes et les différents liens existant entre elles (Jeannerod, 1981, 1984).

1.8.A. Description : deux composantes

Le mouvement de préhension, analysé pour la première fois par Woodworth en 1899 (Woodworth, 1899), a été décrit dans la littérature dans les années 1980 par Marc Jeannerod (Jeannerod, 1981; Jeannerod et Prablanc, 1983; Jeannerod, 1984) comme un mouvement composé de deux phases :

- Une phase de « transport » : elle consiste à transporter la main à grande vitesse à proximité de l'objet à saisir. Cette phase se caractérise par un mouvement dit balistique, c'est-à-dire avec des possibilités restreintes d'ajustement de trajectoire du mouvement ainsi que par un profil de vitesse du poignet en forme de cloche.
- Une phase de « saisie » : elle suit la phase de transport et se caractérise par une nette réduction de la vitesse du poignet couplée à une ouverture et fermeture des doigts afin d'assurer une prise adaptée sur la cible. La formation de la pince manuelle présente plusieurs éléments particuliers :

- sa taille est directement proportionnelle à la taille de l'objet à saisir et lui est toujours supérieure (Jeannerod, 1981; Bootsma et al., 1994).
- L'ouverture de la pince marquée par l'extension des doigts commence dès le début de la phase de transport (Gentilucci et al., 1991; Gentilucci et al., 1992; Bootsma et al., 1994).
- L'ouverture maximale de la pince se produit entre 70 et 80% de la durée totale de mouvement (Jeannerod, 1984).

Les premières observations de Jeannerod (Jeannerod, 1981) le conduisent à penser que les deux composantes d'un mouvement de préhension, à savoir le transport et la saisie, seraient contrôlées par deux canaux visuo-moteurs distincts. Un canal serait ainsi en charge de coordonner le transport du bras, et le second coordonnerait l'action des doigts pour former la pince sur l'objet. Afin de confirmer cette hypothèse et de mettre en évidence les éventuels liens existants entre ces deux canaux responsables du contrôle de la saisie d'objet, il met en place un second protocole.

1.8.B. Relation entre les composantes

1.8.B.a. Indépendance des composantes

D'après ses premières observations, Jeannerod émet l'hypothèse selon laquelle les deux composantes du mouvement de préhension, chacune gérée par un canal visuo-moteur distinct, seraient contrôlées de manière indépendante l'une de l'autre. Ainsi l'objectif de sa seconde étude (Jeannerod, 1984) était de manipuler la taille et la localisation de l'objet à saisir. Suivant ce dispositif expérimental, le paramètre localisation était assimilé à une propriété extrinsèque de l'objet et serait liée à la composante de « transport », tandis que sa taille serait plutôt une propriété intrinsèque de l'objet et serait reliée à celle de saisie. Dans le cas d'une indépendance des canaux, un changement affectant l'une des propriétés de l'objet (extrinsèque vs intrinsèque) ne devrait affecter que la composante du mouvement correspondante.

La figure I.10 montre les résultats obtenus pour la vitesse du poignet et l'ouverture de la pince en manipulant trois distances (graphiques A₁ et A₂) et trois tailles d'objets (graphiques B₁ et B₂).

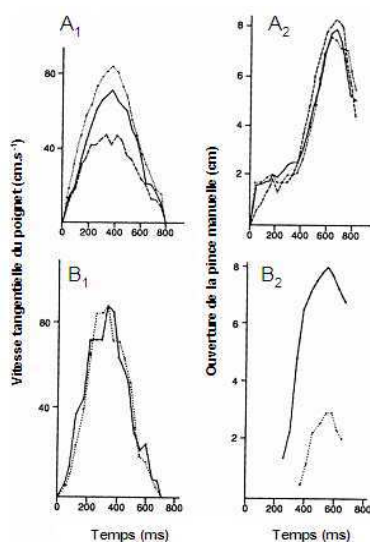


Figure I.10 : Profils des vitesses du poignet et de l'ouverture de la pince en fonction de la localisation (A) et de la taille (B) de l'objet cible (Jeannerod, 1984).

Il est observé qu'une augmentation de l'amplitude du mouvement entraîne une augmentation du pic de vitesse tangentielle du poignet (A_1) en laissant inchangée l'ouverture de la pince (A_2). En revanche, lorsque la taille de l'objet varie pour une même distance, l'ouverture de la pince varie sans affecter la phase de transport (B_1 et B_2). De plus, lorsque l'amplitude du mouvement augmente, le temps de mouvement augmente également mais ne modifie pas la durée relative des phases d'accélération et de décélération du poignet au cours du transport. L'hypothèse des deux canaux visuo-moteurs indépendants a été renforcée par de nombreux travaux incluant la manipulation de la taille de l'objet, y compris en la faisant varier après l'initiation du mouvement (Gentilucci et al., 1991; Chieffi et al., 1992; Castiello et al., 1993; Bootsma et al., 1994; Paulignan et Jeannerod, 1996).

I.8.B.b. Interdépendance des composantes

L'hypothèse des canaux visuo-moteurs indépendants a initié plusieurs séries d'études complémentaires au cours desquelles d'autres propriétés intrinsèques de l'objet ont été envisagées. Plusieurs résultats suggèrent que les deux composantes du mouvement de préhension sont exécutées en parallèle et seraient d'une certaine mesure couplées l'une avec l'autre. En effet, Paulignan et collaborateurs (Paulignan et al., 1991) propose un protocole au cours duquel un paradigme de saut de cible est utilisé. La perturbation de la position est produite après l'initiation du mouvement. Les auteurs observent que dans la condition perturbée, le poignet comme l'ouverture de la pince présente des modifications au niveau du

profil de vitesse. Ce résultat suggère l'existence d'un couplage spatial entre les composantes, hypothèse renforcée par d'autres études, notamment celles Haggard et Wing (Haggard et Wing, 1991, 1995, 1998). D'autre part, Kudoh et collaborateurs (Kudoh et al., 1997) réalisent un protocole de saisie d'objets de petite taille. Par une analyse temporelle, les auteurs trouvent une forte corrélation entre l'instant d'apparition du pic de décélération de la vitesse du poignet et celui d'ouverture maximale de la pince. Ce résultat tend à montrer, comme le suggère d'autres auteurs (Hoff et Arbib, 1993), qu'il existerait un programme central qui couplerait de manière temporelle les phases de transport et de saisie. Enfin, d'autres auteurs (Saling et al., 1998; Alberts et al., 2002) prennent en compte les deux modes de couplages et mettent en évidence la possibilité d'un couplage spatio-temporel entre la phase de transport et celle de saisie.

I.8.B.c. Une approche alternative de la préhension

Cette approche a été proposée par Smeets et Brenner (Smeets et Brenner, 1999) à l'issue d'une expérience de pointage de cible disposée le long d'une barre dont l'inclinaison variait dans l'espace (Brenner et Smeets, 1995). Les résultats conduisent les auteurs à considérer le mouvement de préhension comme une tâche de double pointage pouce-index et non comme une décomposition en une phase de transport et une phase de saisie. Le mouvement serait planifié de manière indépendante pour le pouce et l'index afin qu'ils arrivent de manière orthogonale et simultanée sur l'objet, assurant une précision de contact et une génération de forces nécessaire à sa manipulation. Cependant, ce modèle n'a été validé que pour des saisies à deux doigts pouce-index. De plus il n'intègre aucun paramètre postural comme la configuration articulaire du membre supérieur qui revêt, comme nous allons le montrer par la suite, une grande importance dans les mouvements de préhension.

En résumé, il semblerait que la planification du geste de préhension se fasse via deux canaux visuo-moteur distincts qui seraient couplés l'un avec l'autre sur une base à la fois spatiale et temporelle. Afin de tester cette hypothèse, plusieurs auteurs ont fait évoluer les dispositifs expérimentaux en intégrant une contrainte supplémentaire : celle d'un obstacle.

I.9. Effet d'un obstacle sur les coordinations motrices du membre supérieur

I.9.A. Modification des composantes de transport et de saisie

Comme nous l'avons vu dans la partie précédente il n'existe pas de consensus sur la façon dont le système nerveux central coordonne le mouvement de préhension. Afin de pousser les analyses plus loin, les chercheurs ont voulu tester l'effet de contraintes spatiales, et plus particulièrement la présence d'un obstacle, sur les coordinations motrices lors de la réalisation d'un geste de préhension.

Le postulat de départ serait le suivant : la présence d'un obstacle sur la trajectoire du mouvement représente une contrainte que le système nerveux central doit intégrer dans la planification et gérer lors du contrôle du mouvement afin d'éviter la collision tout en exécutant avec succès la saisie d'un objet. La façon dont les différents paramètres sont modifiés en présence de cette contrainte fournirait des informations plus précises à propos des mécanismes impliqués dans la coordination des mouvements.

Un des premiers effets de l'ajout d'un obstacle placé directement entre la position de départ et la cible est l'augmentation de la courbure de la trajectoire du poignet qui a pour effet direct d'augmenter la distance parcourue (Sabes et Jordan, 1997; Saling et al., 1998; Alberts et al., 2002). En fonction des propriétés intrinsèques de l'obstacle (hauteur, largeur, profondeur), de sa localisation, et du fait qu'il masque ou non la vue de la cible, sa présence entraîne une participation non négligeable du tronc dans le mouvement (Saling et al., 1996; Wang et Stelmach, 2001; Gorce et Bendahan, 2005; Bendahan, 2006). La cinématique du poignet est donc modifiée et plusieurs auteurs rapportent une augmentation du temps de mouvement et une réduction de la vitesse maximale mesurée au niveau du poignet (Tresilian, 1998; Mon-Williams et al., 2001; Gorce et Bendahan, 2005; Geronimi, 2008).

Geronimi (Geronimi et Gorce, 2007, 2008) montre que la durée du mouvement est affecté de manière différente par l'obstacle en fonction de la direction de saisie. En effet, une saisie réalisée en présence d'un obstacle suivant une direction controlatérale (e.g. un objet situé sur la gauche saisi avec la main droite) présente une durée de mouvement significativement plus

longue qu'une saisie avec obstacle réalisée suivant l'axe antéropostérieur ou suivant une direction homolatérale (e.g. un objet situé sur la droite saisi avec la main droite).

De plus, les paramètres caractéristiques des composantes de transport et de saisie sont affectés de manière différente en fonction des propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle. Alberts et collaborateurs (Alberts et al., 2002) testent l'influence de la position de l'obstacle sur les deux composantes du mouvement de préhension. Comme cité précédemment la présence d'un obstacle modifie les profils de vitesse du poignet, de l'ouverture de la pince ainsi que le temps de mouvement global. Les auteurs constatent également que le fait de franchir un obstacle proche prolonge de manière significative la durée de la phase de transport et l'instant d'apparition du pic de vitesse par rapport à un franchissement d'obstacle plus éloigné. De manière identique au niveau de la pince, franchir un obstacle proche entraîne une prolongation de la durée d'ouverture des doigts, de l'instant d'apparition de l'ouverture maximale, ainsi que des vitesses maximales d'ouverture et de fermeture de la pince (figure I.11).

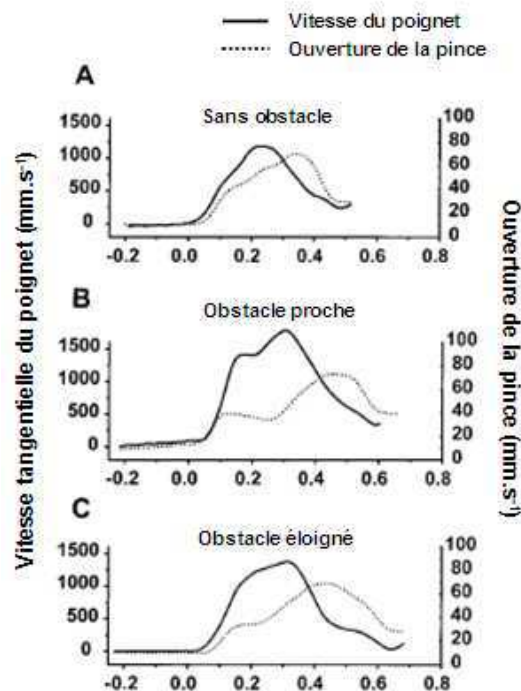


Figure I.11 : Effet de la position d'un obstacle sur les profils des vitesses du poignet et de l'ouverture de la pince. D'après Alberts et collaborateurs (Alberts et al., 2002).

De même, Saling et collaborateurs (Saling et al., 1998) rapporte une modification du profil d'ouverture de la pince ainsi que de sa valeur maximale en fonction de la hauteur de l'obstacle perturbant la composante de transport (figure I.12). D'après les auteurs le fait de réduire l'ouverture de la pince lors d'un franchissement d'obstacle permettrait de réduire les risques de collision (Saling et al., 1998; Tresilian, 1998; Castiello et al., 1999).

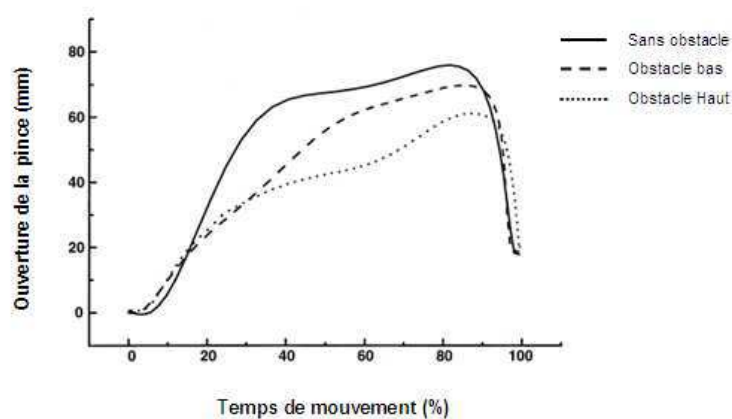


Figure I.12 : Effet de la position d'un obstacle sur les profils des vitesses du poignet et de l'ouverture de la pince. D'après Saling et collaborateurs (Saling et al., 1998).

1.9.B. Influence d'un franchissement d'obstacle sur les coordinations motrices

Comme le montre le paragraphe précédent, il a été mis en évidence dans plusieurs études une modification de la phase de saisie lorsque la phase de transport était perturbée par la présence d'un obstacle (Saling et al., 1998; Alberts et al., 2002). Les auteurs concluent qu'il y aurait un partage des informations entre les deux composantes du mouvement qui seraient ainsi couplées spatio-temporellement au niveau du système nerveux central. Ce paradigme a également été utilisé afin d'apporter des éléments nouveaux concernant les espaces de planifications du mouvement : planification dans l'espace extrinsèque (Morasso, 1981; Abend et al., 1982; Flanagan et Rao, 1995; Wolpert et al., 1995) versus planification dans l'espace intrinsèque (Soechting et Lacquaniti, 1981; Lacquaniti et Soechting, 1982; Soechting et Lacquaniti, 1983; Desmurget et Prablanc, 1997).

Dean et Bruwer (Dean et Bruwer, 1994) ont étudié une tâche de pointage 2D intégrant un évitement d'obstacle. Ce dernier pouvait se trouver à différents emplacements sur la trajectoire du mouvement. De plus, plusieurs positions initiales et finales étaient considérées

au cours du protocole. Les auteurs rapportent que les paramètres de la trajectoire varient avec la localisation dans l'espace de travail et l'orientation du mouvement. Ce résultat conforterait l'hypothèse d'une planification dans l'espace articulaire ou intrinsèque. De même Sabes (Sabes, 1996; Sabes et Jordan, 1997) propose une expérience de pointage avec évitement d'obstacle planaire (Figure I.13.A) au cours de laquelle la position de départ et d'arrivée, la cible, et l'orientation de l'obstacle subissent une rotation de telle sorte que les contraintes spatiales subissent une symétrie centrale (figure I.13). Pour chaque position et orientation de bloc [position initiale – obstacle – cible] les sujets réalisent le mouvement dans le sens horaire puis antihoraire. On considère la position du pointeur de la trajectoire le plus proche de la pointe de l'obstacle (P_P). Si la trajectoire était effectivement planifiée dans l'espace extrinsèque, les trajectoires obtenues pour chacune des conditions devraient être identiques à l'angle de rotation du dispositif près, et la distribution des P_P identique. Or des variations sont observées entre les différentes conditions, résultat en faveur d'une planification dans l'espace intrinsèque.

D'autre part, les auteurs suggèrent que les asymétries observées pourraient être reliées aux propriétés anisotropes des segments impliqués. Afin de tester cette hypothèse, les auteurs ont recours à un argument de stabilité. Etant donné le bruit dans la commande musculaire et dans les informations sensorielles, la variance des angles articulaires va causer des variations de mouvements de la fin de la chaîne. Il serait donc préférable que ces perturbations ne conduisent pas à heurter l'obstacle. On considère des capteurs sensoriels et des effecteurs entachés de bruit indépendant et de variance σ^2 pour chaque DDI. Alors la variance du bruit résultant de la position de la fin de chaîne atteinte ou mesurée \mathbf{dx} peut être évaluée au travers de la relation :

$$\text{var}(\mathbf{dx}) = E(\mathbf{dx}\mathbf{dx}^T) \approx E(\mathbf{J}\mathbf{d}\theta\mathbf{d}\theta^T\mathbf{J}^T) = \mathbf{J} \text{var}(\mathbf{d}\theta)\mathbf{J}^T = \sigma^2\mathbf{J}\mathbf{J}^T \quad (\text{I.11})$$

Le terme $\mathbf{M} = \mathbf{J}\mathbf{J}^T$ fait référence à la manipulabilité qui transforme le bruit articulaire en bruit dans la position de l'effecteur. Il serait donc plus difficile de positionner ou d'obtenir des informations sensorielles fiables dans la direction du grand axe de l'ellipsoïde de manipulabilité que pour le plus petit axe. Dans ce cas la posture choisie au point P_P devrait être telle que le plus petit axe de l'ellipsoïde de manipulabilité soit aligné avec l'axe défini par l'extrémité de l'obstacle et le point de passage P_P .

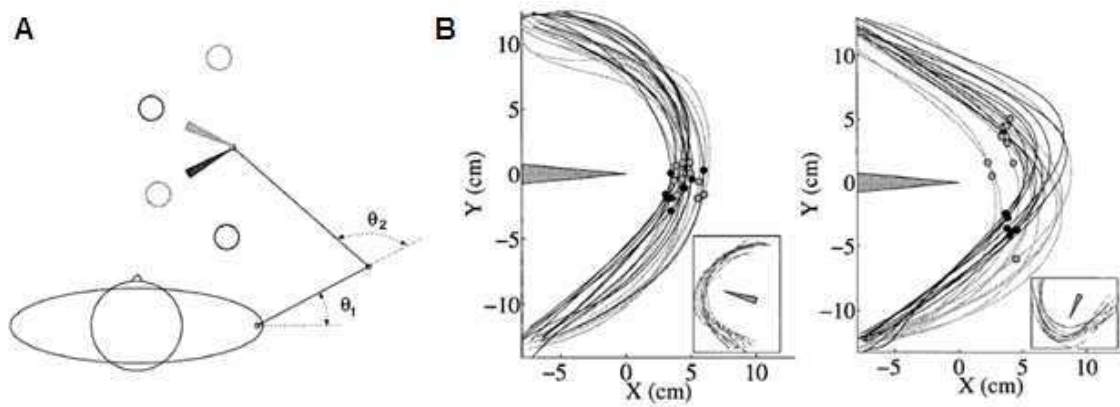


Figure I.13 : A. Dispositif expérimental de rotation d'obstacle (Sabes et Jordan, 1997). Le schéma représente la position de l'obstacle (triangle), des cibles de départ et d'arrivée (cercles) par rapport au sujet dans deux configurations différentes, une en gris et l'autre en noir. θ_1 et θ_2 représentent respectivement les angles de l'épaule et du coude.

B. Trajectoires du poignet obtenues pour deux orientations d'obstacles (rectangle en bas à droite de chaque graphique). Les trajectoires en noir font référence à un mouvement réalisé dans le sens horaire et celles en grises à celui dans le sens antihoraire. Les cercles indiquent la position où la distance poignet-obstacle est minimale.

Des résultats de simulation prédisant l'orientation de l'axe reliant l'extrémité de l'obstacle et le point Pp en alignant l'axe mineur de l'ellipsoïde de manipulabilité et de mobilité (qui prend en compte l'inertie de la chaîne cinématique) semblaient corroborer l'hypothèse de la gestion de stabilité vis-à-vis des perturbations sensorielles et motrices.

Jaric et Latash (1998, 1999) ont étudié les modifications des paramètres cinématiques durant l'apprentissage d'une tâche de pointage 2D réalisée le plus rapidement possible avec évitement d'obstacle. A la fin des quatre sessions d'entraînement, ils mettent en évidence une réduction de la variabilité des angles articulaires à l'épaule au coude et au poignet et une augmentation de la vitesse de l'épaule, du coude et de l'extrémité du pointeur mais pas de celle du poignet. A partir de ces observations, ils considèrent l'émergence de deux groupements fonctionnels des DDIs:

1. Le premier implique les articulations de l'épaule et du coude afin de transporter le pointeur jusqu'à la cible,
2. Le second implique les trois articulations afin de limiter les mouvements du poignet sous l'effet des forces inertielles et de gravité.

Jaric et Latash (1999) suggèrent que la seconde synergie pourrait correspondre à une seconde tâche fonctionnelle qui consiste à limiter les mouvements du poignet.

L'ajout d'une contrainte spatiale matérialisée par un obstacle sur la trajectoire du mouvement apparaît donc comme un bon moyen de mettre en évidence le mode de planification intrinsèque du geste de préhension. D'autre part, la gestion de la présence d'un obstacle modifie les paramètres du mouvement, il serait intéressant d'aborder la gestion de la redondance dans ce cadre et compléter notamment les résultats de Jaric et Latash (1999).

Dans la suite de ce chapitre nous évoquons les études relatives aux altérations motrices constatées chez les sujets tétraplégiques.

I.10. Coordination motrice chez le sujet atteint d'une lésion médullaire

I.10.A. Définition de la tétraplégie

Il s'agit d'une altération des fonctions sensitivo-motrices à la suite d'une atteinte de la région cervicale de la moelle épinière. Le « syndrome sous lésionnel » correspond à l'interruption des voies de conduction intra-médullaire motrice (descendantes) et sensitive (ascendantes). L'atteinte motrice se caractérise par une paralysie des muscles dont les motoneurones sont situés sous la lésion et l'atteinte sensitive par une anesthésie des territoires sous-lésionnels (Laffont et al., 2005). Le « syndrome lésionnel » quant à lui correspond à la destruction d'un ou plusieurs métamères associée à une lésion des motoneurones et une interruption des circuits réflexes. On désigne le niveau de la tétraplégie par le dernier métamère sain. Allieu (1993) suggère trois groupes : Les tétraplégies hautes (lésion au niveau de C5-C6), moyennes (lésion au niveau de C6-C7) et basses (lésion médullaire au niveau de C7-C8-T1).

On utilise le terme de tétraplégie complète quand aucune activité motrice ni sensitive n'est décelée en dessous de la lésion et incomplète dans tous les autres cas. La Classification ASIA permet de caractériser les fonctionnalités motrices des muscles sur une échelle de 0 à 5 (tableau I.2) et sensibles sur une échelle de 0 à 3. D'autre part, la classification de Giens répartit les patients tétraplégiques en 10 groupes en fonction du muscle fonctionnel le plus distal ayant un score ASIA au moins égal à 4 (American Spinal Injury Association, 1992).

Tableau I. 2 : Tableau de cotation des capacités musculaires des patients tétraplégiques

Score moteur ASIA	
0	Aucune contraction musculaire, visible ou palpable
1	Contraction musculaire, visible ou palpable, sans mouvement
2	Contraction entraînant un mouvement, dans toute l'amplitude articulaire passive possible, en éliminant la pesanteur du segment de membre
3	Contraction entraînant un mouvement, dans toute l'amplitude articulaire passive possible, contre la pesanteur
4	Contraction entraînant un mouvement, dans toute l'amplitude articulaire passive possible, contre une légère résistance
5	Contraction entraînant un mouvement, dans toute l'amplitude articulaire passive possible, contre une résistance complète

1.10.B. Déficit et incapacité

Les muscles innervés au dessus de la lésion sont toujours fonctionnels. Pour une tétraplégie au niveau C4 tous les muscles du membre supérieur sont paralysés et le déficit est important. Les sujets tétraplégiques de niveau C5 complets peuvent utiliser les fléchisseurs du coude et les deltoïdes pour effectuer des saisies bimanuelles. Cependant, ils restent très dépendants de leur entourage. A partir du niveau C6, les capacités de préhension sont présentes avec une fonctionnalité des muscles de l'épaule, des fléchisseurs du coude et des extenseurs du poignet. Cependant, le triceps et les muscles fléchisseurs des doigts sont paralysés.

Néanmoins, l'expérience clinique montre que les patients sont capables de conserver une action de fermeture des doigts en combinant la tension musculaire résiduelle des fléchisseurs des doigts avec une extension du poignet. Cette extension entraîne une fermeture passive des phalanges distales permettant la saisie d'objets légers. C'est ce que l'on appelle l'effet ténodèse, qui a également été mis en évidence lors de protocoles expérimentaux de préhension chez les patients tétraplégiques (Laffont et al., 2000; Revol et al., 2002).

Les sujets de niveau C7 possèdent les mêmes capacités motrices que les sujets C6. C8 et T1 possèdent les fléchisseurs des doigts et leur préhension se rapproche donc de celles des sujets valides. Dans le Tableau I.3 (Gschwind, 1999), les types de mouvements que peuvent encore exécuter les personnes tétraplégiques sont présentés en fonction du niveau de la lésion.

D'autre part le Tableau I.4 (Zancolli, 1979) présente l'innervation des muscles en fonction du niveau médullaire.

Tableau I.3 : Classification suivant l'origine du niveau d'atteinte (d'après Gschwind, 1999)

Niveau de la lésion	Fonction présente
C5	Abduction de l'épaule Flexion du coude
C6	Extension du poignet
C7	Extension du coude
	Extension des doigts
	Flexion du poignet
	Pronation de l'avant bras
C8	Flexion des doigts
T1	Fonction intrinsèque

Tableau I.4 : Innervation segmentaire des muscles de l'avant-bras (d'après Zancolli, 1979)

C5	C6	C7	C8	T1
Biceps				
Brachialis				
Brachioradialis				
Supinator				
	Extensor carpi radialis longus			
	Extensor carpi radialis brevis			
	Pronator teres			
	Flexor carpi radialis			
	Triceps			
	Ext. digitorum communis			
	Ext. digiti quinti			
	Ext. carpi ulnaris			
	Ext. indicis proprius			
	Ext. pollicis longus			
	Pronator quadratus			
	Flexor digitorum profundus			
	Flexor pollicis longus			
	Flexor carpi ulnaris			
	Lumbricals			
	Flexor digitorum			
	Sublimis			
	Thenar muscles			
	Adductor pollicis			
	Interossei			
	Hypothenar muscles			

1.10.C. Analyse du mouvement chez le sujet tétraplégique

L'évaluation des fonctions motrices au niveau du bras et de la main est aussi importante pour le clinicien que pour le patient tétraplégique lui-même. Pour le premier, cette évaluation lui permet de faire un bilan et de planifier la rééducation, alors que pour le patient elle détermine directement son niveau d'autonomie et d'indépendance. De plus, il semblerait que parmi un ensemble de fonctions motrices incluant la marche, la sexualité ou les fonctions intestinales et vésicales, celle de retrouver une motricité complète au niveau du membre supérieure et de la main est prioritaire pour les blessés médullaires (Hanson et Franklin, 1976). C'est dans cette optique que les protocoles de réhabilitation fonctionnelle notamment

en ergothérapie sont élaborés. Cependant, les évaluations sont le plus souvent qualitatives (American Spinal Injury Association, 1992). Afin de pouvoir quantifier de manière précise les capacités motrices des patients autrement que par des échelles de valeurs (Fattal, 2004a, b; Fattal et al., 2004), les équipes de recherche ont mis en place des protocoles expérimentaux en se focalisant sur des paramètres représentatifs des capacités fonctionnelles des patients. Par comparaison avec des groupes dits contrôles, l'objectif est de caractériser le mouvement réalisé en présence de déficiences motrices et de fournir des informations supplémentaires aux équipes médicales qui pourraient les aider dans certains choix opératoires ou de rééducation. Ces travaux s'appuient sur l'enregistrement de l'activité des muscles fonctionnels par l'intermédiaire de l'électromyographie (EMG) ainsi que sur des analyses cinématiques du membre supérieur.

Ainsi, les investigations s'attachent à évaluer le niveau de participation des muscles fonctionnels ainsi que les réorganisations cinématiques au niveau des articulations du membre supérieur survenues chez les patients. Ces modifications de patterns sont la conséquence de la perte de contrôle volontaire de plusieurs muscles importants comme le triceps brachial, extenseur principal du coude, ou les fléchisseurs des doigts, rendant difficile la manipulation d'objets.

I.10.C.a. Paramètres électromyographiques

Au niveau musculaire, les résultats expérimentaux montrent des modifications de patterns de coordinations lors de divers mouvements impliquant le membre supérieur chez les patients (Latash, 1988b, a; Koshland et Galloway, 1998; Seelen et al., 1998; Thomas et del Valle, 2001). Dans le cadre d'une chaîne cinématique fermée, certaines études ont cherché à identifier quels muscles permettent de générer une extension isométrique du coude. Chez le sujet tétraplégique ses muscles sont notamment impliqués lors de tâches de transfert. En considérant des contractions à différents niveaux de la contraction isométrique volontaire maximale (CIVM), l'activité des muscles deltoïde antérieur, faisceau supérieur du grand pectoral, biceps brachial et triceps brachial a été mesurée chez les sujets valides et tétraplégiques de niveau C6 (Marciello et al., 1995; Gefen et al., 1997). Selon les résultats, la valeur RMS augmente avec le pourcentage de la CIVM pour l'ensemble des muscles pour les 2 groupes. Cependant, pour les sujets tétraplégiques l'activité du triceps et biceps brachial est

beaucoup plus faible que celle du muscle deltoïde antérieur ((Gefen et al., 1997) et du faisceau supérieur du grand pectoral (Marciello et al., 1995) suggérant que ces muscles permettent de générer une extension isométrique du coude chez les sujets C6 lors de l'exécution d'une tâche en boucle cinématique fermée.

L'hypothèse de l'importance cruciale des régions proximales du membre supérieur, et plus particulièrement de l'épaule, est alors avancée puis testée de manière expérimentale. Gronley et collaborateurs (Gronley et al., 2000) proposent dans cette optique une analyse EMG de douze muscles de l'épaule lors de la réalisation de tâches de la vie quotidienne (il est intéressant de noter que c'est l'une des rares études présentant des résultats suite à un enregistrement invasif de signaux musculaires). Ces tâches étaient réalisées par des patients tétraplégiques C6. Les auteurs concluent à une plus grande sollicitation au niveau des muscles élévateurs de l'humérus et rotateurs de la scapula par rapport à des valeurs mesurées chez des sujets ne présentant aucun trouble moteur (Kronberg et al., 1990; McMahon et al., 1996). Ces résultats confirment une implication importante du complexe de l'épaule dans l'exécution de mouvements chez les patients tétraplégiques. Deux causes pourraient expliquer ce phénomène : 1) une réduction de la force brute des muscles du membre supérieur, 2) une modification du pattern de coordination musculaire résultant d'une compensation au niveau de l'épaule du fait de l'absence de plusieurs muscles au niveau distal (avant-bras et main). Cette seconde hypothèse a été testée par des travaux récents (Koshland et al., 2005; Janssen-Potten et al., 2008). Les auteurs s'appuient sur une analyse temporelle de l'activité musculaire ainsi que sur les couplages temporels d'activités entre les groupes agonistes et antagonistes. Les résultats révèlent des différences de pattern d'activation entre les sujets tétraplégiques et des individus témoins. Des patients atteints au niveau C6 ne semblent plus être capables d'activer leur muscle de manière sélective. Ils effectueraient plutôt une contraction de l'ensemble des muscles impliqués dans le mouvement sur la majeure partie de sa durée (Janssen-Potten et al., 2008). De plus, Koshland et collaborateurs (Koshland et al., 2005) montrent que les patients adoptent un pattern de contraction n'impliquant que les muscles agonistes de l'épaule au cours d'un mouvement, même si le groupe d'antagonistes est fonctionnel dans une tâche isométrique. Ils se différencient alors d'un pattern contrôle qui se base sur un pattern de contraction impliquant des groupes musculaires agonistes/antagonistes.

I.10.C.b. Paramètres cinématiques

Deux types de paramètres cinématiques ont été évalués dans le cadre d'études portant essentiellement sur le geste de pointage et de préhension :

1. Les déplacements, vitesses et accélérations cartésiens de points anatomiques particuliers tels que l'acromion, le poignet ou la main (Gronley et al., 2000; Laffont et al., 2000; Reft et Hasan, 2002; Remy-Neris et al., 2003; Koshland et al., 2005; Hoffmann et al., 2006; Janssen-Potten et al., 2008).
2. L'amplitude des mouvements angulaires des articulations de l'épaule du coude et du poignet (Remy-Neris et al., 2003; Koshland et al., 2005; Hoffmann et al., 2006) des a,

Chez des sujets atteints au niveau C6 et dans le cadre du geste d'atteinte dans différentes directions, Koshland et al. (2005) et Hoffmann et al. (2006) mettent en évidence une trajectoire de la main quasi rectiligne avec un profil de vitesse en cloche similaire à ceux des sujets valides (figure 1.14). Cependant, des différences subsistent avec notamment une vitesse moyenne du poignet d'amplitude plus faible ($0.6\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ vs $1.3\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) et invariante selon la direction de pointage alors qu'elle varie chez le sujet valide (Koshland et al., 2005). La présence d'un second pic de vitesse à la fin du geste représentant l'effet ténodèse est aussi décelé (Laffont et al., 2000). Selon la tâche, les différences témoignent de l'adoption d'une stratégie particulière. En effet, lors d'un mouvement de pointage dans la partie externe de l'espace atteignable, la hauteur du poignet est plus faible chez les sujets cérébrolésés par rapport aux sujets valides alors que dans le cadre d'une tâche de saisie et quelle que soit l'emplacement de l'objet, la tendance est inversée (Laffont et al., 2000). Cette saisie « haute » pourrait résulter d'une stratégie que les sujets adoptent en « lançant » la main au dessus de l'objet pour profiter de la flexion passive du poignet due à la gravité et la ténodèse dans la phase descendante.

On note aussi des modifications du mouvement au niveau de la cinématique articulaire. Lors d'une tâche de pointage dans la plan horizontal suivant différentes directions, Koshland et collaborateurs (Koshland et al., 2005) rapportent une diminution d'amplitude du mouvement articulaire de l'épaule et du coude par les sujets tétraplégiques (Koshland et al.,

2005; Hoffmann et al., 2006). Cette observation est confirmée par (Hoffmann et al., 2006). De plus, ces patients présentent un profil d'accélération angulaire oscillant au niveau de l'épaule avec des valeurs pics beaucoup plus faibles que celles mesurées chez des sujets valides (figure I.15). Hoffmann et collaborateurs (Hoffmann et al., 2006) aborde la question de l'extension du coude en l'absence du triceps, muscle principal responsable de ce mouvement. Dans son étude, il considère 3 groupes de sujets, deux groupes avec paralysie totale ou partielle du triceps et un groupe ayant bénéficié d'un transfert de tendons (biceps ou deltoïde postérieur).

Par une analyse cinématique, il est suggéré que les patients réalisent cette extension en exploitant les couples d'interactions mécaniques entre les différents segments du membre supérieur. Cette constatation est faite après l'observation de mouvements articulaires plus importants au niveau de la scapula chez le sujet tétraplégique par rapport aux sujets valides.

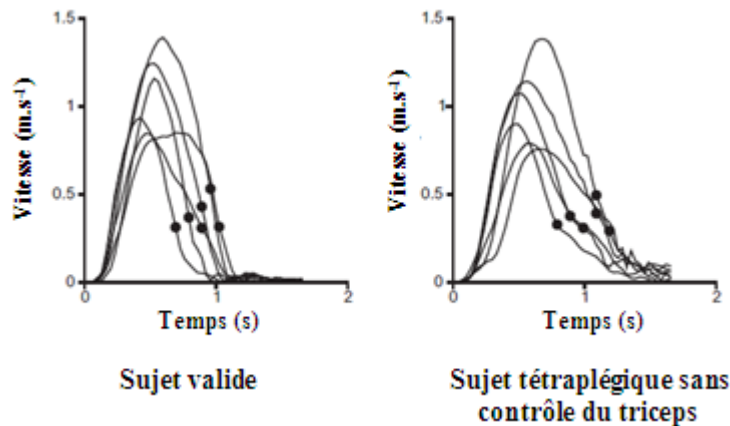


Figure I.14 : Profil de vitesse au niveau du poignet au cours d'une tâche de pointage réalisée par un sujet contrôlé (à gauche) et un sujet tétraplégique n'ayant pas la possibilité de contracter volontairement son triceps (à droite). D'après Hoffmann et collaborateurs (Hoffmann et al., 2006).

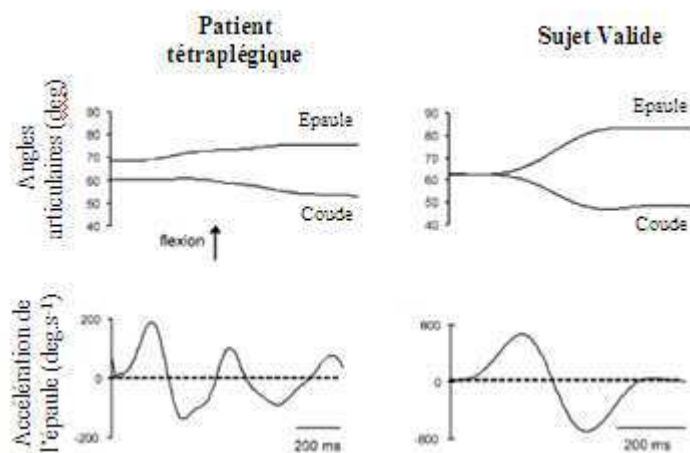


Figure I.15 : Cinématique angulaire au cours d'une tâche de pointage planaire réalisée par un sujet valide et un sujet tétraplégique. D'après Koshland et collaborateurs (Koshland et al., 2005).

La rotation latérale de la scapula et la supination, ainsi que, dans une moindre mesure, l'abaissement dans l'articulation gléno-humérale, dans la partie externe de l'espace de travail, et la protraction de la scapula, dans la partie interne de l'espace de travail. Les rotations articulaires en question permettent d'augmenter la longueur fonctionnelle du membre supérieur. Les liens existants entre les degrés de liberté impliqués dans le mouvement sont aussi analysés. D'une part, les résultats montrent une relation temporelle linéaire entre le plan d'élévation du bras et la flexion/extension du coude à la fois pour le groupe contrôle et les différents groupes de patients. D'autre part, une ACP révèle que pour les sujets valides, environ 90% de la variance est expliquée par deux facteurs. Chez les patients tétraplégiques le pourcentage expliqué par les deux premières CP est légèrement inférieur et significativement plus petit pour les patients présentant une paralysie complète du triceps. En revanche, les évolutions temporelles des deux CP sont similaires pour tous les groupes (figure I.16). En étudiant les degrés de liberté associés deux synergies sont mises en évidence. La première impliquant la protraction-rétraction de la scapula, le plan d'élévation et l'élévation de l'humérus permet l'orientation du bras. La seconde synergie correspond à l'extension du membre supérieur et comprend l'élévation-dépression de la scapula, la rotation axiale de l'humérus et la flexion-extension du coude. Ce résultat suggère que malgré la déficience motrice du triceps, la distribution des angles impliqués soit dans l'orientation du mouvement soit dans l'extension sont similaires chez les sujets valides et les sujets tétraplégiques.

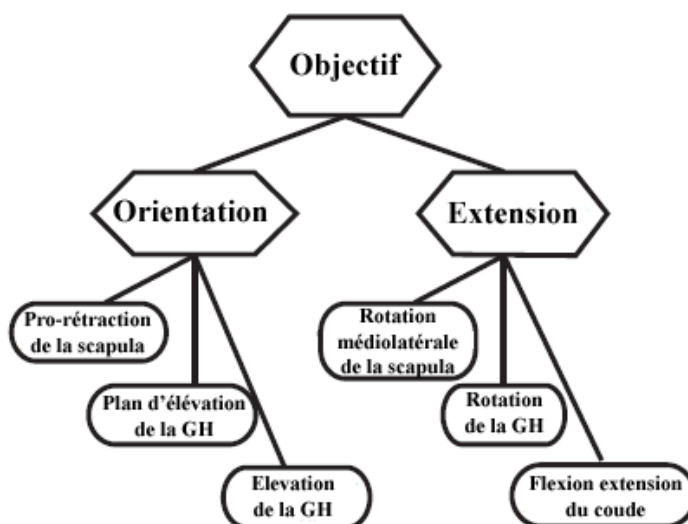


Figure I.16 : Schéma des deux synergies pour les mouvements d'atteinte chez le sujet valide et tétraplégiques. GH : articulation gléno-humérale. Traduit d'après Hoffmann et collaborateurs d'après (Hoffmann et al., 2006).

I.11. Synthèse et conclusion

Le membre supérieur présente une redondance articulaire lors de l'exécution des mouvements de pointage et de préhension. La notion de synergie telle qu'elle est définie par Latash (Latash et al., 2007) nous semble la plus adaptée pour étudier les coordinations motrices puisqu'elle envisage à la fois un partage de la tâche entre les différents degrés de liberté impliqués ainsi que la flexibilité des variables d'état dans le but de stabiliser une variable de performance importante au regard de la tâche. Le premier aspect de l'étude des synergies a été déjà abordé dans le cadre du geste de préhension contraint (Jaric et Latash, 1998, 1999; Tseng et al., 2002) et dans le cadre d'une déficience motrice (Hoffmann et al., 2006). Il nous semble pertinent d'aborder le second aspect et ceci à plusieurs titres :

1. Evaluer des indices quantitatifs de la coordination motrice considérant l'ensemble des degrés de libertés et ainsi caractériser globalement le système musculo-squelettique en terme de synergie articulaire avec l'UCM et caractériser la dextérité en considérant l'indice de manipulabilité,
2. Evaluer si un obstacle induit des modifications de la coordination motrice en rapport avec l'UCM et donc tenter de valider l'hypothèse selon laquelle en cas de contrainte externe la V_{UCM} est augmentée afin de donner au système suffisamment de flexibilité lors du franchissement de l'obstacle comme c'est le cas notamment lors d'une tâche de pointage avec une cible dont la position est incertaine (de Freitas et al., 2007).
3. Dans le cadre du mouvement exécuté par les sujets tétraplégiques, évaluer les paramètres du mouvement et tenter de savoir si en termes de synergie articulaire les sujets tétraplégiques exploitent la redondance différemment par rapport aux sujets valides. L'étude menée par (Hoffmann et al., 2006) suggère que les sujets tétraplégiques semblent utiliser 2 groupements fonctionnels des DDIs de manière similaire par rapport aux sujets valides.

Les intérêts des analyses proposées peuvent être multiples. En effet, outre le fait de fournir des informations sur les capacités fonctionnelles des patients, cette approche pourrait permettre d'évaluer de manière quantitative l'effet d'un programme particulier de réhabilitation (ou d'en comparer plusieurs) sur la réorganisation des degrés de liberté dans le

but de stabiliser une variable de performance. Enfin, l'utilisation d'un outil issu de la robotique apporte un autre aspect intéressant et novateur venant compléter l'analyse des synergies en caractérisant la capacité de déplacement de l'organe terminal d'une chaîne articulaire au regard de sa posture au cours du mouvement. La suite de ce mémoire s'attache à aborder chacun de ces points afin de proposer une analyse sur l'effet d'une contrainte spatiale et d'une altération des fonctions motrices sur les coordinations articulaire lors d'un geste de préhension.

Chapitre II

Chapitre II

Moyens de mesures et évaluation des paramètres

II.1. Introduction

Ce deuxième chapitre est consacré à la présentation des indices d'évaluation des coordinations motrices du membre supérieur retenus dans le cadre de notre travail : la méthode de « l'Uncontrolled Manifold », ou UCM (Scholz et Shoner, 1999) et la manipulabilité (Yoshikawa, 1985). Les concepts ainsi que les différentes étapes nécessaires à leur mise en place et à leur utilisation sont abordées de manière détaillée. En combinant les besoins de la méthode en termes de variables aux contraintes du milieu médical, les outils de mesures sont sélectionnés parmi ceux présents sur le marché après analyses de leurs avantages et inconvénients. Enfin, après une présentation précise et illustrée du modèle biomécanique poly-articulé du membre supérieur que nous avons retenu pour notre étude, l'aspect calculatoire de la méthode est décrit au travers des différentes équations afin de préparer au mieux la partie expérimentale de ce travail.

II.2. Les indices de coordination motrice

II.2.A. Le concept de l'Uncontrolled Manifold

II.2.A.a. La stabilité

Le concept de l'UCM repose sur la notion de stabilité. Cette notion peut être envisagée selon deux approches différentes :

II.2.A.a.1 La stabilité d'un corps en l'absence de mouvement

D'un point de vue mécanique, lorsqu'on décrit un corps ou un solide, on s'intéresse en premier lieu à son état d'équilibre. La caractérisation de cet état passe par l'établissement d'un bilan des forces extérieures de telle sorte que si, dans un référentiel galiléen, « le centre d'inertie G du solide soumis à un ensemble de forces dont la somme vectorielle est nulle,

alors il est soit au repos, soit animé d'un mouvement rectiligne et uniforme ». Cette définition correspond à la première loi de Newton : le principe d'inertie (Newton, 1687). Cependant, dans le cadre des travaux s'intéressant au corps humain, l'équilibre ne peut être considéré comme un état de repos (Thomas, 1940), mais plutôt comme le maintien d'une posture au cours du temps. Un grand nombre d'études se sont intéressées au maintien de la posture debout chez l'homme (Cavanagh, 1978; Jansen et al., 1982; Jansen, 1988; Aalto et al., 1990; Derave et al., 1998). Pour se faire, ils utilisent principalement des plateformes de force afin de mesurer les déplacements du centre de gravité (CG). Dans ce cas, la stabilité de la posture est évaluée au travers de la variabilité du déplacement du CG au cours du temps de telle sorte que, plus le CG est stable dans le temps, moins la posture est variable. Grâce à cette analyse, les auteurs montrent que le corps en posture debout oscille de façon permanente pour maintenir l'équilibre. Ce paramètre équilibre a été également utilisé pour voir l'effet de divers facteurs sur l'équilibre en posture debout, comme la présence de pathologies (Sahlstrand et al., 1978; Khrantsov, 1995; Missaoui et al., 2008), la présence de perturbations externes (Fox, 1990; Paloski et al., 1992; Gorce et Vanel, 1997; Vanel et Gorce, 1997; Michel-Pellegrino et al., 2006), ou l'effet de l'âge (Vernazza-Martin et al., 2008).

II.2.A.a.2 La stabilité dynamique

La seconde manière de définir la stabilité fait référence à la théorie des systèmes dynamiques (Schoner et Kelso, 1988; Kelso, 1995) dans laquelle la stabilité correspond à la capacité d'un système à résister à diverses perturbations. En effet, tout mouvement est sujet à une variabilité du fait de ces perturbations provenant de plusieurs sources (Scholz et Schoner, 1999). Elles peuvent être externes et résulter des interactions avec l'environnement ou plutôt internes. Dans ce cas, les causes peuvent être mécaniques, e.g. forces passives générées au niveau du système musculo-squelettique, ou nerveuses, e.g. le bruit de la commande au niveau du système sensori-moteur (Todorov, 2005). De ce fait, un mouvement ne peut pas être reproduit deux fois de manière totalement identique. Cependant, il est possible d'en évaluer la stabilité. En effet, au lieu d'analyser l'évolution de la variabilité d'un paramètre précis (e.g. le CG) au cours du temps comme cela est fait dans la méthode présentée dans le paragraphe suivant, celle-ci sera évaluée après plusieurs répétitions d'un même mouvement. Cette variabilité d'un essai à l'autre va permettre de quantifier la stabilité du système : plus les variables du système varient, moins il est stable. C'est dans cette optique que l'analyse de la

variabilité d'un geste de préhension sera abordée dans la suite du mémoire, en utilisant la méthode de l'UCM.

II.2.A.b. L'Uncontrolled Manifold ou UCM

II.2.A.b.1 *Définition*

En ce basant sur la définition de la stabilité dynamique, l'Uncontrolled Manifold est une approche qui permet d'évaluer de manière quantitative la stabilité d'une variable de performance au cours des répétitions au travers de la variabilité des paramètres élémentaires caractérisant le système. Autrement dit et comme mentionné dans le chapitre précédent, L'UCM offre la possibilité d'étudier les synergies en termes de co-variation des paramètres élémentaires agissant dans le but de stabiliser une variable de performance (Latash et al., 2007). Il est important de noter que l'utilisation de l'UCM a pour pré-requis la redondance du système étudié, c'est-à-dire que le nombre de variables élémentaires considérées doit être supérieur au nombre de dimensions qui caractérisent la variable de performance. Ceci implique qu'il existe un ensemble de combinaisons des variables élémentaires conduisant à une même valeur de la variable de performance. Cet ensemble particulier représente donc un sous-groupe parmi la totalité des configurations possibles, appelé « l'Uncontrolled Manifold ».

II.2.A.b.2 *Les différentes étapes*

II.2.A.b.2.i Choix des variables élémentaires

La première étape consiste à sélectionner les variables élémentaires qui vont caractériser le système étudié. C'est sur ces variables qu'est menée l'analyse de la variabilité au cours des essais. Elles dépendent directement de la question scientifique, du niveau d'analyse, et des éléments de réponses que les chercheurs veulent apporter. De manière pratique, elles peuvent être de type mécanique ou électrophysiologique. Pour les premières, elles font référence à des productions de force, des moments de forces, des déplacements linéaires ou angulaires, des directions ou des orientations de mouvement, etc. Ces variables élémentaires ont été utilisées afin d'étudier de nombreuses tâches fonctionnelles, comme le passage de la posture assise à la posture debout (Scholz et Schoner, 1999; Scholz et al., 2000; Scholz et al., 2001), des tâches de pointage (Domkin et al., 2002; Tseng et al., 2002; Tseng et al., 2003; Domkin et al., 2005)

ou encore d'écriture (Latash et al., 2003). Le second type de variables fait plutôt référence au domaine musculaire, e.g. le niveau d'activation musculaire, et a été utilisé afin d'analyser la stabilité du centre de pression (Krishnamoorthy et al., 2003; Krishnamoorthy et al., 2004) ou lors d'une tâche de stabilisation isométrique d'une poignée (Krishnamoorthy et al., 2007).

II.2.A.b.2.ii Choix de la variable de performance

De la même façon que les variables élémentaires, les variables de performance sont choisies en rapport avec la question scientifique sous-jacente et peuvent être de nature différente (forces, trajectoires d'un point particulier, direction ou orientation de mouvement, ...). De manière plus générale, tout paramètre affecté par un changement d'une ou plusieurs variables élémentaires peut être choisi comme variable de performance de la tâche. L'avantage de la méthode UCM est de pouvoir tester la stabilité de plusieurs variables de tâches au travers de la variabilité d'un même ensemble de paramètres d'état. . En revanche, cette méthode repose sur une hypothèse de contrôle. Cela signifie qu'elle *permet de tester* si une variable de performance, choisie a priori, est stabilisée au regard des variables élémentaires *et non de mettre en évidence* celles qui le sont.

II.2.A.b.2.iii Création d'un modèle linéaire du système

Dans le cadre de l'hypothèse UCM, il est considéré que la valeur moyenne d'une variable est une estimation raisonnable de la valeur « désirée » par le système de contrôle. Ainsi, les valeurs moyennes de la variable de performance et celles des variables élémentaires seront calculées. Des relations sont ensuite calculées entre les deux ensemble de valeurs moyennes et regroupées dans une matrice particulière, la matrice Jacobienne, notée J . Celle-ci peut être calculée soit à partir d'un modèle géométrique de la chaîne articulaire, ce qui est le cas dans l'étude des synergies au cours de mouvements pluri-articulaires (Domkin et al., 2002; Tseng et al., 2003; Jacquier-Bret et al., 2009), soit de manière expérimentale. Une fois J obtenue, son noyau est utilisé comme approximation linéaire de l'UCM. Il est important de noter que J ainsi que son noyau sont différents à chaque instant puisque les variables élémentaires et la variable de performance évoluent au cours du temps.

II.2.A.b.2.iv *Décomposition de la variance : V_{UCM} et V_{ORT}*

Une fois que l'approximation linéaire a été calculée, la variance dans l'espace des variables élémentaires de chaque essai est projetée sur l'UCM et sur un second espace qui lui est orthogonal (noté ORT) afin de la décomposer en deux sous parties, V_{UCM} et V_{ORT} . Cette décomposition est faite à chaque intervalle de temps ce qui permet d'obtenir la variabilité dans chacun des deux sous-espaces au cours de la tâche. Les amplitudes de V_{UCM} et V_{ORT} sont normalisées par le nombre de dimensions de chacun des deux sous-espaces afin de pouvoir être comparées. Si V_{UCM} est statistiquement plus grande que V_{ORT} , l'hypothèse de contrôle est acceptée, c'est-à-dire que la variable de performance est considérée comme contrôlée par le système nerveux. L'indice V_{UCM}/V_{ORT} peut alors être calculé afin de quantifier le degré de stabilisation.

II.2.B. La manipulabilité

La manipulabilité a été initialement proposée en robotique afin d'évaluer les performances des robots au cours de tâches opérationnelles (Yoshikawa, 1985; Doty et al., 1995; Gorce et Fontaine, 1996; Mansouri et Ouali, 2009) ou dans le cadre de la conception de systèmes de préhension (Gorce et al., 1994).

Cet indice permet d'évaluer de manière quantitative leurs capacités d'un point de vue cinématique et dynamique (Yoshikawa, 1985). De manière plus concrète, la manipulabilité caractérise une relation entre les vitesses angulaires des différents degrés de liberté d'une chaîne poly-articulée redondante et la vitesse linéaire de l'organe terminal de cette chaîne.

La manipulabilité caractérise $\dot{\mathbf{X}}_B$ les vitesses réalisables en bout de chaîne à partir de $\dot{\boldsymbol{\theta}}_B$ l'ensemble des vitesses articulaires de norme Euclidienne $\|\dot{\boldsymbol{\theta}}_B\|$ égale à 1 avec :

$$\|\dot{\boldsymbol{\theta}}_B\| = \left(\dot{\theta}_{B1}^2 + \dot{\theta}_{B2}^2 + \dots + \dot{\theta}_{Bn}^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad (\text{II.1})$$

Le lieu géométrique de l'extrémité des vitesses $\dot{\mathbf{X}}_B$ est un ellipsoïde de mêmes dimensions que $\dot{\mathbf{X}}_B$ appelé ellipsoïde de manipulabilité (figure II.1). Sa forme et son volume donnent des informations quant à la capacité de déplacement de l'organe terminal de la chaîne suivant les

différentes directions de l'espace opérationnel. Ainsi dans la direction du plus grand axe de l'ellipsoïde, la partie distale peut se déplacer à grande vitesse.

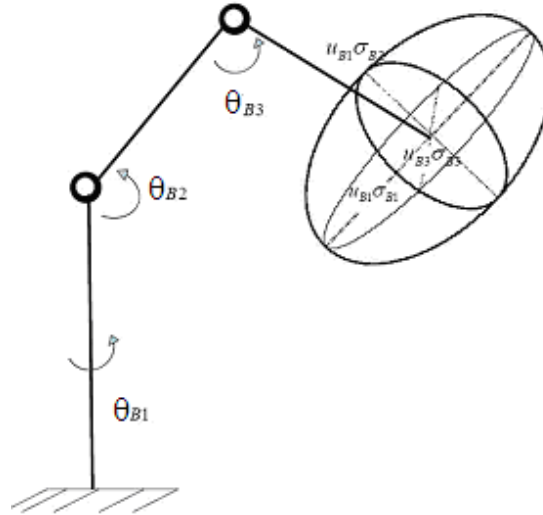


Figure II.1 : Ellipsoïde de manipulabilité d'une chaîne poly-articulée en 3D. θ_{B_i} représentent les différents degrés de liberté.

Inversement, dans la direction du plus petit axe, les vitesses qu'il est possible de générer au niveau de l'organe terminal sont faibles. On note également que si l'ellipsoïde est une sphère, alors les capacités de déplacements sont identiques dans toutes les directions on parle alors d'isotropie. Enfin, si un des axes est de longueur nulle, ceci traduit une incapacité de déplacement suivant cette direction et la chaîne cinématique se trouve dans une configuration singulière. Il existe plusieurs mesures de manipulabilité. La plus courante, dérivée directement de l'ellipsoïde de manipulabilité, consiste à calculer son volume. Cette évaluation permet de quantifier la capacité totale de déplacement de l'organe terminal de la chaîne en fonction de sa posture. Cependant, cet indice n'est pas suffisant. En Effet, lorsque l'on considère un mouvement en 3D, il est possible d'obtenir des volumes d'ellipsoïdes identiques alors que la distribution des vitesses suivant chacune des directions de l'espace est très différente. Afin de tenir compte de ce paramètre important dans la caractérisation de déplacement de l'organe terminal de la chaîne considérée, un second indice consiste à quantifier l'isotropie de l'ellipsoïde de manipulabilité (Angeles et Lopez-Cajun, 1992), c'est-à-dire cette répartition des vitesses (figure II.2). Sur le plan pratique, ces indices de manipulabilité se calculent tout comme l'UCM à partir de la matrice Jacobienne J et de valeurs particulières obtenues par une décomposition en valeurs singulières (ou SVD) de J .

Les différentes équations relatives à notre analyse des coordinations motrices du membre supérieur sont présentées dans la section II.4 de ce chapitre.



Figure II.2 : Illustration de l'isotropie de l'ellipsoïde de manipulabilité : ellipsoïde isotrope à gauche et non isotrope à droite.

II.2.C. Synthèse

Basés sur la posture, l'utilisation de l'UCM et de la manipulabilité permettent de quantifier les coordinations motrices soit au travers du maintien d'un paramètre du mouvement au travers de la variabilité des angles articulaires impliqués, soit en étudiant la capacité de déplacement de l'organe terminal d'une chaîne. L'aspect intéressant et original de cette approche réside dans le fait de pouvoir évaluer plusieurs aspects des capacités des sujets au travers de l'organisation de ses mouvements. Une telle analyse peut être très intéressante dans le milieu clinique afin de proposer une évaluation quantitative complémentaire au diagnostic fonctionnel notamment en présence d'une déficience motrice.

La mise en place de cette évaluation nécessite l'acquisition de données relatives au mouvement, notamment les variations au niveau des angles de la chaîne articulaire ainsi que les trajectoires dans l'espace des différents segments au cours de la tâche. Le paragraphe suivant de ce chapitre est dédié à la présentation des différentes techniques existantes. Après une analyse des avantages et inconvénients de chacune d'elles en relation avec les contraintes des expérimentations effectuées à l'hôpital, nous présenterons le choix du matériel retenu.

II.3. La mesure du mouvement

II.3.A. Le contexte de travail

Avant de se lancer dans une analyse de tous les systèmes existant sur le marché permettant de mesurer le mouvement, il est important de rappeler les objectifs du travail et le contexte

dans lequel il s'inscrit. Ces deux points très importants conditionnent en grande partie les différents choix à faire, y compris celui des outils de mesure.

Comme il a été présenté dans le chapitre précédent, l'objectif de ce travail est double :

- 1) Evaluer un indice quantitatif des coordinations articulaires du membre supérieur lors d'une tâche particulière de préhension et voir l'effet de contraintes spatiales externes sur celui-ci.
- 2) Utiliser cet approche dans un contexte médical afin d'évaluer un niveau de coordination chez des patients présentant des déficiences motrices.

Ainsi, le matériel choisi devra:

- permettre la mesure de la cinématique du mouvement.
- permettre le calcul des différentes variables articulaires par l'utilisation d'un modèle adéquat du membre supérieur.
- être utilisable en milieu clinique.

En gardant ces différents points à l'esprit, les différentes techniques de mesures vont être passées en revue en en faisant émerger les avantages et les inconvénients par rapport à notre problématique et notre contexte.

II.3.B. Les systèmes de mesures du mouvement humain

Depuis les premiers travaux de Etienne-Jules Marey en 1882, les progrès techniques et innovations technologiques notamment dans les domaines de l'électronique et de l'informatique, permettent d'étudier des mouvements très complexes et d'évaluer les différents paramètres pertinents (trajectoires des segments corporels, leur vitesse, les angles articulaires, forces, moment de force etc..).

II.3.B.a. Les différents systèmes de mesures

Les différents systèmes de mesures sont regroupés en deux grandes familles (Gorce, 2000): les systèmes à base de capteurs et les systèmes basés sur la vision.

II.3.B.a.1 Les systèmes à base de capteurs

Ils sont constitués de dispositifs électroniques reliés à un système d'enregistrement qui se placent directement sur le corps ou sont solidaires d'un système relié au corps. Ils sont conçus pour détecter et enregistrer un type de signal bien spécifique. Ainsi, on distingue classiquement les capteurs dédiés à la dynamique (enregistrement de production de force ou de moment de force), ceux conçus pour l'analyse cinématique du mouvement (mesure de déplacement, vitesse et accélérations de parties du corps) et ceux réservés à l'enregistrement des signaux électromyographiques lors d'une contraction musculaire. Dans le cadre de ce travail, l'objectif est de s'intéresser aux coordinations articulaires. De ce fait, seuls les deux derniers types de capteurs seront présentés.

II.3.B.a.1.i Les goniomètres

Les goniomètres sont utilisés pour mesurer le déplacement angulaire entre deux segments. Ils peuvent être soit manuels, comme c'est le plus souvent le cas dans le milieu clinique, soit électroniques. Dans ce cas, se sont des capteurs de surface composés de deux parties, chacune fixée sur un segment distinct, reliés entre eux par un potentiomètre rotatif ou à un codeur optique. L'une des parties rigides est ensuite connectée à un système d'enregistrement. La variation de résistance mesurée au niveau du capteur permet d'évaluer l'angulation entre les deux parties rigides.

Les goniomètres sont intéressants dans les cas où la mesure angulaire est isolée. Cependant, ils présentent certains inconvénients non négligeables. D'une part, les phases de positionnement et de calibrage doivent être extrêmement rigoureuses. Les parties rigides doivent être alignées avec les axes longitudinaux de chacun des segments afin d'obtenir des mesures angulaires précises (Faivre, 2003). De plus, leur fixation sur les segments est délicate et doit être minutieuse afin de prévenir au maximum les mouvements de peau, qui peuvent affecter les mesures (Chao et al., 1970). D'autre part, même si certains auteurs ont utilisé ce type de capteur pour étudier le mouvement du membre supérieur lors de tâche de préhension (Abend et al., 1982; Dean et Bruwer, 1994), ils ne peuvent enregistrer qu'une seule composante angulaire, ce qui constitue une importante limitation de leur utilisation pour des mouvements complexes.

II.3.B.a.1.ii Les accéléromètres

Cette technologie permet la détection des variations d'accélération d'un solide suivant un axe (capteur uni-axial) ou suivant les trois axes de l'espace (capteur triaxiaux). Ils utilisent le principe fondamental de la dynamique, $\sum \vec{F} = m\vec{a}$, pour trouver l'accélération, par l'intermédiaire de détecteurs (piézoélectrique, piézorésistif, à jauge de contrainte, optique, ...).

Les accéléromètres présentent l'avantage d'offrir une fréquence d'échantillonnage importante qui peut aller au-delà de 1000 Hz, ce qui permet une quantification précise des changements de comportement en termes d'accélération. Ils sont aussi extrêmement sensibles aux variations, ce qui peut représenter un avantage pour la précision de mesure. En revanche, ils présentent plusieurs inconvénients (Dujardin et al., 1998):

- Leur grande sensibilité aux variations n'est pas très adaptée au milieu clinique du fait de l'altération de la cinématique du mouvement chez les patients souffrant d'une lésion de la moelle épinière (Koshland et al., 2005).
- Ils ne permettent l'analyse cinématique que d'un seul point, ce qui est largement insuffisant pour les études biomécaniques s'intéressant aux mouvements des segments et à l'évaluation des paramètres angulaires. Augmenter le nombre d'accéléromètres (deux au minimum par segment pour pouvoir calculer des variables angulaires) peut engendrer d'autres problèmes comme leur placement, leur synchronisation ou la gestion des connectiques filaires.
- Leur principe de fonctionnement utilise la force de pesanteur. De ce fait, conserver un alignement avec la verticale afin de perturber au minimum les mesures peut devenir un véritable problème en fonction des mouvements analysés.

De ce fait, les accéléromètres ont été peu utilisés dans l'étude de la préhension humaine à l'exception de cas bien précis comme leur fixation directement sur l'objet à manipuler lors d'une manipulation (Johansson et Cole, 1992; Wing, 1996).

II.3.B.a.1.iii Les capteurs électromagnétiques

Les capteurs électromagnétiques fonctionnent sur la base du couple émetteur-récepteur. L'émetteur est fixe et émet un champ magnétique en continu. Les récepteurs sont placés à la surface du corps de l'objet ou du segment considéré et captent le champ magnétique. Après une phase de calibrage, ils convertissent ces données en termes de position et orientation (six degrés de liberté) puis les transmettent à un système d'enregistrement. Dans l'étude du mouvement humain, ils présentent plusieurs avantages :

- du fait de leur petite taille et de leur capacité à renseigner à la fois sur leur position et leur orientation, un seul capteur par segment suffit pour obtenir toute la cinématique de la chaîne considérée, ce qui est très acceptable en termes d'encombrement.
- C'est un système facilement transportable qui possède une bonne précision de mesure, ce qui en fait un dispositif de choix pour des expérimentations hors laboratoire, par exemple en milieu clinique.

Ces capteurs ont souvent été utilisés dans la littérature que ce soit pour analyser la mobilité d'une articulation (Meskers et al., 1998; Meskers et al., 1999), la cinématique du membre supérieur chez des sujets valides (Biryukova et al., 2000; O'Brien et al., 2000; Rezzoug et Gorce, 2008) ou pathologiques comme des patients atteints de tétraplégie (Hoffmann et al., 2006; Jacquier-Bret et al., 2008). Le principal inconvénient de ce type de capteur, mis à part sa connectique filaire commune à la grande majorité des capteurs, est sa grande sensibilité à la présence de métal ou d'une autre source d'ondes électromagnétiques qui perturbent le champ et dégradent la qualité des mesures. De ce fait, en modulant l'environnement de manière adéquate, les capteurs électromagnétiques permettent d'obtenir les différents paramètres nécessaires aux calculs de l'UCM et de manipulabilité ce qui en font de bons candidats pour analyser le mouvement en milieu clinique.

II.3.B.a.2 Les systèmes basés sur la vision

Ils reposent sur la base de capture d'images qui seront ensuite analysées afin d'en retirer les informations désirées. L'outil de base de ces systèmes est la caméra, qui peut être « simplement » numérique mais ne permet de recueillir qu'une image en 2D de la scène, ou

plus pointue technologiquement offrant la possibilité par combinaison d'au moins deux d'entre-elles de capturer la scène en 3D.

II.3.B.a.2.i Les chronogrammes et les caméras vidéos

Les chronogrammes sont les prédécesseurs des outils d'analyse du mouvement que l'on trouve actuellement sur le marché. Basée sur la succession de clichés photographiques pris à intervalles réguliers et rapprochés grâce au fusil photographique, cette technique a permis les premières descriptions de mouvements (Marey et Demeny, 1886; Muybridge, 1887).

Tous comme les chronogrammes, les premiers systèmes à base de caméras enregistrent les images de la scène à plus haute fréquence mais nécessitent par la suite une phase de dépouillement image par image qui peut s'avérer très fastidieux. Même avec l'apparition de logiciels de traitement d'images comme Dartfish, les enregistrements vidéo présentent plusieurs inconvénients. D'une part, les informations fournies se limitent à la 2D, ce qui est limitant dans l'étude de mouvements complexes, surtout en termes de quantification de variables cinématiques. D'autre part, la difficulté de calibrer ces appareils affecte la qualité des mesures et limite leur précision. De ce fait, ce système ne semble pas adapté pour étudier de manière expérimentale les mouvements. En revanche, couplés avec un autre système de mesures, les enregistrements d'images peuvent permettre la caractérisation de posture ou le contrôle de certaines données. Les progrès en microélectroniques et en informatique ont profité au domaine de l'imagerie et ont ainsi permis l'élaboration de nouveau produit. Par exemple, le movimento est un système qui utilise plusieurs caméras numériques en réseau permettant par l'intermédiaire d'une interface de capture et de traitement de reconstruire la 3D. La détection de points particuliers dans les images est basée sur une différence de contraste et est particulièrement performante dans un environnement adapté. En revanche lorsque l'aménagement d'une pièce est difficilement réalisable, ce qui est le cas en milieu clinique, le traitement des données devient plus complexe, voire non réalisable. En recherche expérimentale, le monopole de l'analyse du mouvement est laissé aux systèmes optoélectroniques pour leur précision dans les mesures.

II.3.B.a.2.ii Les systèmes optoélectroniques

Ces systèmes se composent de plusieurs caméras électroniques reliées à un serveur informatique central. Le principe de fonctionnement est d'enregistrer la position de marqueurs

placés sur la surface du corps au cours d'un mouvement. Comme pour les systèmes vidéo, chaque caméra enregistre la position de chaque marqueur en 2D. Cependant, grâce à une phase de calibrage réalisée en amont, le système est capable de reconstruire par stéréoscopie la position d'un marqueur en 3D lorsque celui-ci est vu simultanément par au moins deux caméras du système (Cheze, 1993). Deux grandes familles de systèmes optoélectroniques existent et se différencient en fonction de la nature des marqueurs utilisés (Gorce, 2000) :

- *Les systèmes avec marqueurs actifs* : les marqueurs sont des diodes électroluminescentes placés sur des points particuliers de chaque segment corporel. Ils émettent une lumière infrarouge captée par les caméras, qui transmettent ensuite les informations au système central. Les systèmes SELSPOT, WATSMART et OPTOTRACK sont les principaux appareils utilisant ce principe. Les dernières versions permettent de traquer les marqueurs automatiquement (chaque diode a une fréquence d'émission propre) en temps réel avec grande précision. Cependant l'alimentation des diodes engendre un encombrement conséquent pour les sujets.
- *Les systèmes avec marqueurs passifs* : les marqueurs sont recouverts d'une matière réfléchissante et placés comme les marqueurs actifs sur des points particuliers de chaque segment corporel. La partie émettrice des caméras diffuse une lumière infrarouge qui se réfléchit sur chacun d'eux. La partie réceptrice de la caméra récupère alors le signal lumineux pour le transmettre au système central qui le convertira en système de coordonnées dans l'espace. Les systèmes ARIEL, CODA, ELITE, MOTION ANALYSIS, POLARIS, QUALISYS et VICON sont les principaux appareils utilisant ce principe. Contrairement aux systèmes actifs, le nombre de marqueurs n'est pas limité par le système. De plus, ils sont dépourvus de tout dispositifs d'alimentation ce qui allège le sujet en terme d'équipement. En revanche, la détection des marqueurs passe par une phase de placement des caméras qui doit être adapté aux mouvements mesurés. De plus à l'issue de la capture, une phase relativement longue de labellisation est incontournable afin de spécifier le nom de chaque marqueur avant de pouvoir être en mesure d'exploiter les données. Un autre inconvénient inhérent à l'utilisation de ces systèmes est le problème des « glissements de peaux ». Lors des mouvements, il a été montré que les déplacements de la peau engendraient des déplacements de marqueurs ou de groupes de marqueurs différents

autres que ceux propres au mouvement (Cappozzo et al., 1997). Plusieurs auteurs ont alors proposé différentes méthodes mathématiques afin d'essayer de compenser ou de limiter ces déplacements parasites (Veldpaus et al., 1988; Soderkvist et Wedin, 1993; Cheze et al., 1995; Lu et O'Connor, 1999).

Ces systèmes ont été largement utilisés pour analyser le mouvement humain dans de très diverses tâches. Dans le domaine qui nous intéresse, celui de la préhension, les deux types de systèmes, avec marqueurs actifs (Marteniuk et al., 1990; Paulignan et al., 1991; Saling et al., 1998; Alberts et al., 2002) ou passifs (Castiello et al., 1999) ont été utilisés. On retrouve également ces systèmes dans le cadre d'études en milieu clinique (Koshland et al., 2005). Les travaux du laboratoire HandiBio s'inscrivent dans la seconde catégorie en capturant les mouvements grâce à un système VICON (Rezzoug et Gorce, 1999; Gorce et Rezzoug, 2000; Rezzoug et Gorce, 2000; Gorce et Bendahan, 2005; Bendahan, 2006; Geronimi et Gorce, 2007, 2008). Cependant, cette catégorie de système demande un espace relativement important pour être utilisé, avec certaines contraintes d'éclairage et de précautions à respecter. Dans le contexte médical, si le centre ne dispose pas d'un tel matériel prêt l'emploi, ou s'il est difficile de transférer les patients directement sur le lieu où il se trouve, son encombrement rend très difficile son déplacement et son utilisation en dehors d'un laboratoire.

II.3.B.b. Synthèse

Comme nous venons de le voir, il existe plusieurs systèmes de mesure du mouvement. Le choix du système dépend de la nature des informations désirées. Dans notre contexte de travail, nous nous intéressons aux coordinations motrices, que nous allons évaluer au travers de la méthode UCM et de la manipulabilité. Il est donc nécessaire d'utiliser des outils de mesure précis permettant de quantifier les deux types de variables cinématiques, linéaires et angulaires, suivant les 3 axes de l'espace. Le tableau II.1 résume les variables cinématiques mesurées par les différents systèmes en précisant le nombre de dimensions ainsi que plusieurs remarques pouvant affecter leur choix. Du point de vue de la recherche expérimentale en laboratoire, les dispositifs présentant les meilleures caractéristiques sont les systèmes optoélectroniques. Ils offrent une bonne précision de mesure, sont très flexibles quant à la nature des mouvements à analyser ainsi que sur le nombre de segments considérés. De plus, le cadre d'un laboratoire de recherche permet de gérer assez facilement les contraintes liées à

l'utilisation de ce type d'outil, ce qui en renforce les performances. Nous les avons donc retenus pour le premier protocole dédié à la quantification des synergies articulaires et à l'analyse de l'effet d'une contrainte spatiale placée directement sur la trajectoire du mouvement sur ces synergies. Cependant, dans un cadre clinique, lorsque le déplacement des patients jusqu'au laboratoire n'est pas possible, le déplacement des systèmes optoélectroniques jusqu'au centre médical peut devenir une contrainte importante. Ils nécessiteraient la mobilisation d'une salle complète suffisamment grande pour l'installation des caméras dans laquelle il serait assez facile de contrôler la luminosité. En pratique, ces conditions sont très difficiles à réunir. De ce fait, les capteurs électromagnétiques apparaissent comme une bonne alternative. Ils permettent les mêmes mesures cinématiques en 3D pour un encombrement négligeable par rapport aux dispositifs optoélectroniques et acceptable pour les patients. Si leur nombre n'est pas trop important, la gestion des câbles d'alimentation (un par capteur) n'est pas très contraignante. La stabilité du champ magnétique émis par la source, peut également être facilement contrôlée en utilisant un dispositif en bois isolé de tout appareil ou dispositif métallique. Pour ces raisons, nous avons fait le choix d'utiliser ces capteurs pour la seconde série de mesures en milieu clinique. Ce second protocole a été mis en place pour répondre à notre second objectif : l'analyse des coordinations articulaires en présence de déficience motrice.

Tableau II.1 : Type de variables mesurées par différents systèmes de capture de mouvement

	Systèmes	Mesure de cinématique linéaire	Mesure de cinématique angulaire	Dimension des mesures	Points particuliers
Les systèmes à base de capteurs	Goniomètres		X	1	- Difficile à calibrer - Peu adapté à certaines articulations
	Accéléromètres	X	Si plusieurs par segment	1 ou 3	- Très sensibles aux variations d'accélération - Sensible à la force de pesanteur
	Capteurs électromagnétiques	X	X	3	Sensible à la présence de métal
Les systèmes basés sur la vision	Systèmes vidéos	X	X	2	- Dépouillement long - Peu précis - Nécessite un environnement adapté en termes d'éclairage
	Systèmes optoélectroniques	X	X	3	- Précis - Nécessite de la surface au sol - Nécessite un environnement adapté en termes d'éclairage - Difficilement déplaçable

Indépendamment de l'évolution des angles articulaires, dont la procédure sera détaillée lors de la présentation des protocoles en fonction des systèmes de mesure utilisés, il a été nécessaire de développer un modèle du membre supérieur afin de pouvoir appliquer l'analyse UCM ainsi que celle de manipulabilité. Les différentes caractéristiques de ce modèle sont présentées de manière détaillée dans la section suivante.

II.4. Modèle du membre supérieur

II.4.A. Modèle anatomique retenu

Comme nous l'avons présenté dans le premier chapitre, le membre supérieur comporte trois segments distincts : le bras, l'avant-bras, et la main. Cependant plusieurs études rapportent une participation non négligeable du tronc dans les mouvements de préhension, et notamment dans les tâches d'évitement d'obstacles (Saling et al., 1996; Wang et Stelmach, 2001; Gorce et Bendahan, 2005). Il convient donc de considérer une chaîne articulaire du membre supérieur incluant ce segment.

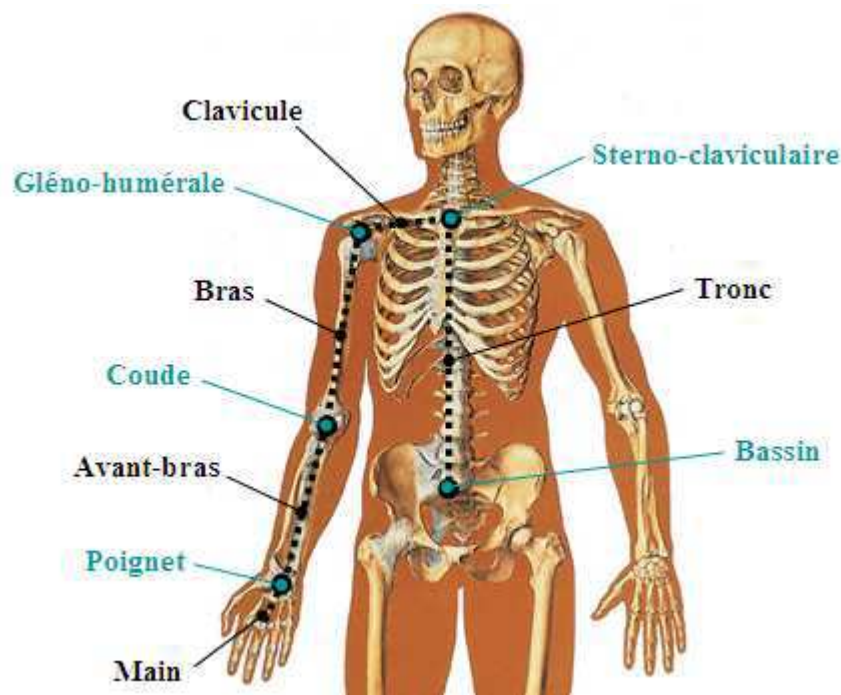


Figure II.3 : Modélisation segmentaire retenue pour le membre supérieur. Les noms en noirs correspondent aux différents segments considérés, ceux en vert correspondent aux articulations impliquées.

Tableau II.2 : Degrés de liberté anatomiques de la chaîne du membre supérieur considérée

Région	Os impliqués	Articulation	Ddl	Mouvement
Bassin	Os iliaque / vertèbres	Sacro-iliaque	3	Flexion/Extension Rotation latérale Rotation axiale
Ceinture scapulaire	Thorax / Clavicule	Thoraco-claviculaire	2	Protraction/Rétraction Élévation/Dépression
Epaule	Scapula / Humérus	Gléno-humérale	3	Flexion/Extension Adduction/Abduction Rotation axiale
Coude	Humérus / Radius-Ulna	Huméro-ulnaire Radio-ulnaire	1 1	Flexion/Extension Pronation/Supination
Poignet	Radius-Ulna / Carpe	Radio-carpienne	2	Flexion/Extension Abduction/Adduction

Ceci implique d'intégrer également le complexe clavicule-scapula, reliant le tronc à l'humérus. Ainsi, cinq segments anatomiques, reliés entre eux par cinq articulations totalisant douze degrés de liberté fonctionnels en rotation (tableau II.2), sont considérés dans la modélisation de la chaîne articulaire du membre supérieur (figure II.3).

II.4.B. Implémentation du modèle anatomique poly-articulé

L'application de l'analyse UCM ainsi que le calcul de la manipulabilité nécessitent au cours de la troisième étape la détermination de la matrice Jacobienne **J** pour chaque instant du mouvement. Sous le logiciel Matlab, la « Robotics Toolbox » (Peter I. Corke) permet d'obtenir **J** à partir de la posture d'une chaîne poly-articulée construite en utilisant la convention de Denavit-Hartenberg (DH). Selon cette convention, on suppose que la chaîne est constituée de $n+1$ corps liés entre eux par n articulations rotoïdes ou prismatiques. A chaque corps, on associe un repère R_i . Les repères sont numérotés de 0 à n . La $i^{ème}$ articulation, dont l'angle associé est notée q_i , est le point qui relie les corps $i-1$ et i . Suivant ce principe, nous avons choisi pour notre modèle cinq segments (tronc, clavicule, bras, avant-bras et main) et cinq articulations (articulations du bassin, sterno-claviculaire, gléno-humérale, du coude et du poignet) représentatifs de la partie supérieure du corps humain. Chaque articulation considérée présente une ou plusieurs mobilités en rotation. Afin d'avoir un segment de plus que le nombre d'articulations, nous ajoutons le segment bassin, qui sera fixe pendant toute la durée de l'expérimentation et représentera la base de référence du modèle.

L'hypothèse de la convention de Denavit-Hartenberg est la suivante : il est possible de représenter l'attitude d'un repère R_i par rapport à un repère R_{i-1} à l'aide de quatre paramètres uniques à condition de fixer 2 contraintes :

- DH₁ : l'axe x_i de R_i est perpendiculaire à l'axe z_{i-1} de R_{i-1} ,
- DH₂ : l'axe x_i coupe l'axe z_{i-1} .

Les quatre paramètres sont obtenus par quatre transformations élémentaires permettant de passer de R_{i-1} à R_i (figure II.4) :

1. Rotation R autour de z_{i-1} d'un angle θ_i ,
2. Translation T le long de z_{i-1} d'une longueur d_i ,
3. Translation T le long de x_i d'une longueur a_i ,
4. Rotation R autour de x_i d'angle α_i .

Comme ces transformations sont faites par rapport au repère courant, nous avons:

$$DH_{i-1,i} = R_{(z_{i-1}, \theta_i)} T_{(z_{i-1}, d_i)} T_{(x_i, a_i)} R_{(x_i, \alpha_i)} \quad (II.2)$$

Calcul de $DH_{i-1,i}$

1. Rotation R autour de z_{i-1} d'un angle θ_i ,
2. Translation T le long de z_{i-1} d'une longueur d_i ,
3. Translation T le long de x_i d'une longueur a_i ,
4. Rotation R autour de x_i d'angle α_i .

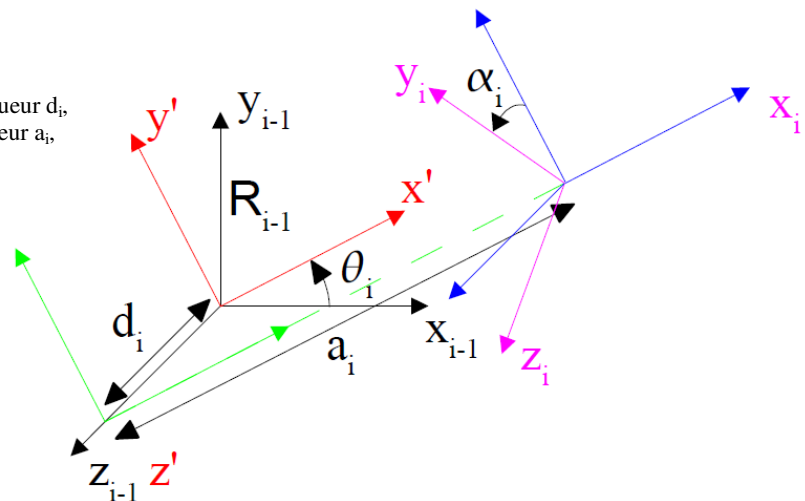


Figure II.4 : Représentation graphique des quatre transformations élémentaires permettant d'obtenir les paramètres de Denavit-Hartenberg et de calculer $DH_{i-1,i}$.

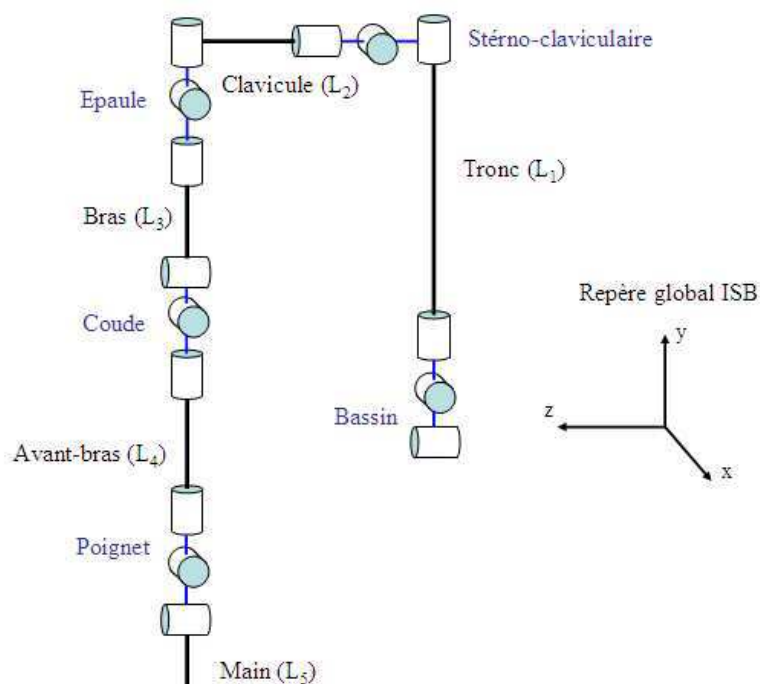


Figure II.5 : Représentations schématique du modèle biomécanique poly-articulé du membre supérieur et du tronc utilisé pour le calcul de la matrice Jacobienne à partir des angles articulaires. Les séquences des rotations ont été choisies en respectant les recommandations ISB (Wu et al., 2005). Chaque rotation est modélisée par un cylindre (1 rotation selon son axe longitudinal) orienté suivant un des trois axes du repère global. Les segments en noirs représentent les segments anatomiques considérés, les blocs de trois cylindres en bleu représentent chaque articulation du modèle.

Tableau II.3 : Tableau des paramètres de Denavit-Hartenberg associés à chaque degré de liberté du modèle biomécanique poly-articulé de l'ensemble tronc-membre supérieur.

Segment	Séquence de rotation ISB	Angles	Paramètres de Denavit-Hartenberg				Offset
			θ	d	a	α	
Tronc	ZXY	Flexion / Extension	θ_1	0	0	$\pi/2$	$\pi/2$
		Rotation latérale	θ_2	0	0	$\pi/2$	$\pi/2$
		Rotation axiale	θ_3	L_1	0	0	0
Clavicule	YXZ	Protraction / Rétraction	θ_4	0	0	$-\pi/2$	0
		Elévation / Dépression	θ_5	0	0	$-\pi/2$	$-\pi/2$
		Rotation axiale	θ_6	L_2	0	$-\pi/2$	$-\pi/2$
Humérus	YXY	Plan d'élévation	θ_7	0	0	$-\pi/2$	$-\pi/2$
		Elévation / Dépression	θ_8	0	0	$\pi/2$	0
Avant-bras	ZXY	Rotation axiale	θ_9	$-L_3$	0	$\pi/2$	$\pi/2$
		Flexion / Extension	θ_{10}	0	0	$\pi/2$	$\pi/2$
		Carrying angle	θ_{11}	0	0	$\pi/2$	$\pi/2$
Main	YXZ	Rotation axiale	θ_{12}	$-L_4$	0	0	0
		Rotation axiale	θ_{13}	0	0	$-\pi/2$	0
		Déviatio radio- ulnaire	θ_{14}	0	0	$-\pi/2$	$-\pi/2$
		Flexion / Extension	θ_{15}	0	$-L_5$	0	0

D'après l'équation, les termes a , θ , a et d sont appelés les paramètres de Denavit-Hartenberg et sont uniques pour chaque transformation $DH_{i-1,i}$ entre deux repères. Cependant, chaque transformation $DH_{i-1,i}$ est associée à un seul degré de liberté. Il faut donc réitérer le calcul des quatre paramètres pour chaque degré de liberté du modèle, sachant que chaque calcul dépend du précédent. Du fait de la grande liberté laissée par la convention de Denavit-Hartenberg, il est possible d'obtenir plusieurs modèles poly-articulés possédant les mêmes degrés de liberté mais configurés différemment au niveau des séquences de rotation. Or, l'ordre des séquences de rotation influence directement les résultats obtenus au niveau des angles (Senk et Cheze, 2006). Afin de rester conformes aux travaux précédents, nous avons choisi de configurer notre modèle en suivant les recommandations proposées par la Société Internationale de Biomécanique pour les séquences de rotation de chaque segment du membre supérieur (Wu et al., 2005). Ainsi les paramètres chaîne poly-articulée sont directement compatibles avec les séquences des angles calculés par cinématique inverse lors du protocole expérimental, et permettent de trouver \mathbf{J} à chaque instant du mouvement. Quelques modifications ont cependant été intégrées au modèle de la chaîne par rapport au modèle anatomique retenu pour le membre supérieur.

En effet, Wu et collaborateurs (Wu et al., 2005) proposent des recommandations au niveau des séquences de rotation en considérant chaque articulation comme étant de type sphéroïde. De ce fait, chacune d'elles présente trois degrés de liberté en rotation. Ainsi, la rotation axiale de la clavicule, l'angle de déviation dans le plan frontal entre l'humérus et les os de l'avant-bras, également appelé « carrying angle » (Acton et McNally, 2001; Paraskevas et al., 2004; Zampagni et al., 2008) et la rotation axiale de la main par rapport à l'avant-bras ont ainsi été ajoutés. Notre modèle poly-articulé comporte ainsi 15 degrés de liberté pour le membre supérieur (figure II.5). Le tableau II.3 présente les paramètres de DH pour chaque degré de liberté. La colonne des « offsets » a été ajoutée dans la programmation du modèle biomécanique afin que sa posture, lorsque tous les angles nuls, correspondant à la posture anatomique de référence (figure II.6, panel de gauche). Les cinq paramètres L_1 , L_2 , L_3 , L_4 et L_5 correspondent aux longueurs respectives du tronc, de la clavicule, du bras, de l'avant-bras et de la main. La colonne θ des paramètres de DH correspondent aux valeurs de chacun des angles articulaires exprimés en radians. Leur implémentation sur le modèle poly-articulé permet de reproduire visuellement la posture correspondante (figure II.6, panel de droite).

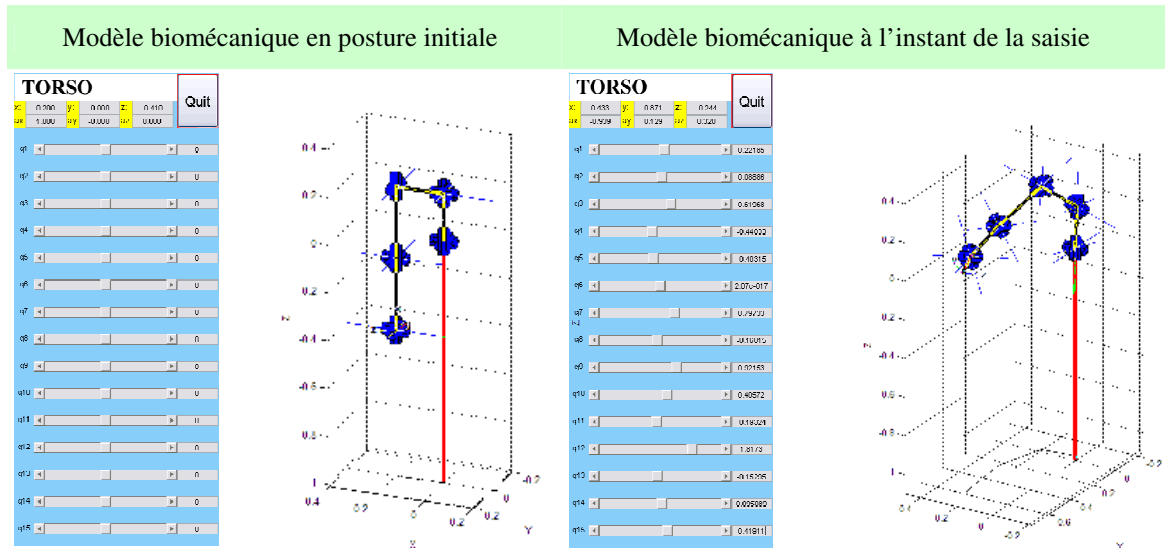


Figure II.6 : Illustration de l'interface de gestion du modèle biomécanique poly-articulé d'après la Robotics Toolbox de Peter I. Corke. La partie de gauche représente le modèle en posture de référence, identique à celle anatomique. Le panel de droite représente une posture de saisie.

Ainsi, à partir de ce modèle et connaissant les angles articulaires à un instant donné, on peut déterminer la matrice Jacobienne J correspondante.

II.5. Evaluation des indices de coordination

II.5.A. Evaluation des paramètres liés à l'hypothèse UCM

Après la définition du modèle biomécanique de l'ensemble tronc-bras, nous allons présenter dans cette section la partie purement calculatoire de l'UCM en suivant les étapes détaillées dans la section II.2.B.b.

La première étape consiste donc à choisir les deux types de variables : variable de performance et variable élémentaire. Comme nous l'avons évoqué à plusieurs reprises, dans notre étude, les angles articulaires seront nos variables représentatives du système. En ce qui concerne la variable de performance, nous allons considérer la trajectoire du poignet au cours du mouvement de préhension. Nous supposons que celle-ci est importante dans la réalisation de la tâche de saisie puisque la position du poignet conditionne celle des doigts. Pour réaliser la saisie avec succès, ces derniers doivent se retrouver dans une configuration favorable pour assurer une bonne prise de l'objet cible. Cette configuration est entièrement dépendante de la position de la main par rapport à l'objet.

Par rapport à notre modèle du membre supérieur, la position du poignet dans l'espace, qui est caractérisée par un système de trois coordonnées (x, y et z), dépend des valeurs de douze degrés de liberté (trois degrés de liberté pour chacune des articulations suivantes : bassin, sterno-claviculaire, épaule et coude). On note alors $d=3$ et $n=12$. Notre modèle présente alors $n-d=9$ informations articulaires redondantes. Une seconde condition consiste à réaliser un nombre d'essais suffisant pour étudier la stabilité de la trajectoire du poignet au travers de la variabilité des angles impliqués. Nous choisissons de répéter dix fois le mouvement conformément aux recommandations formulées dans des études précédentes (Scholz et Schoner, 1999). Pour chaque essai, le décours temporel des variables articulaires est rééchantillonné sur 100 points afin de pouvoir évaluer la valeur moyenne à chaque instant en temps normalisé sur l'ensemble des essais. On peut ainsi déterminer une trajectoire moyenne $\theta^0(t)$ dans l'espace articulaire. Cette configuration moyenne est utilisée pour linéariser l'UCM au travers de la détermination de la matrice Jacobienne.

Une fois $J(\theta^0)$ obtenue, l'étape suivante consiste à décomposer la variance des configurations articulaires en deux parties : V_{UCM} et V_{ORT} . Dans un premier temps, pour chaque essai et chaque pas de temps, pour obtenir les variations articulaires incluses dans l'UCM, on projette la différence entre la trajectoire articulaire moyenne et les angles articulaires de l'essai courant sur le noyau de la matrice Jacobienne $J(\theta^0)$ au moyen de l'opérateur de projection déjà évoqué dans le chapitre I.6 (équation I.8) :

$$\theta_{UCM} = \left(\mathbf{I} - J(\theta^0)^+ J(\theta^0) \right) (\theta - \theta^0) \quad (\text{II.3})$$

où \mathbf{I} représente la matrice identité, $J(\theta^0)^+$ la pseudo inverse de Moore-Penrose de \mathbf{J} , le vecteur θ la configuration angulaire courante à l'instant considéré et le vecteur θ^0 la configuration angulaire moyenne. La pseudo inverse de Moore-Penrose $J(\theta^0)^+$ s'obtient de la façon suivante :

$$J(\theta^0)^+ = J(\theta^0)^T \left(J(\theta^0) J(\theta^0)^T \right)^{-1} \quad (\text{II.4})$$

La composante complémentaire de la variation des angles orthogonale à l'UCM, notée θ_{ORT} , est calculée comme suit :

$$\theta_{ORT} = (\theta - \theta^0) - \theta_{UCM} \quad (II.5)$$

θ_{UCM} représente les variations au niveau des configurations articulaires qui n'affectent pas la trajectoire du poignet alors que θ_{ORT} représente les variations qui modifient cette trajectoire. L'étape suivante consiste à évaluer les variances des ces deux paramètres puis les normaliser en vue de les comparer. Pour ce faire, la variance dans chaque sous-espace est normalisée par le nombre de degrés de liberté et le nombre d'essais. On obtient ainsi :

$$V_{UCM} = (n - d)^{-1} (N_{Essais})^{-1} \sum_{i=1}^{N_{Essais}} \theta_{UCM}^T \theta_{UCM} \quad (II.6)$$

où N_{Essais} correspond au nombre de répétitions du mouvement. De la même manière nous obtenons :

$$V_{ORT} = d^{-1} (N_{Essais})^{-1} \sum_{i=1}^{N_{Essais}} \theta_{ORT}^T \theta_{ORT} \quad (II.7)$$

Une fois le calcul effectué pour chaque instant du mouvement, nous obtenons une courbe d'évolution de V_{UCM} et V_{ORT} . V_{UCM} reflète le niveau de flexibilité dans le choix des combinaisons articulaires, c'est-à-dire la variation de postures utilisées au cours des essais n'affectant pas la trajectoire du poignet. En revanche, V_{ORT} reflète la stabilité de la trajectoire. Plus la valeur est faible, moins les variations au niveau des angles articulaires modifient le niveau de la variable de performance. Après analyse statistique, si les valeurs de V_{UCM} sont plus élevées que celles de V_{ORT} alors il est considéré qu'il existe une synergie articulaire stabilisant la trajectoire du poignet. Le niveau de synergie peut être quantifié en calculant le ratio :

$$Ratio = \frac{V_{UCM}}{V_{ORT}} \quad (II.8)$$

Remarque : un ratio inférieur ou égal à 1 traduit une absence de synergie. De plus, lorsque la valeur du ratio est supérieure à 1, une valeur à un instant donnée statistiquement plus grande que celle à un autre instant traduit un niveau de synergie plus important.

II.5.B. Evaluation de la manipulabilité

En ce qui concerne les indices de manipulabilité, les différents calculs se basent sur les valeurs de la matrice Jacobiennne \mathbf{J} ainsi que de celles obtenues par sa décomposition en valeurs singulières (SVD). En algèbre, la SVD est un outil de factorisation de matrices réelles ou complexes utilisés dans de nombreux domaines. Le théorème associé énonce que pour toute matrice \mathbf{M} de dimension $n \times m$, dont les coefficients appartiennent à l'ensemble des réels ou des complexes, il existe une factorisation de la forme :

$$\mathbf{M} = \mathbf{U}\mathbf{S}\mathbf{V}^T \quad (\text{II.9})$$

avec \mathbf{U} étant une matrice unitaire de dimension $m \times m$ sur \mathbb{R} ou \mathbb{C} contenant les vecteurs de base orthonormés d'entrée de \mathbf{M} notés u_{Bi} , \mathbf{S} étant une matrice $m \times n$ dont les coefficients diagonaux sont des réels positifs ou nuls rangés par ordre décroissant que l'on appelle les valeurs singulières de \mathbf{M} notées σ_{Bi} (toutes les autres valeurs de \mathbf{S} sont nulles), et \mathbf{V}^T la matrice transposée de \mathbf{V} de dimension $n \times n$ sur \mathbb{R} ou \mathbb{C} contenant les vecteurs de bases orthonormés de sortie de \mathbf{M} , que l'on appelle décomposition en valeurs singulières de \mathbf{M} . A noter que les vecteurs $\sigma_{B1} u_{B1}, \sigma_{B2} u_{B2}, \dots, \sigma_{Bn} u_{Bn}$ donnent les axes principaux de l'ellipsoïde de manipulabilité.

Le premier indice de manipulabilité est relatif au volume de l'ellipsoïde. Il s'obtient de la manière suivante :

$$w_{B1} = \sqrt{\det(\mathbf{J}(\boldsymbol{\theta})\mathbf{J}(\boldsymbol{\theta})^+)} \quad (\text{II.10})$$

où \det représente le déterminant. w_{B1} peut également s'écrire en fonction des valeurs singulières de \mathbf{J} sous la forme :

$$w_{B1} = \sigma_{B1}\sigma_{B2}\dots\sigma_{Bn} \quad (\text{II.11})$$

où $\sigma_{B1}, \sigma_{B2}, \dots, \sigma_{Bn}$ représentent les valeurs singulières de \mathbf{J} contenues dans \mathbf{S} avec $\sigma_{B1} \geq \sigma_{B2} \geq \dots \geq \sigma_{Bn}$. Plus l'ellipsoïde est grand, plus W_{B1} est grand.

Le second indice est relatif à l'isotropie de l'ellipsoïde et se calcule en utilisant les deux coefficients extrêmes de \mathbf{S} par la formule :

$$W_{B2} = \sqrt{1 - \frac{\sigma_{Bn}^2}{\sigma_{B1}^2}} \in [0, 1] \quad (\text{II.12})$$

Ce paramètre donne des indications sur la forme de l'ellipsoïde et donc sur les capacités de mouvements de la partie distale de la chaîne. Lorsque W_{B2} tend vers zéro, l'ellipsoïde tend vers une forme sphérique signifiant l'absence de direction préférentielle du mouvement. A l'inverse, lorsque cet indice tend vers 1, l'ellipsoïde s'aplatit, traduisant la présence d'axes préférentiels (répartition des vitesses non isotrope).

Un troisième indice a été ajouté à l'analyse de la capacité du membre supérieur à se déplacer autour d'une configuration donnée. Il s'agit de la manipulabilité directionnelle proposée par Nait Chabane (Nait Chabane, 2006). L'idée de cet indice est d'ajouter à la mesure de W_{B1} des informations sur la direction du mouvement. En effet W_{B1} , du fait qu'il est équivalent aux produits des valeurs singulières de \mathbf{J} , s'annule lorsqu'une des directions de mouvement n'est pas possible, masquant alors les possibilités de mouvements restantes. En ajoutant des données relatives à la direction principale du mouvement, i.e. dans notre cas la direction entre la main et l'objet puisque le but consiste à aller saisir un objet, ce nouvel indice de manipulabilité reflèterait la capacité de déplacement de la chaîne vers la cible. Sa valeur serait alors maximale lorsque la capacité de mouvement dans la direction principale de la tâche est maximale, ignorant ainsi une éventuelle impossibilité de mouvement dans une autre direction, qui serait à priori moins importante dans l'exécution le mouvement. Ce nouvel indice de manipulabilité directionnelle s'obtient à partir de la formule suivante :

$$W_{Bdir} = \sum_{i=1}^n \left| (\mathbf{d}^T \cdot \mathbf{u}_{Bi}) \sigma_{Bi} \right| \quad \text{avec} \quad \mathbf{d} = \frac{\mathbf{V}_d}{\|\mathbf{V}_d\|} \quad (\text{II.13})$$

où \mathbf{V}_d représente le vecteur vitesse du mouvement.

II.6. Conclusion

La proposition d'indices d'évaluation des coordinations motrices du membre supérieur peut être très pertinente dans un cadre clinique avec des patients présentant des déficiences motrices. L'analyse UCM comme la manipulabilité présentent l'avantage de faire le lien entre des paramètres cinématiques et des variations angulaires, variables du mouvement qui semblent très affectées chez la population tétraplégique, sous la forme d'indices globaux. L'application de ces méthodes nécessite l'acquisition de plusieurs paramètres du mouvement. La prise en compte des contraintes liées à la fois à l'environnement médical et aux différents systèmes de mesure existants sur le marché, nous ont permis d'identifier et sélectionner les dispositifs les plus adaptés à notre problématique, à savoir l'utilisation de matériels transportables. Parallèlement, un modèle cinématique du membre supérieur a été développé pour répondre aux besoins des analyses. Les différents paramètres ont été étudiés puis implémentés. Une fois ces étapes achevées, la partie expérimentale peut être mise en place.

Chapitre III

Chapitre III

Protocole expérimental 1 :

Evaluation de la coordination articulaire lors d'un mouvement de préhension – effet d'une contrainte spatiale

III.1. Introduction

Ce troisième chapitre présente la première étude expérimentale. Elle répond au premier objectif fixé au début du mémoire qui est d'évaluer d'une part les synergies et coordinations articulaires du membre supérieur lors d'un mouvement de préhension et, d'autre part, l'effet sur ces paramètres de la présence d'une contrainte matérialisée par un obstacle. L'analyse conduite est basée sur l'évaluation des paramètres de l'UCM et de la manipulabilité. Après une description détaillée du protocole expérimental, les différents résultats obtenus sont présentés en deux parties. Une première est dédiée à l'analyse cinématique (trajectoires linéaires de points caractéristiques du membre supérieur et angulaires) du mouvement de préhension et des modifications engendrés sur ces paramètres par la présence d'un obstacle. La seconde se focalise sur la quantification à proprement parlé des synergies et coordinations articulaires au travers de l'évolution au cours du mouvement des indices UCM et de manipulabilité présentés dans le chapitre précédent.

III.2. Objectif

La présence d'un obstacle ajoute une nouvelle contrainte dans l'exécution du geste : éviter la collision. Une telle contrainte peut révéler comment le système nerveux central contrôle les différents paramètres du mouvement. Jusqu'à présent, les études portant sur le mouvement de préhension avec évitement d'obstacle se sont principalement intéressés à l'effet de cet obstacle sur les différents paramètres cinématiques des composantes de transport et de saisie (Saling et al., 1998; Alberts et al., 2002). Très peu d'entre-elles se sont intéressées à la

caractérisation des synergies articulaires dans le cadre d'une telle contrainte. Nous rappelons la définition proposée par Latash et collaborateurs (Latash et al., 2007) que nous avons retenu pour ce travail : « Une synergie est une organisation neurale d'un système composé de multiples éléments qui met en place un partage de la tâche entre ses différentes variables élémentaires et qui assure une co-variation entre ses variables élémentaires dans le but de stabiliser les variables de performance ». Dans cette optique, Jaric et Latash (Jaric et Latash, 1998, 1999) ont proposé une analyse de la tâche d'évitement d'obstacle en considérant la première partie de la définition des synergies. En revanche à notre connaissance aucune étude n'a envisagé d'étudier le second aspect des synergies lors de cette même tâche. Parallèlement, l'utilisation des indices de manipulabilité, issus du domaine de la robotique, dans le cadre de l'analyse du mouvement humain présente un aspect novateur. D'autre part, à la différence des propriétés extrinsèques et intrinsèques de l'objet, celles de l'obstacle, en particulier la hauteur, ont été très peu considérées dans les tâches d'évitement d'obstacle. Seules quelques études rapportent des résultats témoignant de l'effet des modifications de hauteur de l'obstacle sur les paramètres cinématiques du mouvement (Saling et al., 1998; Geronimi et Gorce, 2007; Geronimi, 2008).

Dans ce contexte, l'objectif de ce premier protocole est d'évaluer le niveau de synergie articulaire en termes de co-variation des variables élémentaires du membre supérieur, i.e. les angles articulaires, ainsi qu'en termes de capacité de mouvement de l'organe terminal de la chaîne, i.e. le poignet, au cours d'un mouvement de saisie en utilisant le paradigme de l'UCM et les indices de manipulabilité présentés dans le chapitre précédent. De plus, nous intégrons à l'analyse plusieurs tailles d'obstacle afin d'évaluer l'effet d'une la contrainte spatiale sur les niveaux de synergies du membre supérieur afin d'assurer la stabilité des différentes variables de performance ainsi que sur les modifications des capacités de mouvement au niveau du poignet. Les études traitant de l'UCM ont mis en évidence que la flexibilité des configurations articulaires pourrait être une stratégie adoptée par le SNC dans le cadre de l'application d'une contrainte sur le mouvement. En particulier, Tseng et collaborateurs (Tseng et al., 2003) ont montré que la structure de la variance était altérée après le pic de vitesse tangentielle du poignet dans le cas d'une manipulation de l'indice de difficulté. Aussi, Freitas et collaborateurs (de Freitas et al., 2007) décèlent une augmentation de V_{UCM} dès le début du mouvement de pointage d'une cible dont la localisation est incertaine par rapport à une

condition certaine. Dans ce cadre, nous émettons l'hypothèse que la structure de la variance des angles articulaires va subir une altération du fait de la présence de l'obstacle avec notamment une augmentation de la variance équivalente V_{UCM} pour les variables de performances considérée. Nous suggérons que cette augmentation permet de gérer de manière flexible la tâche de saisie augmentée d'une contrainte secondaire matérialisée par l'obstacle.

III.3. Présentation du protocole expérimental

III.3.A. Les sujets

Vingt neuf sujets, tous masculins et droitiers, ont volontairement participé à ce premier protocole expérimental. Leurs caractéristiques anthropométriques sont présentées dans le tableau III.1. Aucun d'entre eux ne présentait ou n'avait été sujet à une pathologie du membre supérieur jusqu'à ce jour. Avant son passage, chaque sujet a été informé par écrit et oral de l'intégralité des modalités expérimentales à réaliser, des variables mesurées, du matériel utilisé pour les enregistrements ainsi que de l'anonymat des résultats obtenus. Il leur a été également précisé qu'ils pouvaient à tout moment se retirer de l'étude sans avoir à donner la moindre justification. Une fois informé, chaque sujet volontaire a remis son consentement écrit par une signature apposée à la fin du document d'information.

Tableau III.1 : Caractéristiques anthropométriques de la population

	Age (années)	Taille (cm)	Masse (Kg)	Longueur de bras (cm)	Longueur de l'avant-bras (cm)
Moyenne	26.24	178.72	73.22	29.23	26.94
Ecart-type	(±5.08)	(±6.36)	(±8.80)	(±2.80)	(±1.44)

III.3.B. Le système de mesure optoélectronique Vicon

III.3.B.a. Présentation

Le système (VICON 460, Vicon système, Oxford Metrics Inc.) se compose de six caméras infrarouges en réseau, reliées à une unité centrale ainsi qu'à un ordinateur équipé du logiciel informatique « Workstation Software » (figure III.1). Il appartient à la catégorie des systèmes à marqueurs passifs et enregistre la position de chaque marqueur à une fréquence de 120 Hz. Le positionnement des caméras est une phase importante dans la préparation du protocole. Il faut que celles-ci soient placées avec un angle minimum entre chacune d'elle afin de

permettre une bonne reconstruction des points en 3D, tout en satisfaisant une bonne visibilité de la totalité des marqueurs au cours du mouvement.



Figure III.1 : Photo du système Vicon. Caméra Vicon à gauche et unité centrale reliée à un ordinateur à droite.

III.3.B.b. Calibrage

Cette phase est essentielle pour pouvoir exploiter les données recueillies par le système. Elle se décompose en deux phases (utilisant chacune un outil spécifique) et est effectuée avant chaque session d'acquisition.

La phase statique : Elle consiste à capturer la position statique d'un objet métallique en forme de « L » sur lequel se trouvent quatre marqueurs. Les dimensions de cet objet sont communiquées par le constructeur et implémentées dans l'interface du logiciel d'acquisition. Cette acquisition permet de relier géométriquement les caméras entre-elles afin de pouvoir reconstruire la 3D. Elle permet également de créer un repère dans la zone de travail par rapport auquel les coordonnées de chaque marqueur seront exprimées.



La phase dynamique : Elle permet d'affiner le calibrage statique en capturant le déplacement d'une baguette munie de deux marqueurs dont les dimensions sont connues dans l'espace d'acquisition. A l'issue de l'enregistrement une procédure d'optimisation est effectuée par le système afin de créer l'espace en 3D du volume dans lequel sera réalisée la mesure.



Une fois la procédure terminée, le système est calibré dans le volume défini. Le déplacement de l'une des caméras entraîne une modification de la géométrie du volume et

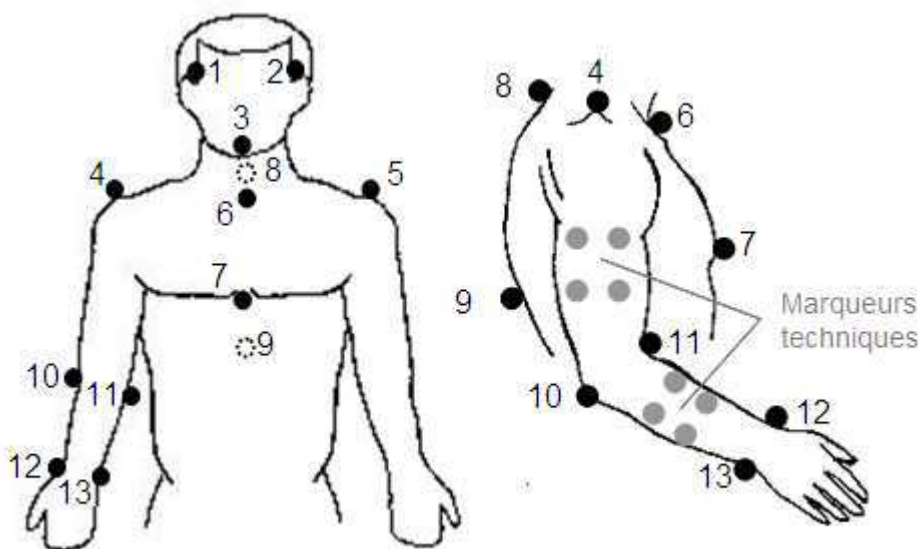
nécessite de recommencer le calibrage. Il convient donc de prendre des précautions afin d'éviter tout déplacement de caméra durant le déroulement de l'expérimentation.

III.3.B.c. Placement des marqueurs et définition des repères

Des marqueurs sphériques de 9mm de diamètre ont été utilisés. Ils sont recouverts par une matière réfléchissante et reposent sur un socle plat permettant leur fixation sur le sujet.

Tableau III.2 : Placement des marqueurs sur le sujet. Les marqueurs noirs représentent des points anatomiques, ceux en gris représentent les marqueurs techniques utilisés sur le bras et l'avant-bras pour pallier les occultations.

Schéma du positionnement des marqueurs sur le sujet



N°	Nom des marqueurs
1	Tempe droite (TD)
2	Tempe gauche (TG)
3	Menton (M)
4	Acromion droit (ACRO1)
5	Acromion gauche (ACRO2)
6	Incisure jugulaire (JUG)
7	Processus xiphoïde du sternum (STER)
8	Septième vertèbres cervicale (C7)
9	Huitième vertèbres thoracique (T8)
10	Epicondyle médial du coude droit (EM)
11	Epicondyle latéral du coude droit (EL)
12	Processus styloïde ulnaire (PSU)
13	Processus styloïde radial (PSR)
Bras*	Groupe de marqueurs techniques (B1, 2, 3, 4)
Avant-bras*	Groupe de marqueurs techniques (AB1, 2, 3, 4)



* chaque groupe de marqueurs techniques a été numéroté en commençant par le marqueur situé le plus en haut à gauche puis en tournant dans le sens horaire.

Ils sont fixés sur la peau des sujets à l'aide d'un adhésif hypoallergénique double-faces. En 2005, un groupe de chercheurs appartenant à la Société Internationale de Biomécanique a travaillé sur le placement de ces marqueurs. Ils ont publié une note de recommandation pour les membres inférieur et supérieur du corps humain (Wu et al., 2002; Wu et al., 2005). Ils préconisent l'utilisation de points osseux caractéristiques et facilement palpables comme site de positionnement des marqueurs. Le tableau III.2 présente la disposition des marqueurs utilisée pour la mesure des mouvements du membre supérieur. L'enregistrement de leur déplacement permet d'étudier les trajectoires en 3D des différents segments, leur vitesse tangentielle ainsi que leur accélération de manière assez directe.

III.3.B.d. Précision de mesure et reproductibilité

Lors de l'utilisation de tout matériel, il est important de connaître les erreurs inhérentes au dispositif, qui se distingue des erreurs expérimentales (Cappozzo et al., 1996). Dans le cas des systèmes optoélectroniques, les mesures de distance et d'angle sont les deux paramètres principaux à évaluer en termes de précision et de reproductibilité (Ehara et al., 1995; Ehara et al., 1997; Chiari et al., 2005). Richards (Richards, 1999) met en place un dispositif expérimental permettant la mesure de ces deux paramètres (figure III.2). Dans son étude il compare les résultats obtenus avec plusieurs systèmes optoélectroniques à marqueurs passifs vendus sur le marché. Les résultats obtenus sont récapitulés dans le tableau III.3. Il en ressort que le système Vicon est très performant puisqu'il se classe en tête pour la majorité des paramètres mesurés.

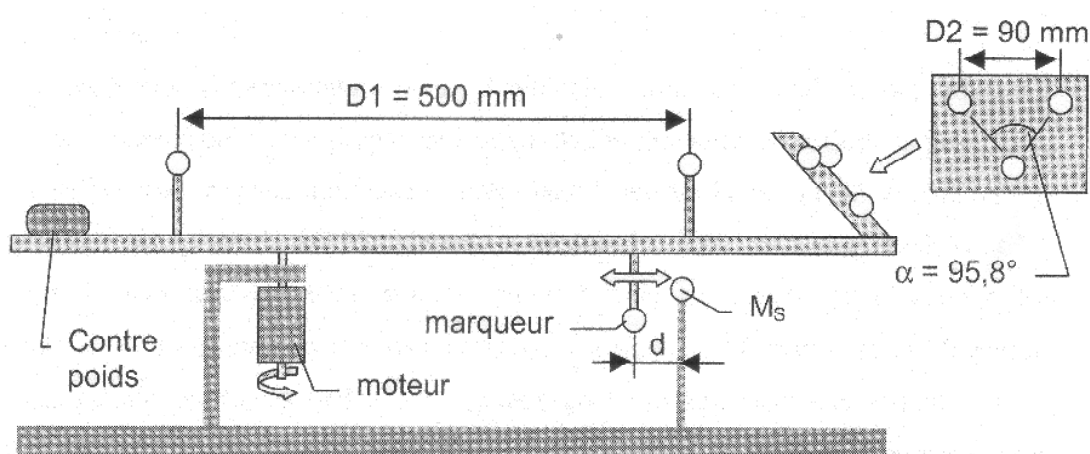


Figure III.2. : Dispositif expérimental de Richards (Richards, 1999).

Tableau III.3. : Résultats obtenus par différents systèmes optoélectroniques pour les mesures de distance et d'angles (Richards, 1999).

	Mesure			Erreur des moindres carrés (cm)			Erreur maximale		
	9 cm (Rang)	50 cm (Rang)	95.8° (Rang)	9 cm (Rang)	50 cm (Rang)	95.8° (Rang)	9 cm (Rang)	50 cm (Rang)	95.8° (Rang)
Ariel	9.015 (2 ^{ème})	49.882 (5 ^{ème})	95.104 (4 ^{ème})	0.151 (3 ^{ème})	0.427 (6 ^{ème})	2.109 (3 ^{ème})	0.494 (1 ^{er})	1.666 (7 ^{ème})	5.062 (2 ^{ème})
Coda	8.928 (5 ^{ème})	50.112 (4 ^{ème})	95.524 (2 ^{ème})	0.225 (6 ^{ème})	0.487 (7 ^{ème})	3.392 (4 ^{ème})	0.926 (5 ^{ème})	1.515 (6 ^{ème})	9.035 (4 ^{ème})
Elite	9.159 (7 ^{ème})	50.133 (6 ^{ème})	95.148 (3 ^{ème})	0.446 (7 ^{ème})	0.173 (5 ^{ème})	4.287 (6 ^{ème})	1.613 (7 ^{ème})	0.584 (5 ^{ème})	14.309 (6 ^{ème})
Motion Analysis	9.057 (4 ^{ème})	49.796 (7 ^{ème})	95.798 (1 ^{er})	0.149 (2 ^{ème})	0.059 (1 ^{er})	1.761 (2 ^{ème})	0.599 (4 ^{ème})	0.183 (2 ^{ème})	6.284 (3 ^{ème})
Peak	9.076 (6 ^{ème})	49.942 (2 ^{ème})	96.5 (5 ^{ème})	0.177 (4 ^{ème})	0.091 (4 ^{ème})	3.772 (5 ^{ème})	0.582 (3 ^{ème})	0.259 (4 ^{ème})	12.666 (5 ^{ème})
Qualysis	9.004 (1 ^{er})	49.906 (3 ^{ème})	94.389 (7 ^{ème})	0.221 (5 ^{ème})	0.08 (3 ^{ème})	4.498 (7 ^{ème})	1.276 (6 ^{ème})	0.198 (3 ^{ème})	19.256 (7 ^{ème})
Vicon	8.98 (3 ^{ème})	49.953 (1 ^{er})	94.543 (6 ^{ème})	0.129 (1 ^{er})	0.062 (2 ^{ème})	1.421 (1 ^{er})	0.557 (2 ^{ème})	0.183 (1 ^{er})	4.632 (1 ^{er})

En revanche, la mesure directe des angles semble être le gros point faible de ce système. Afin de compléter cette analyse, nous avons effectué au sein de notre laboratoire un test de précision et de reproductibilité des mesures avec notre propre système Vicon. Nous avons réalisé trente acquisitions statiques et trente acquisitions en dynamique en utilisant l'objet de calibrage en forme de « L » fourni par le constructeur (distance maximale : 480mm ; angles entre les deux lignes de marqueurs : 80°). Après mesure par le système Vicon, nous obtenons pour les distances 480.80 ± 0.02 mm et 480.93 ± 0.43 mm respectivement pour les conditions statique et dynamique. Pour la mesure d'angles nous obtenons de la même manière $79.96 \pm 0.01^\circ$ et $80.01 \pm 0.10^\circ$. Dans le cadre de la mesure du mouvement humain, ces résultats sont considérés comme satisfaisants.


III.3.C. Dispositif expérimental

Une fois équipé de l'ensemble des marqueurs et le système calibré, chaque sujet était installé devant le dispositif aménagé pour les mesures. Ils étaient assis sur une chaise rigide avec les membres inférieurs attachés sur l'assise face à une table en bois. Ainsi, seuls les mouvements du tronc et du membre supérieur étaient autorisés. Il était explicitement demandé à chaque sujet d'adopter une posture initiale identique avant chaque mesure. La main était

placée en face du sujet, pouce et index joints. L'avant-bras reposait sur la table et était orienté dans le plan frontal. Le bas du dos était appuyé contre le dossier de la chaise. Cette position était marquée afin d'aider le sujet à reprendre toujours cette même posture initiale au cours des essais. La tâche consistait à aller saisir depuis cette posture initiale une sphère en polystyrène (\varnothing 5.5 cm, reposant sur un support cylindrique l'empêchant de rouler) située à 50 cm de la main dans le plan sagittal puis de la ramener au niveau de la position initiale de la main. Chaque essai était précédé d'un décompte « 1, 2, 3, go », « go » correspondant au signal de départ pour le sujet la capture était initiée à 2 afin de pouvoir enregistrer correctement le début du mouvement. Aucune instruction particulière n'était donnée quant à la vitesse ou à la durée du mouvement. En revanche, il était précisé aux sujets de ne pas se lever de la chaise.

Trois conditions expérimentales ont été considérées. La première consiste à saisir la sphère sans la présence d'un obstacle sur la trajectoire du mouvement. Cette condition est noté SO et sert de condition de référence. Pour deux autres conditions, deux obstacles parallélépipédiques se différenciant uniquement par leur taille ont été utilisés. Ils étaient placés directement sur la trajectoire du mouvement (figure III.3). Le tableau III.4 présente les caractéristiques de ces deux obstacles, correspondant respectivement aux conditions notées PO et GO. Pour ces deux conditions, la présence de l'obstacle n'empêchait pas la vue de la sphère à saisir. De ce fait, les positions de la contrainte spatiale et de la cible étant parfaitement connues par le sujet, aucune incertitude, n'était présente dans la tâche. Pour chaque condition, dix essais ont été réalisés dans un ordre complètement aléatoire, aucun groupement d'essais n'a été effectué. Pour chaque essai, les trajectoires des vingt et un marqueurs placées sur le tronc et le membre supérieur ont été enregistrées par le système Vicon à 120 Hz, reconstruites puis labellisées conformément à la procédure du logiciel Workstation. Pour chaque sujet une prise statique a été effectuée afin de calculer les relations entre les repères anatomiques et techniques.

Tableau III.4. : Caractéristiques des obstacles utilisés.

	Largeur (cm)	Profondeur (cm)	Hauteur (cm)	
Petit obstacle (PO)	30	7	15	
Grand obstacle (GO)	30	7	20	

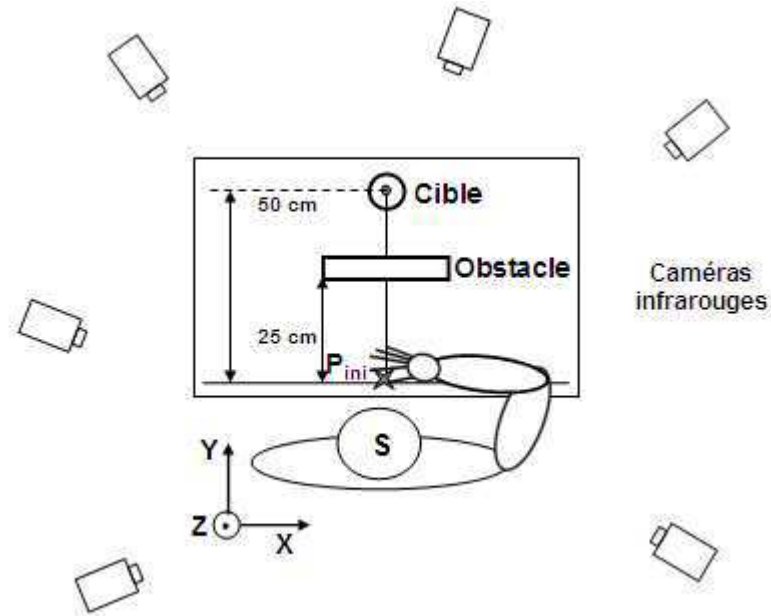


Figure III.3 : Schéma du dispositif expérimental. S représente le sujet en posture initiale, main et avant-bras au repos sur la table.

Cette étape calculatoire est détaillée dans la partie suivante, dans le paragraphe relatif au calcul des angles articulaires. Les données ont ensuite été exportées pour être traitées à l'aide du logiciel Matlab.

III.3.D. Analyse des données

III.3.D.a. Filtrage des données

Afin de retirer la partie bruitée des signaux enregistrés, un filtre passe-bas a été appliqué à l'ensemble des données avant tout traitement (Alberts et al., 2002; Gorce et Bendahan, 2005; Geronimi et Gorce, 2007). Un filtre se caractérise par son ordre, qui détermine la pente d'atténuation des fréquences au delà de la fréquence de coupure, et sa fréquence de coupure, qui correspond à la fréquence à partir de laquelle l'atténuation débute. Le choix de la fréquence de coupure affecte directement la qualité de données récupérées après l'application du filtre. Winter (Winter, 1990) propose de choisir la fréquence de coupure à partir de l'analyse des résidus des données à partir de la formule suivante :

$$R(f_c) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - \hat{X}_i)^2} \quad (\text{III.1})$$

où f_c représente la valeur de la fréquence de coupure, $R(f_c)$ la valeur du résidu, X_i le signal brut, \hat{X}_i le signal filtré et N le nombre de valeurs choisies. Après analyse, on obtient l'évolution de la valeur du résidu en fonction de la fréquence de coupure (figure III.4). Le choix de la fréquence de coupure est un compromis. En effet, la valeur de f'_c est telle que le bruit non atténué est égal à la distorsion introduite du fait du filtrage. Cette analyse a été effectuée pour chaque marqueur en appliquant un filtre de type Butterworth de second ordre. La valeur la plus élevée de f'_c a été choisie comme fréquence de coupure. Dans le cadre de l'utilisation du système VICON la fréquence de coupure choisie est égale à 7.1 Hz.

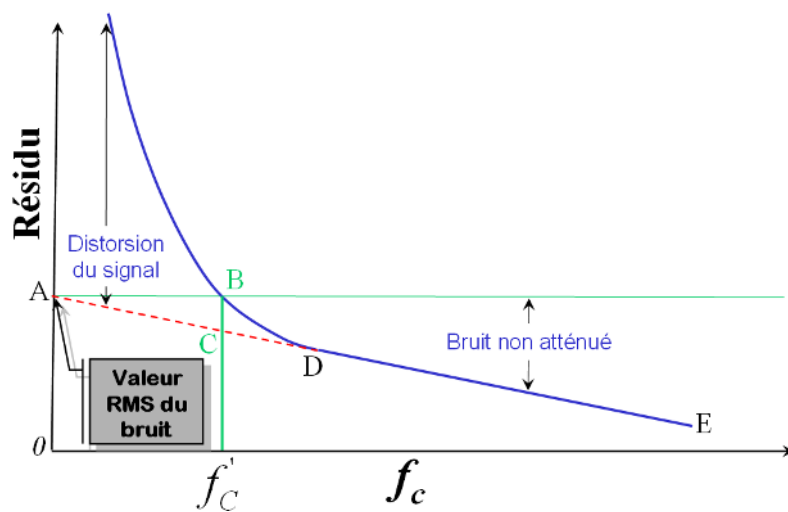


Figure III.4 : Evolution du résidu des données en fonction de la fréquence de coupure f_c .

III.3.D.b. Normalisation du mouvement

Afin d'étudier précisément les synergies articulaires lors du mouvement de préhension et l'effet de la présence d'un obstacle sur ces dernières, nous avons choisi d'analyser uniquement la première partie du mouvement, qui correspond à la phase de transport de la main vers la cible (Jeannerod, 1984). Cette phase a été extraite du mouvement complet à partir de la courbe de vitesse du poignet de la manière suivante : 1) lorsque le seuil de 5% de la vitesse maximale tangentielle du poignet était atteint, le mouvement était considéré comme commencé (Marteniuk et al., 1990; Paulignan et al., 1997) ; 2) l'instant correspondant à la plus faible vitesse tangentielle mesurée au voisinage de l'objet a été choisi comme fin de cette phase de transport. Du fait des durées légèrement différentes de mouvement d'un essai à l'autre, chaque mouvement a été ensuite normalisé de 0 à 100% par l'intermédiaire d'une

interpolation de type spline. 0% correspond au début du mouvement et 100% à l'instant de la saisie. Cette étape permet, d'une part, de calculer des comportements moyens pour chaque sujet et, d'autre part, de comparer les résultats entre les différentes conditions expérimentales.

III.3.D.c. Calcul des angles articulaires

III.3.D.c.1 *Procédure de calcul*

Afin de pouvoir calculer les différents angles articulaires, nous considérons chaque segment du membre supérieur comme un corps rigide indéformable. Ce calcul se fait de manière indirecte à partir des trajectoires enregistrées de chaque marqueur. La procédure nécessite la présence d'au moins trois marqueurs par segment et comprend plusieurs étapes :

- *Création d'un repère pour chaque segment* : deux vecteurs sont définis à partir des trois marqueurs. L'un des deux forme le premier vecteur du repère, noté \vec{x} . Le second sert d'intermédiaire. Notons-le $\vec{\alpha}$. Ces deux vecteurs forment un plan. En utilisant le produit vectoriel de $\vec{x} \wedge \vec{\alpha}$, le résultat donne le vecteur \vec{z} , qui est alors orthogonal à \vec{x} et $\vec{\alpha}$. En effectuant une seconde fois le produit vectoriel mais cette fois-ci en utilisant \vec{x} et \vec{z} , le résultat de $\vec{z} \wedge \vec{x}$ donne le vecteur \vec{y} , qui leur est orthogonal. Après normalisation de chaque vecteur, on obtient un repère orthonormé direct associé au groupe de marqueurs et donc au segment considéré. Ce repère se présente sous la forme d'une matrice 3x3 contenant les coordonnées de chaque vecteur unitaire du repère dans le repère global.
- *Calcul de la matrice de rotation* : considérons maintenant deux segments successifs, par exemple le bras et l'avant-bras. Un repère est associé à chacun d'eux. On note respectivement les repères du bras et de l'avant-bras R_{01} et R_{02} . Cette notation signifie que le repère du bras noté 1 (ou de l'avant-bras noté 2) est exprimé dans le repère global du volume, noté 0. En effectuant le produit de matrices $R_{01} \cdot R_{02}^T$, on obtient la matrice R_{12} de passage du repère au repère 2. Cette matrice permet d'exprimer la position et l'orientation de l'avant-bras par rapport au bras.

Tableau III.5 : Repères anatomiques et séquences utilisés pour le calcul des angles relatifs entre chaque segment. Le repère Xg, Yg, Zg représente le repère global. D'après Wu et collaborateurs (Wu et al., 2005).

Segment	Repère anatomique	Séquence de rotation	Illustration
Tronc	<p>Origine : JUG. Yt : milieu de [STER-T8] → milieu de [JUG-C7]. Xt : milieu de [STER-T8] → JUG \wedge milieu de [STER-T8] → C7. Zt : Xt \wedge Yt.</p> <p>Rotation e1 : Flexion (-) / Extension (+) e2 : Rotation latérale droite (+) / gauche (-) e3 : Rotation axiale gauche (+) / droite (-)</p>	Z-X-Y	
Clavicule	<p>Origine : JUG. Zc : JUG → Centre de rotation de l'épaule. Xc : Yt \wedge Zc. Yc : Zc \wedge Xc.</p> <p>Rotation e1 : Protraction (+) / Rétraction (-) e2 : Elévation (-) / Dépression (+) e3 : Rotation axiale arrière (+) / avant (-)</p>	Y-X-Z	
Humérus	<p>Origine : Centre de rotation de l'épaule (CR_{EP}) Yh : milieu de [EM-EL] → Centre de rotation de l'épaule. Xh : CR_{EP} → EL \wedge CR_{EP} → EM. Zh : Xh \wedge Yh.</p> <p>Rotation e1 : Plan d'élévation e2 : Elévation (-) e3 : Rotation axiale médiale (+) / latérale (-)</p>	Y-X-Y	
Avant-bras	<p>Origine : PSU. Yf : PSU → milieu de [PSU-PSR]. Xf : PSU → EM \wedge PSU → EL. Zf : Xf \wedge Yf.</p> <p>Rotation e1 : Flexion (+) / Hyper-extension (-) e2 : Carrying angle, interne (+) / externe (-) e3 : Pronation (+) / Supination (-)</p>	Z-X-Y	

- Application de la séquence de rotation :* A partir de la matrice R_{12} , en appliquant ce que l'on appelle une séquence de rotation, il est possible d'obtenir les trois angles relatifs (un autour de chaque axe) entre l'avant-bras et le bras. Le choix de la séquence influence directement les valeurs d'angles. Deux séquences appliquées à la même matrice ne donnent pas les mêmes valeurs (Senk et Cheze, 2006). Pour standardiser le choix des séquences à chaque articulation, Wu et collaborateurs ont

également publié des recommandations à ce niveau (Wu et al., 2002; Wu et al., 2005).

Le tableau III.5 résume les repères ainsi que les séquences utilisées pour le calcul des angles relatifs entre chaque segment depuis le bassin jusqu'au poignet.

III.3.D.c.2 Utilisation des marqueurs techniques

Tous les repères présentés dans la section précédente sont construits en utilisant des points anatomiques facilement repérables par palpation. Cependant, la présence et le franchissement de l'obstacle dans les conditions PO et GO entraîne très régulièrement une perte des marqueurs EM et EL, rendant impossible le calcul des angles au niveau du coude. Afin de palier ce problème, un ensemble de marqueurs a été disposé sur les segments du bras et de l'avant-bras (tableau III.1). Ces marqueurs sont qualifiés de marqueurs techniques. L'avantage de ces marqueurs est qu'ils peuvent être placés de n'importe quelle façon à condition de ne pas être alignés. Ils ont ainsi été placés afin d'être vus par la majorité des caméras pendant toute la durée du mouvement. Un repère a ensuite été construit pour chaque groupe de marqueurs (tableau III.6). A partir de la posture statique, les matrices de rotation entre le repère anatomique et le repère technique du bras et de l'avant-bras ont été calculées. De ce fait, en connaissant la trajectoire des marqueurs techniques et ces matrices de rotation, il est possible de retrouver la position des repères anatomiques à partir des repères techniques en appliquant la transformation inverse. Cette procédure a été utilisée pour calculer les angles relatifs entre le bras et l'avant-bras pour tous les sujets et tous les essais, quelque soit la condition expérimentale.

Tableau III.6 : Repères techniques du bras et de l'avant-bras utilisés lors de l'expérimentation.

Segment	Repère Technique	Illustration
Bras	<p>Origine : B3. Zb : B3 → B4. Xb : B3 → B1 \wedge B3 → B4. Yb : Zb \wedge Xb.</p>	
Avant-bras	<p>Origine : AB4. Zab : AB4 → AB3. Xab : AB4 → AB2 \wedge AB4 → AB3. Yab : Zab \wedge Xab.</p>	

III.3.D.d. Uncontrolled Manifold

. L'application de l'analyse UCM nécessite de choisir au préalable les variables de performance. Dans le cadre de notre étude, nous considérons les trajectoires cartésiennes du coude et du poignet comme des variables de performance importantes dans une tâche de saisie, notamment lors du franchissement de l'obstacle. Cependant, comme le montre plusieurs auteurs, la présence d'un obstacle entraîne une participation non négligeable du tronc lors d'un mouvement de préhension (Saling et al., 1996; Wang et Stelmach, 2001; Gorce et Bendahan, 2005). De ce fait, la trajectoire cartésienne de l'épaule au cours du mouvement a été ajoutée comme variable de performance. Pour chacune de ces trois variables, la stabilité de la trajectoire va être évaluée au travers de la variabilité des angles articulaires impliqués. Lorsque l'on considère le modèle cinématique présenté dans le chapitre II, la position cartésienne de l'épaule, du coude et du poignet est définie à chaque instant par un ensemble de coordonnées à trois dimensions ($x, y, z ; d=3$). La position de ces trois points est obtenue par $n=11$ angles articulaires pour le poignet (la pronation supination de l'avant-bras ne modifie pas sa position), $n=9$ pour le coude et $n=6$ pour l'épaule. De ce fait, la chaîne poly-articulée est redondante dans chacun des cas, $n > d$ et la méthode peut être appliquée.

III.3.D.e. Variables dépendantes

Dans un premier temps une analyse cinématique a été effectuée. Pour chaque condition expérimentale, les paramètres suivants ont été calculés : le temps de mouvement (s), la vitesse tangentielle du poignet ($\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$), le pic de la vitesse tangentielle du poignet ($\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$), son instant d'apparition au cours du mouvement normalisé (%), l'écart-type des trajectoires de l'épaule, du coude et du poignet (mm), ainsi que l'évolution de l'ensemble des angles articulaires au cours du mouvement normalisé (deg). Puis, dans un second temps, V_{UCM} et V_{ORT} ainsi que leur ratio ont été calculés conformément à la procédure présentée dans le chapitre II pour chaque pourcent du mouvement normalisé et pour chaque condition expérimentale SO, PO et GO. De plus, ces deux paramètres ont été calculés pour chacune des variables de performance suivante : la trajectoire cartésienne de l'épaule, du coude et du poignet. Afin de faciliter les analyses statistiques, le mouvement normalisé a été décomposé et moyenné en quatre phases de la manière suivante : 0-30% (Début), 30-60% (Milieu), 60-90% (Fin) et 90-100% (Terminale). Ce découpage a été appliqué aux variables V_{UCM} et V_{ORT} ainsi qu'aux écart-types des trajectoires de l'épaule, du coude et du poignet. Enfin, les trois

paramètres de manipulabilité w_{B1} , w_{B2} et w_{Bdir} ont été calculés en considérant le poignet comme extrémité de la chaîne articulaire du membre supérieur. Le découpage du mouvement a été identique à celui utilisé pour l'analyse UCM.

III.3.D.f. Analyse statistique

Toutes les analyses ont été effectuées à l'aide du logiciel STATISTICA 7.1 (StatSoft, Tulsa, OK, USA). Pour chaque variable, la normalité des données a été vérifiée en utilisant le test de Shapiro-Wilk. L'homogénéité des variances a été testée à l'aide du test de Levene et la sphéricité a été vérifiée. Ensuite, afin d'analyser l'effet d'une contrainte spatiale sur les synergies articulaires et sur les capacités de déplacement du poignet, une analyse de variance à mesure répétée (ANOVA) 3 conditions (SO, PO et GO) x 4 phases (Début, Milieu, Fin et Terminale) a été appliquée pour chacune des variables dépendantes. Le test HSD de Tuckey a été choisi pour effectuer les analyses post hoc. Pour chacun des tests, le seuil de significativité a été fixé à 5%.

III.3.D.g. Résumé du protocole

Le tableau III.7 présente un résumé des différentes étapes du protocole expérimental.

Tableau III.7 : Synthèse des différentes étapes du premier protocole expérimental.

Étape	Description
Sujets	<ul style="list-style-type: none"> • 29 sujets droitiers sans antécédent pathologique du membre supérieur
Tâche	<ul style="list-style-type: none"> • Saisie d'une balle de polystyrène, (diamètre : 5.5cm ; distance 50 cm) • 10 répétitions • 3 conditions expérimentales : <ul style="list-style-type: none"> - sans obstacle (SO) - avec petit obstacle (PO, hauteur 15 cm) - avec grand obstacle (GO, hauteur 20 cm)
Système de mesure	<ul style="list-style-type: none"> • Système optoélectronique VICON six caméras, fréquence 120 Hz.
Variables mesurées	<ul style="list-style-type: none"> • Déplacement de 21 marqueurs disposés sur le tronc et le membre supérieur droit de chaque sujet
Analyse des données	<ul style="list-style-type: none"> • Filtrage : Butterworth second ordre avec fréquence de coupure déterminé par analyse des résidus • Extraction de la phase de transport • Normalisation de 0 à 100% • Découpage du mouvement en 4 phases : 0-30% (Début), 30-60% (Milieu), 60-90% (Fin) et 90-100% (Terminale)
Variables calculées	<ul style="list-style-type: none"> • Durée du mouvement. • Vitesse tangentielle du poignet, valeur maximale et instant d'apparition. • Ecart-type des trajectoires de l'épaule, du coude et du poignet • Angles articulaires du membre supérieur conformément aux normes ISB.

- V_{UCM} , V_{ORT} et V_{UCM}/V_{ORT} pour chacune des variables de performance suivante : trajectoire cartésienne de l'épaule, du coude et du poignet
- w_{B1} , w_{B2} et w_{Bdir} au niveau du poignet

- Analyses statistiques**
- ANOVA à mesures répétées
 - Test post hoc de Tuckey

III.4. Résultats

III.4.A. Analyse cinématique de la phase de transport

Dans cette partie, les différents résultats relatifs à la cinématique du mouvement sont présentés. Pour chacun, une comparaison entre les différentes conditions expérimentales est proposée. Les valeurs de durée de mouvement (TM), de vitesse maximale de l'épaule (VE_{MAX}), du coude (VC_{MAX}) et du poignet (VP_{MAX}) ainsi que leurs instants d'apparition respectifs (IVE_{MAX} , IVC_{MAX} et IVP_{MAX}) sont regroupés dans le tableau III.8. Comme le montrent plusieurs études (Saling et al., 1998; Alberts et al., 2002), la présence d'un obstacle entraîne une augmentation de la durée du mouvement ($F_{2,56}=268.95$, $p<0.001$). Cette dernière s'accompagne d'une augmentation du pic de vitesse tangentielle au niveau des trois articulations considérées (épaule : $F_{2,56}=112.82$, $p=0.001$; coude : $F_{2,56}=73.83$, $p=0.001$; poignet : $F_{2,56}=25.71$, $p=0.001$).

Tableau III.8 : Valeurs moyennes (\pm écart-type) des différents paramètres cinématiques du mouvement pour les trois conditions expérimentales : sans obstacle (SO), petit obstacle (PO) et grand obstacle (GO).

	TM (s)	VE_{MAX} (mm.s ⁻¹)	VC_{MAX} (mm.s ⁻¹)	VP_{MAX} (mm.s ⁻¹)	IVE_{MAX} (%)	IVC_{MAX} (%)	IVP_{MAX} (%)
SO	0.77 (± 0.11)	324.86 (± 93.39)	1122.57 (± 165.36)	1264.34 (± 184.37)	59.56 (± 6.08)	42.56 (± 5.02)	45.15 (± 3.81)
PO	0.92 * (± 0.12)	412.73 * (± 87.22)	1269.68 * (± 165.72)	1349.43 * (± 189.80)	57.89 (± 5.99)	37.19 * (± 5.60)	40.50 * (± 5.56)
GO	1.04 *§ (± 0.15)	451.49 *§ (± 74.31)	1308.12 * (± 162.35)	1361.49 * (± 203.41)	54.71 *§ (± 6.19)	36.31 * (± 4.69)	37.43 *§ (± 7.77)

* : différence significative avec la condition SO. § : différence significative entre les deux conditions d'obstacles PO et GO.

En revanche, un effet de la hauteur de l'obstacle n'a été mis en évidence que pour l'épaule avec une vitesse plus importante dans la condition GO par rapport à la condition PO ($p<0.05$). Enfin, il a été mis en évidence que plus l'articulation est distale et plus les vitesses sont importantes, et ce en présence ou non d'obstacle ($F_{4,112}=14.630$, $p=0.001$). Les différents profils de vitesse sont présentés dans la figure III.5. D'autre part, la présence d'un obstacle

induit une apparition plus précoce du pic de vitesse tangentielle exprimé en pourcentage de la phase de transport pour les trois articulations (épaule : $F_{2,56}=15.01$, $p=0.001$; coude : $F_{2,56}=65.12$, $p=0.001$; poignet : $F_{2,56}=35.66$, $p=0.001$). L'analyse post hoc révèle cependant quelques différences. Au niveau de l'épaule, seule la condition GO se différencie des deux autres conditions avec un pic de vitesse survenant significativement plus tôt ($p<0.05$). Pour le coude, les deux conditions d'obstacles présentent des instants d'apparitions plus précoces que pour la condition SO ($p<0.05$). Pour le poignet, le pic est d'autant plus précoce que la hauteur de l'obstacle est élevée ($p<0.05$). Enfin, le pic de vitesse apparait en premier au niveau l'articulation du coude dans toutes les conditions, puis au poignet et enfin à l'épaule ($F_{4,112}=6.2563$, $p=0.001$).

Le paramètre suivant que nous avons étudié est la variabilité des trajectoires mesurées au niveau des trois articulations du membre supérieur : l'épaule, le coude et le poignet.

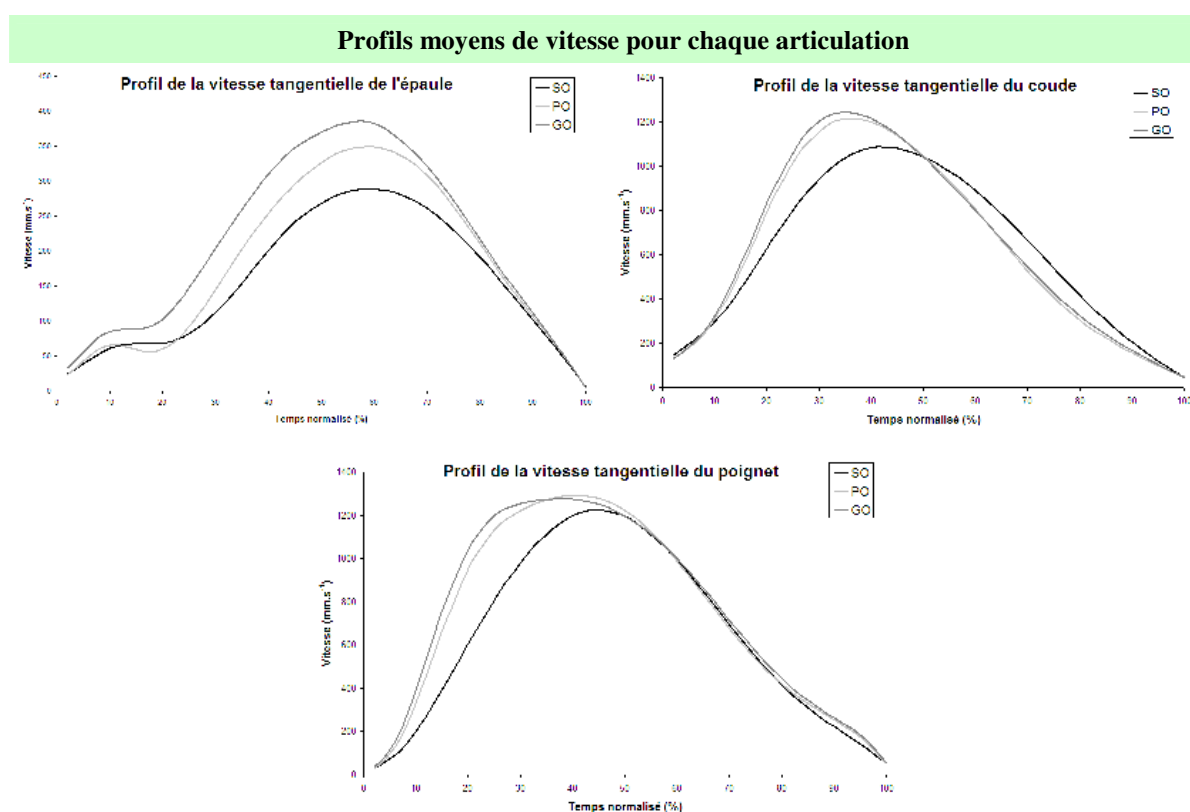


Figure III.5 : Profils moyens de vitesse présentés pour chaque condition expérimentale pour les trois articulations.

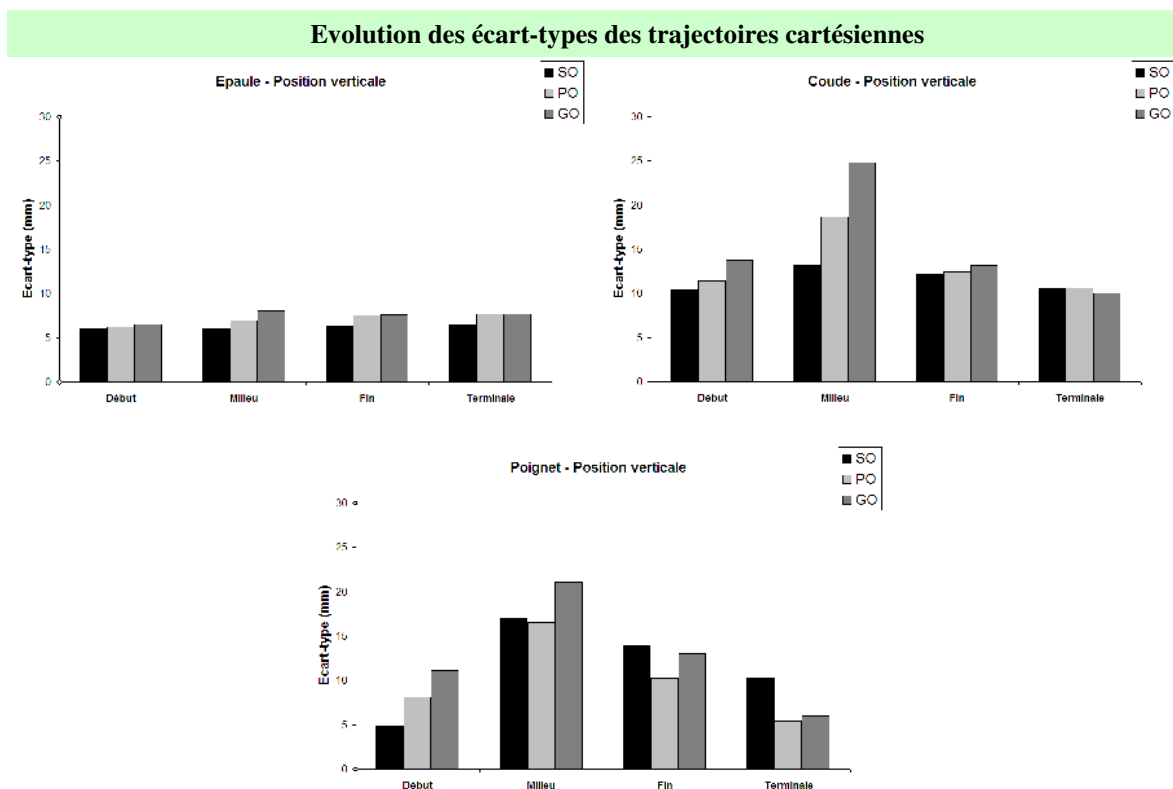


Figure III.6 : Evolution des écart-types des trajectoires cartésiennes de chaque articulation dans chacune des trois conditions expérimentales.

Dans la mesure où l'analyse UCM permet d'évaluer la stabilité des ces trajectoires au travers de la variabilité des angles articulaires, il nous a semblé intéressant d'analyser la variabilité dans l'espace cartésien afin de mettre en évidence d'éventuelles différences en fonction de l'analyse effectuée. L'analyse des données cartésiennes montre des modifications de la variabilité de la trajectoire en présence d'un obstacle. Les évolutions temporelles de l'écart-type des trajectoires sont présentées dans la figure III.6.

Comme précisé dans la section analyse des données, l'analyse statistique de la variance des trajectoires a été faite en considérant 4 phases du mouvement : Début (0-30%), Milieu (30-60%), Fin (60-90%) et terminale (90-100%). L'ANOVA à mesure répétée a permis de mettre en évidence plusieurs résultats. D'une part, les profils sont différents pour chacun des trois points. L'épaule présente une variabilité constante de sa trajectoire au cours du mouvement en présence ou non d'un obstacle ($F_{6,168}=3.67$, $p=0.01$, l'ANOVA indique un effet significatif mais l'analyse post hoc ne met pas en évidence d'effet du temps sur la variabilité de la trajectoire). Les profils de variabilité de la trajectoire du coude et du poignet ont une évolution similaire. L'écart-type augmente dans la première moitié du mouvement puis diminue dans la

seconde (poignet : $F_{6,168}=19.35$, $p<0.001$; coude : $F_{6,168} = 14.73$, $p<0.001$). D'autre part, l'ajout d'un obstacle affecte différemment chaque point de la chaîne cinématique en termes de variabilité.

En effet, une plus grande variabilité est observée pour la condition GO par rapport aux conditions PO et SO au cours de la phase « Milieu » pour le poignet (valeurs supérieures respectivement de 24% et 27%, $p<0.05$) et le coude (valeurs supérieures respectivement de 33% et 87%, $p<0.05$). Toujours au cours de cette phase, des valeurs d'écart-type plus grandes ont été trouvées dans la condition PO par rapport à la condition SO mais uniquement pour le coude (valeurs supérieures de 41%, $p<0.05$). Un dernier résultat intéressant a été observé pour la phase « Terminale ». D'une part, des valeurs plus faibles d'écart-type ont été trouvées pour les deux conditions d'obstacles par rapport à la condition SO (valeurs plus faibles de 46% pour PO et 40% pour GO, $p<0.05$). Aucun effet de l'obstacle n'a été mis en évidence pour le coude tandis que des valeurs d'écart-type plus élevées ont été observées pour les conditions d'obstacle au niveau de l'épaule (valeurs plus élevées de 2% et 4% respectivement pour PO et GO).

III.4.B. Synthèse de l'analyse cinématique

L'analyse cinématique nous a permis de mettre en évidence plusieurs paramètres caractéristiques d'un mouvement d'évitement d'obstacle. La présence d'une contrainte spatiale induit une augmentation du temps de mouvement accompagnée d'une augmentation de la vitesse tangentielle des trois points considérés sur le membre supérieur. Les pics de vitesse apparaissent également plus tôt dans le temps lorsque celui-ci est normalisé entre le début du mouvement et l'instant de saisie en présence d'un obstacle. De plus, l'action de franchissement induit une augmentation de la variabilité cartésienne des trajectoires pour les articulations les plus distales (coude et poignet). En revanche, cette variabilité diminue dans la toute dernière partie du mouvement au niveau du poignet lorsqu'un obstacle est présent sur la trajectoire.

III.4.C. Analyse UCM

C'est dans cette partie que l'ensemble des résultats de l'analyse UCM sont présentés. Les comparaisons ont été faites en deux parties. D'une part, les valeurs de V_{UCM} et V_{ORT} ont été

analysés séparément en comparant leur évolution au cours de chacune des quatre phases du mouvement pour chaque variable de performance (VPs) à savoir les positions cartésiennes de l'épaule, du coude et du poignet. Puis, pour chacune des phases, les valeurs des deux paramètres ont été comparées les une avec les autres pour chaque VPs afin d'analyser la structure de la variance au niveau de chaque variable de performance.

III.4.C.a. Structure de la variance

Le premier résultat intéressant de l'analyse UCM est relatif à la structure de la variance. Toutes conditions confondues, V_{UCM} est plus élevée que V_{ORT} pour les trois variables de performances, (épaule : $F_{15,420}=2.84$, $p<0.001$; coude : $F_{15,420}=9.17$, $p<0.001$; poignet : $F_{15,420}=5.13$, $p<0.001$). Les valeurs de V_{UCM} sont 1.7, 2.3 et 2.7 fois plus élevée respectivement pour l'épaule, le coude et le poignet.

III.4.C.b. Effet du temps

Quelle que soit la condition expérimentale, un effet de temps a été mis en évidence pour les VPs. La figure III.7 présente les valeurs moyennes de variance par degré de liberté pour l'épaule, le coude et le poignet.

Une augmentation de V_{UCM} au cours du mouvement a été constatée pour l'épaule ($F_{3,84}=26.23$, $p<0.001$) et le coude ($F_{3,84}=0.39$, $p<0.001$).

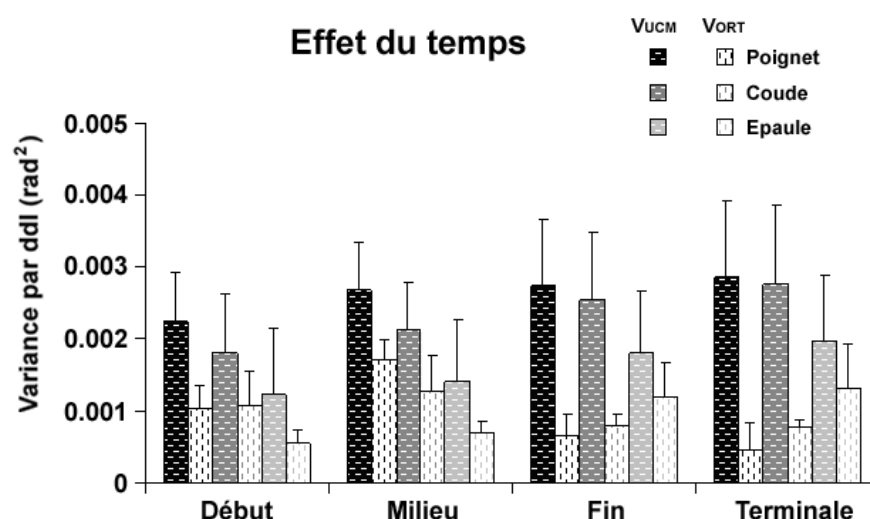


Figure III.7: Valeurs moyennes (\pm écart-type) de la variance des configurations articulaires par degré de liberté (ddl) pour les trois variables de performance au cours de chaque phase du mouvement exprimées en radian au carré. Chaque rectangle représente la moyenne de l'ensemble des essais réalisés par tous les sujets.

Les valeurs de V_{UCM} sont plus élevées dans la phase « Terminale » par rapport aux phases « Début » et « Milieu » ($p < 0.01$), ainsi que dans la phase « Fin » par rapport à la phase « Début » ($p < 0.01$). Pour le poignet aucun effet significatif n'a été mis en évidence pour V_{ORT} ($F_{3,84} = 2.68$, $p > 0.05$). En revanche, l'évolution de V_{ORT} est différente pour chaque VP. Une augmentation est observée au cours du mouvement pour l'épaule ($F_{3,84} = 22.02$, $p < 0.001$) avec des valeurs plus élevées pour les phases « Fin » et « Terminale » par rapport aux phases « Début » ($p < 0.001$) et « Milieu » ($p < 0.001$). Au contraire, on constate une diminution de V_{ORT} pour le coude au cours du mouvement ($F_{3,84} = 14.92$, $p < 0.001$). Les valeurs dans les phases « Début » et « Milieu » sont plus élevées que celles calculées pour les phases « Fin » ($p < 0.05$ et $p < 0.001$ respectivement) et « Terminale » ($p < 0.01$ et $p < 0.001$ respectivement). Pas de différence significative n'apparaît pour V_{ORT} entre les phases « Début » et « Milieu » d'une part, et entre les phases « Fin » et « Terminale » d'autre part. L'évolution de V_{ORT} pour le poignet présente une tendance similaire à celle du coude ($F_{3,84} = 40.29$, $p < 0.001$). La phase « Milieu » présente des valeurs plus élevées que les trois autres phases ($p < 0.001$). De plus, les valeurs de V_{ORT} apparaissent plus faibles pour les phases « Fin » ($p < 0.05$) et « Terminale » ($p < 0.05$) en comparaison de celles de la phase « Début ». Des valeurs plus élevées de V_{UCM} (en moyenne 1.5 fois plus grande) apparaissent dans la condition GO par rapport à la condition SO pour l'épaule ($p < 0.05$), le coude ($p < 0.005$) et le poignet ($p < 0.01$). En ce qui concerne V_{ORT} , l'effet de l'obstacle n'est significatif que pour l'épaule ($F_{2,56} = 4.90$, $p < 0.05$) et le poignet ($F_{2,56} = 7.59$, $p < 0.01$).

III.4.C.c. Effet de l'obstacle

Un effet de l'obstacle a été décelé pour V_{UCM} au niveau des 3 VPs (épaule : $F_{2,56} = 6.41$, $p < 0.005$; coude: $F_{2,56} = 9.74$, $p < 0.005$; poignet: $F_{2,56} = 4.94$, $p < 0.02$, Figure III.8). Pour V_{UCM} , des valeurs plus élevées ont été trouvées dans les deux conditions avec obstacle par rapport à SO (valeurs une fois et demi plus importantes). Pour V_{ORT} , un effet de l'obstacle a été mis en évidence seulement pour l'épaule et le poignet ($F_{2,56} = 4.90$, $p < 0.05$ et $F_{2,56} = 7.59$, $p < 0.01$ respectivement). Les valeurs sont plus élevées dans la condition GO par rapport à la condition SO (1.8 et 1.5 fois plus importantes respectivement pour l'épaule et le poignet). En revanche, aucun effet significatif n'a été trouvé pour le coude ($F_{2,56} = 2.64$, $p = 0.065$).

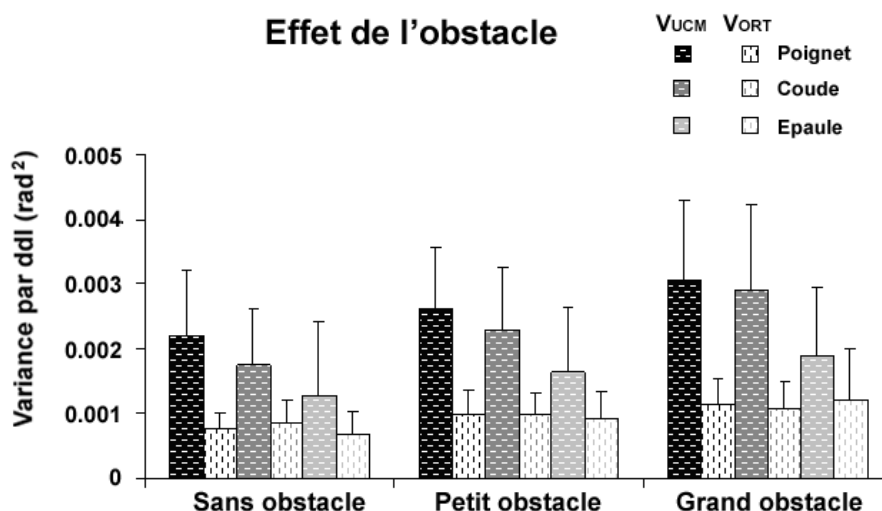


Figure III.8: Valeurs moyennes (\pm écart-type) de la variance des configurations articulaires par degré de liberté (ddl) pour les trois variables de performance et pour chaque condition expérimentale, indépendamment des différentes phases du mouvement, exprimées en radian au carré. Chaque rectangle représente la moyenne de l'ensemble des essais réalisés par tous les sujets.

III.4.C.d. Effet d'interaction

Dans un objectif de clarté, les différents résultats obtenus pour V_{UCM} et V_{ORT} sont présentés séparément. Les valeurs par phase, par variable de performance et pour chaque condition expérimentale sont présentées dans la figure III.9.

III.4.C.d.1 Résultats pour V_{UCM}

Dans un premier temps, pour la position du coude, un effet d'interaction condition x temps a été trouvé ($F_{6,168}=3.04$, $p<0.01$, Figure III.10.B). Les valeurs de V_{UCM} ne présentent pas de variation au cours du mouvement pour la condition SO alors qu'elles augmentent dans les conditions avec obstacle. En effet, pour GO, les valeurs de V_{UCM} dans les phases « Fin » et « Terminale » sont plus élevées que celles obtenues pour les phases « Début » et « Milieu » ($p<0.05$). En revanche, pour PO, seules les valeurs dans la phase « Terminale » sont plus grandes que celles mesurées au cours de la phase « Début » ($p<0.05$). D'autre part, les valeurs de V_{UCM} apparaissent plus élevées lorsque l'on considère les deux conditions avec obstacles (PO et GO) par rapport à la condition de référence SO. Pour GO, V_{UCM} est significativement plus élevée pour les phases « Milieu » ($p<0.01$), « Fin » ($p<0.001$) et « Terminale » ($p<0.001$). Les différences sont respectivement de 58%, 85% et 93%. Pour la condition PO, seules les valeurs de V_{UCM} de la phase « Terminale » sont plus élevées que celles de la

condition SO. Enfin, toujours dans la phase « Terminale », une différence entre les deux conditions avec obstacle a été trouvée. Les valeurs sont plus importantes pour la condition GO par rapport à la condition PO (différence de 33%, $p < 0.05$).

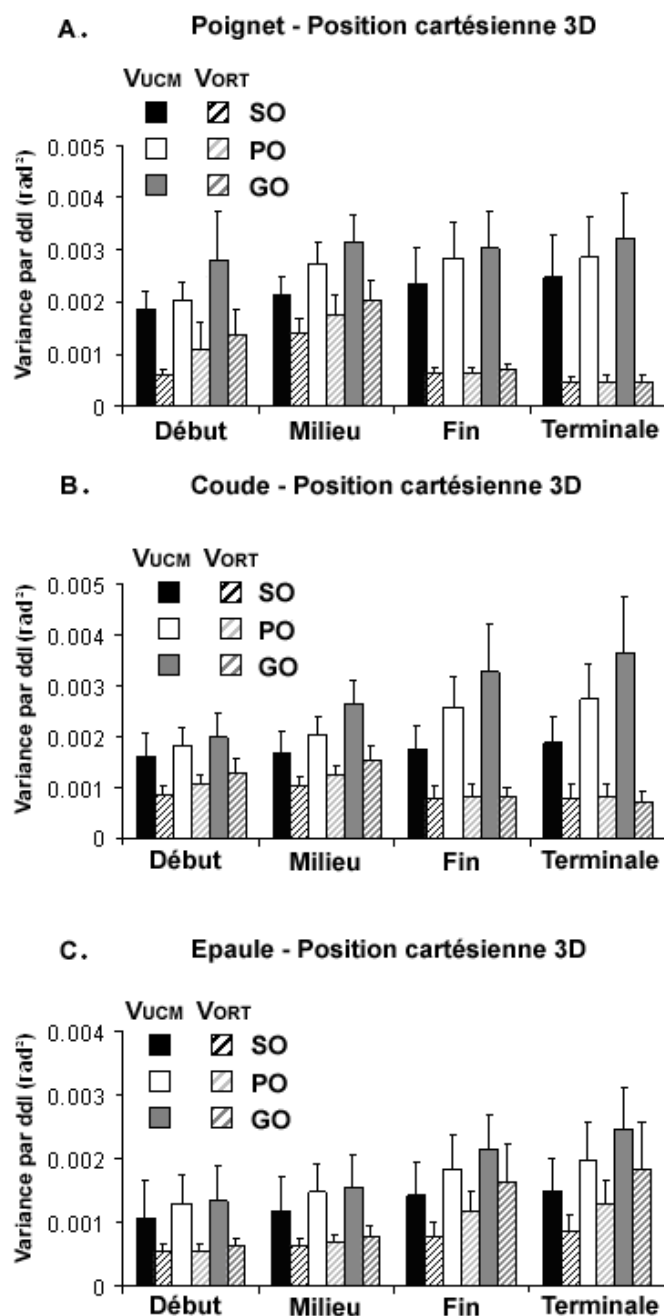


Figure III.9: Valeurs moyennes (\pm écart-type) de la variance des configurations articulaires par degré de liberté (ddl) pour les trois variables de performance (A. le poignet, B. le coude et C. l'épaule) et pour chaque condition expérimentale, indépendamment des différentes phases du mouvement, exprimées en radian au carré. Chaque rectangle représente la moyenne de l'ensemble des essais réalisés par tous les sujets.

Pour la position de l'épaule, V_{UCM} semble présenter des variations similaires à celles observées pour celle du coude mais l'effet d'interaction n'apparaît pas significatif avec le seuil que nous avons choisi ($F_{6,168}=2.80$, $p=0.057$, Figure III.9.C). En revanche pour la position du poignet, aucun effet d'interaction n'a été trouvé ($F_{6,168}=0.41$, $p=0.87$).

III.4.C.d.2 Résultats pour V_{ORT}

Tout d'abord au niveau de la position de l'épaule, un effet d'interaction conditions x temps a été mis en évidence ($F_{6,168}=4.93$, $p<0.001$). Comme pour V_{UCM} , aucun effet du temps n'apparaît pour la condition SO alors que pour les deux conditions d'obstacles les valeurs augmentent au cours du mouvement. Nous observons ainsi pour les deux conditions avec obstacles des valeurs de V_{UCM} plus élevées dans la phase « Fin » que dans de la phase « Début » ($p<0.01$ et $p<0.001$ respectivement). De même, les valeurs sont plus importantes (deux fois plus grandes) dans la phase « Terminale » par rapport aux phases « Début » et « Milieu » ($p<0.01$). Enfin, une différence entre les deux conditions GO et SO apparaît dans la seconde partie du mouvement. Les valeurs de V_{ORT} sont plus élevées dans la condition GO pour les phases « Fin » (15%, $p<0.001$) et « Terminale » (18%, $p<0.01$). Pour la position du coude, un effet d'interaction conditions x temps a également été trouvé ($F_{6,168}=4.93$, $p<0.001$). De la même manière que pour l'épaule, aucun effet du temps n'a été observé pour la condition SO alors que pour les deux conditions avec obstacles les valeurs de V_{ORT} diminuent au cours du mouvement. Ces dernières sont plus faibles pour les phases « Fin » et « Terminale » par rapport aux phases « Début » et « Milieu » ($p<0.05$).

Enfin, pour le poignet, un effet d'interaction est aussi présent ($F_{6,168}=2.67$, $p<0.05$). Pour la condition SO, un effet du temps a été mis en évidence avec des valeurs de V_{ORT} plus élevées pour la phase « Milieu » par rapport aux trois autres phases. Pour les deux conditions avec obstacles, les valeurs de V_{ORT} sont plus élevées dans la première moitié du mouvement (phases « Début » et « Milieu ») que dans la seconde (phases « Fin », $p<0.05$, et « Terminale », $p<0.01$). En revanche, aucune différence n'a été trouvée entre les deux conditions avec obstacles.

III.4.C.e. Ratio des variances

Avant l'application des tests statistiques, une transformation logarithmique a été appliquée au ratio afin qu'il soit distribué selon une loi normale. Pour chaque phase du mouvement, chaque variable de performance et chacune des trois conditions expérimentales, le ratio V_{UCM}/V_{ORT} a été calculé. Les résultats sont présentés dans la figure III.10. La ligne horizontale représente un ratio égal à 1, seuil à partir duquel une synergie articulaire est considérée comme présente et agit afin de stabiliser la variable de performance correspondante.

L'analyse de variance révèle un effet d'interaction significatif pour les trois VPs (épaule : $F_{6,168}=3.07$, $p<0.01$; coude $F_{6,168}=8.88$, $p<0.01$; et poignet: $F_{6,168}=5.17$, $p<0.01$). L'analyse post hoc montre une différence très localisée pour l'épaule, où seul le ratio de la condition PO est plus élevé que celui calculé pour la condition SO au cours de la phase « Début » ($p<0.01$). Aucune autre différence n'a été trouvée pour cette variable de performance.

Pour le coude, l'analyse post hoc montre une augmentation du ratio dans la seconde moitié du mouvement (augmentation relative de 55%, 118% et 161% pour SO, PO et GO respectivement, $p<0.01$). Pour les phases « Fin » et « Terminale », la valeur du ratio est plus élevée dans les conditions avec obstacles par rapport à la condition sans obstacle (PO: valeurs supérieures de 30% pour la phase « Fin » et de 32% pour la phase « Terminale »; GO: valeurs supérieures de 48% pour la phase « Fin » et de 69% pour la phase « Terminale », $p<0.05$). De plus, pour la phase « Terminale », une différence a été trouvée entre les deux conditions avec obstacles. Le ratio est plus élevé pour GO de 28% par rapport à celui de PO ($p<0.01$).

Enfin, pour le poignet, une augmentation du ratio identique à celle observée pour le coude a été trouvée en présence d'un obstacle (augmentation relative de 129% et 193% pour PO et GO respectivement entre le début et la fin du mouvement, $p<0.01$). Pour SO, la valeur du ratio dans la phase « Milieu » est statistiquement plus faible que celle trouvée dans la phase « Début » (valeur plus faible de 53% ; $p<0.01$). S'en suit alors une augmentation de ce ratio dans la seconde moitié du mouvement (augmentation de 166% entre la phase « Milieu » et « Terminale », $p<0.01$). Pour terminer, une dernière différence est observée entre GO et SO dans la phase « Terminale » avec un ratio 42% plus élevé pour GO ($p<0.05$).

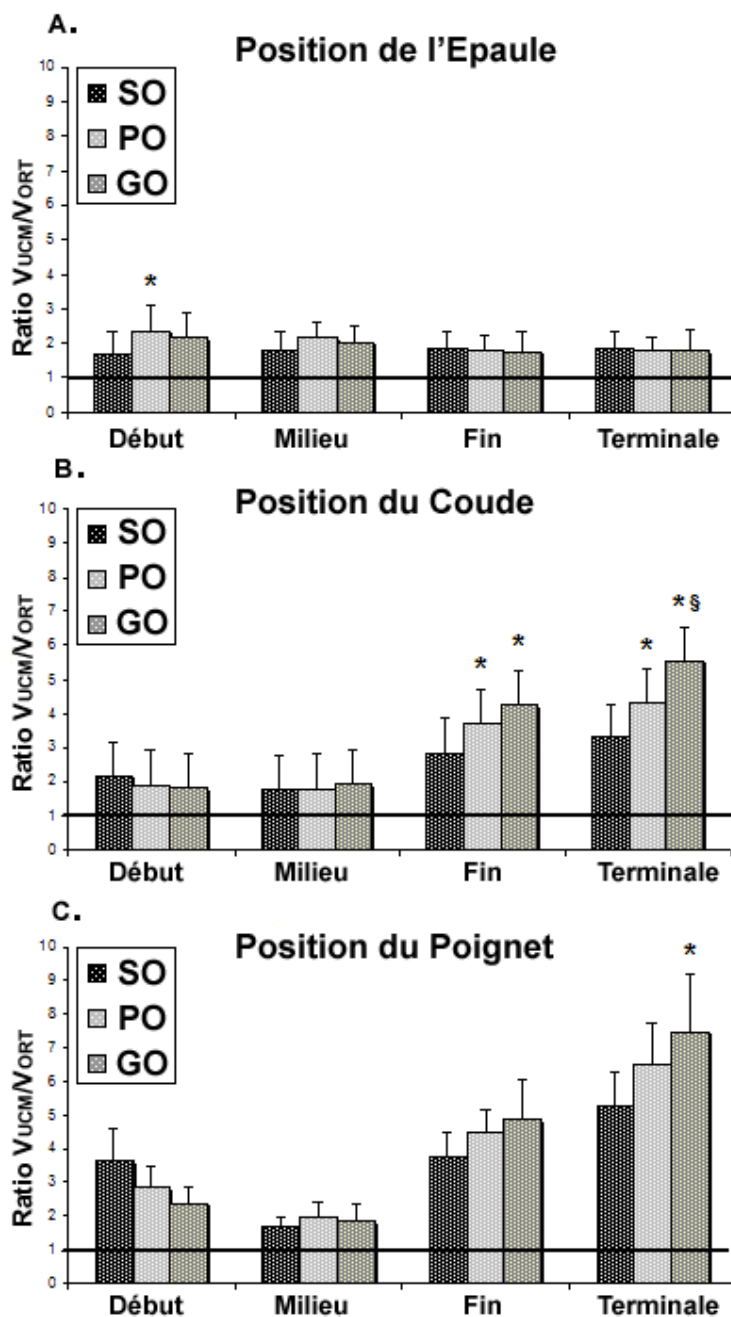


Figure III.10: Valeurs moyennes (\pm écart-type) du ratio V_{UCM}/V_{ORT} pour les trois variables de performance (A. l'épaule, B. le coude et C. le poignet) pour chaque condition expérimentale et chaque phase du mouvement. Chaque rectangle représente la moyenne de l'ensemble des essais réalisés par tous les sujets.
 * : différence significative entre PO ou GO et SO, $p < 0.05$. § : différence significative entre GO et PO, $p < 0.05$.

III.4.D. Synthèse de l'analyse UCM

Deux résultats importants peuvent être soulignés à la suite de cette analyse. D'une part, la présence d'un obstacle affecte V_{UCM} et V_{ORT} calculées pour les positions cartésiennes de l'épaule du coude et du poignet. D'autre part, il semblerait que ces variances soient affectées

de manière différente. De plus, les variations observées pour ces deux paramètres ainsi que pour leur ratio évoluent différemment en fonction de la variable de performance considérée.

En effet, pour V_{UCM} , la présence d'un obstacle entraîne une augmentation des valeurs au niveau du coude au cours du mouvement alors que pour la condition SO ce paramètre ne semble pas modifié. De plus, cet effet ne se retrouve pas pour les deux autres variables de performance. Pour V_{ORT} , les différences d'évolution des variances en fonction de la variable de performance sont encore plus marquées. Alors que la présence d'un obstacle entraîne une augmentation des valeurs de V_{ORT} au niveau de l'épaule au cours du mouvement, une diminution est observée pour le coude et le poignet dans la seconde moitié du mouvement. De même, l'épaule présente une évolution constante du ratio V_{UCM}/V_{ORT} alors que celui-ci augmente en présence d'obstacle. Ces résultats caractérisent un effet différencié d'une contrainte spatiale sur les synergies articulaires qui va être discuté dans la section suivante.

III.4.E. Analyse de la manipulabilité

Nous présentons dans cette section les résultats relatifs aux différentes mesures de manipulabilité. Pour chacun des indices W_{B1} , W_{B2} et W_{Bdir} , l'effet de l'obstacle, l'effet du temps et l'effet d'interaction obstacle x temps ont été considérés dans l'analyse statistique. La figure III.11 illustre l'évolution de l'ellipsoïde de manipulabilité au cours d'un mouvement dans la condition GO. Comme pour l'UCM, seulement la phase d'approche est considérée dans cette analyse.

III.4.E.a. Effet du temps

Un effet du temps a été trouvé pour les trois indices de manipulabilité (W_{B1} : $F_{3,84}=249.33$, $p<0.001$; W_{B2} : $F_{3,84}=171.91$, $p<0.001$; W_{Bdir} : $F_{3,84}=630.69$, $p<0.001$). Pour W_{B1} et W_{B2} , l'analyse post hoc montre une augmentation identique au cours du temps. Ainsi, les valeurs pour les phases « Fin » et « Terminale », non différentes entre elles, sont plus élevées que celles mesurés dans la première moitié du mouvement ($p<0.001$). Les valeurs de W_{B1} et W_{B2} dans la phase « Milieu » sont également plus élevées que celles dans la phase « Début ». Pour W_{Bdir} , l'évolution est différente au cours du temps. En effet les valeurs augmentent entre la phase « Début » et « Milieu » pour atteindre une valeur pic, puis diminuent dans la seconde moitié du mouvement.

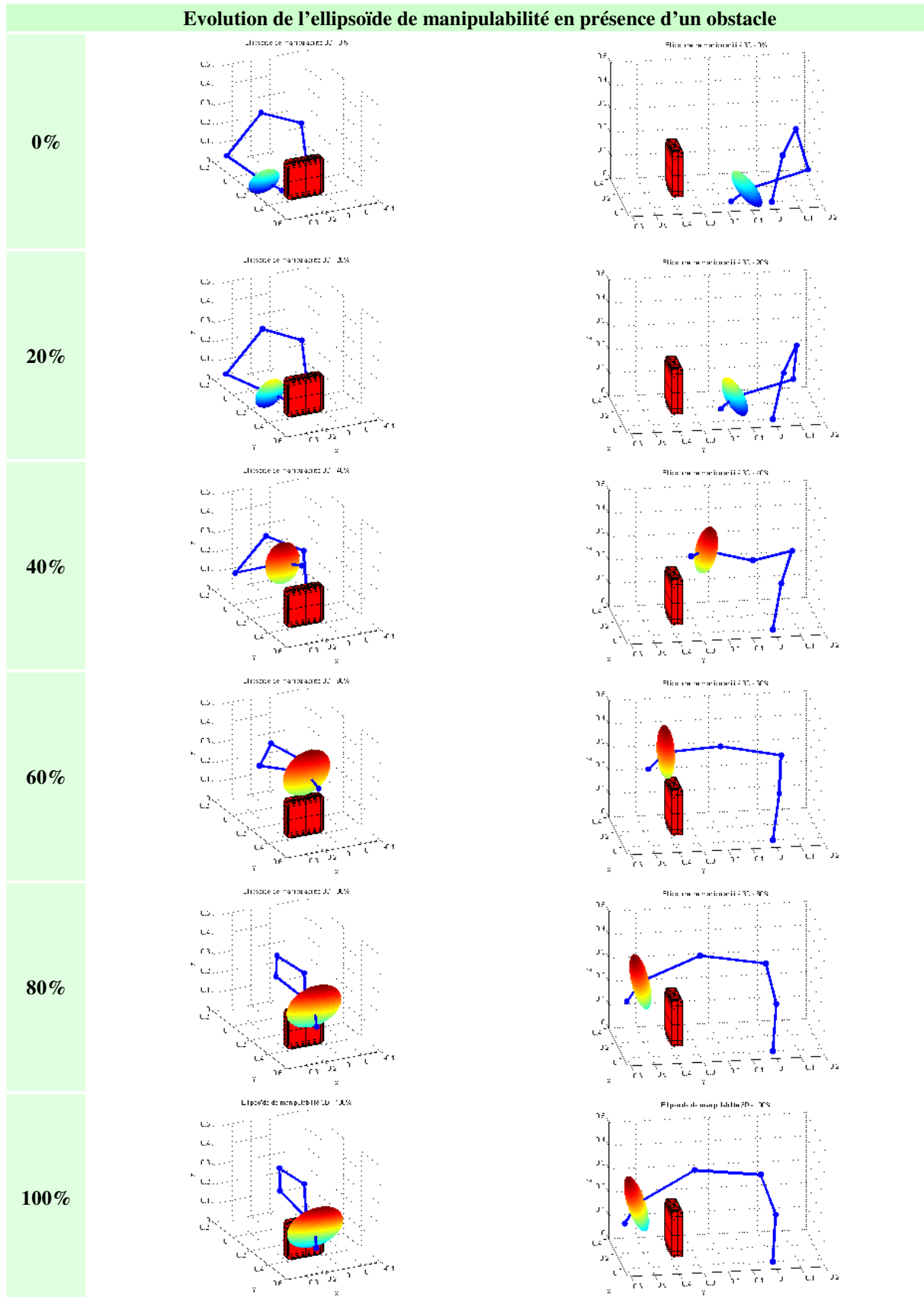


Figure III.11: Evolution de l'ellipsoïde de manipulabilité au cours d'un essai en présence du grand obstacle. La colonne de gauche représente le temps normalisé en %.

Ainsi, les valeurs de la phase « Milieu » sont plus élevées que celles mesurées dans la phase « Fin », celles-ci étant elles-mêmes plus élevées que celles de la phase « Terminale ».

III.4.E.b. Effet de l'obstacle

Un effet de l'obstacle a également été observé pour les trois indices (W_{B1} : $F_{2,56}=39.12$, $p<0.001$; W_{B2} : $F_{2,56}=172.45$, $p<0.001$; W_{Bdir} : $F_{2,56}=7.00$, $p<0.01$). L'analyse post hoc révèle des effets identiques pour W_{B1} et W_{Bdir} . Pour ces deux indices, la condition sans obstacle présente des valeurs plus faibles que celles obtenues en présence de celui-ci ($p<0.05$). En revanche, les deux conditions avec obstacle ne sont pas significativement différentes l'une de l'autre. Pour W_{B2} , l'effet de l'obstacle s'inverse. En effet, l'analyse statistique montre les valeurs les plus importantes pour la condition sans obstacle par rapport aux deux conditions PO et GO. De plus, les valeurs obtenues pour la condition PO sont plus élevées que celles mesurées dans la condition GO ($p<0.01$).

III.4.E.c. Effet d'interaction

Un effet d'interaction a été mis en évidence de nouveau pour les trois indices de manipulabilité (W_{B1} : $F_{6,168}=38.70$, $p<0.001$; W_{B2} : $F_{6,168}=9.01$, $p<0.001$; W_{Bdir} : $F_{6,168}=19.33$, $p<0.01$, figure III.12). Afin de rendre claire la présentation de cette partie, les résultats de chaque paramètre sont présentés séparément.

Pour W_{B1} , l'effet du temps mis en évidence dans la section correspondante se retrouve pour les trois conditions d'obstacle. Hormis pour la phase Début où aucune différence n'est constatée entre les conditions ($p>0.05$), les valeurs mesurées pour les deux conditions avec obstacles dans les phases « Milieu », « Fin » et « Terminale » sont plus élevées que celles obtenues pour la condition SO ($p<0.01$). En revanche, aucune différence significative n'a été mise en évidence entre PO et GO. De la même manière que pour W_{B1} , l'effet du temps présenté ci-dessus se retrouve dans toutes les conditions expérimentales pour l'indice W_{B2} , à savoir une augmentation au cours du temps avec des valeurs identiques dans la seconde moitié du mouvement. L'analyse post hoc révèle un résultat intéressant. En effet, pour toutes les phases du mouvement, l'indice W_{B2} diminue avec l'augmentation de la contrainte spatiale. Ainsi, les valeurs obtenues pour la condition SO sont plus élevées que celles dans la condition PO, elles mêmes plus élevées que dans la condition GO ($p<0.001$).

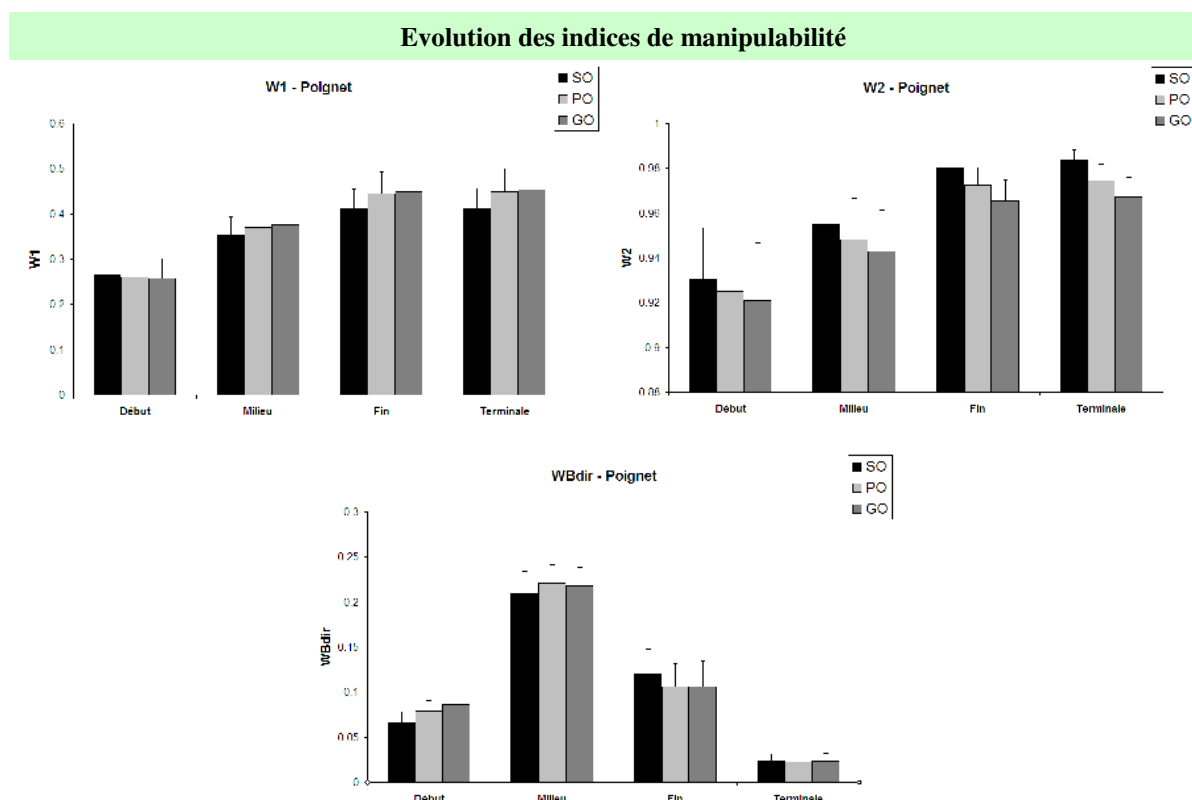


Figure III.12 : Evolution des trois indices de manipulabilité calculés au niveau du poignet en fonction des phases du mouvement pour chaque condition expérimentale.

L'indice W_{Bdir} présente lui aussi les mêmes effets du temps que ceux décrits dans la section « effet du temps » pour les trois conditions. Cependant, il semble être affecté de manière différente par une contrainte spatiale en fonction de la phase du mouvement considérée. En effet, pour les phases « Début » et « Milieu », les valeurs sont plus élevées dans les deux conditions avec obstacles par rapport à la condition SO ($p < 0.05$). Pour la condition « Fin », les valeurs obtenues pour PO et GO sont cette fois-ci inférieures à celles mesurées pour SO ($p < 0.01$). Enfin pour la phase « Terminale », les valeurs ne sont pas significativement différentes pour les trois conditions.

III.4.F. Synthèse de l'analyse de la manipulabilité

Les résultats de cette analyse montrent que la présence d'un obstacle a un effet significatif sur les évolutions des trois indices de manipulabilité présentés, W_{B1} , W_{B2} et W_{Bdir} . D'une part W_{B1} et W_{B2} augmentent au cours du mouvement alors que W_{Bdir} présente une valeur pic pour la phase « Milieu ». D'autre part, alors que W_{B1} augmente en présence d'un obstacle, W_{B5} diminue avec la hauteur de ce dernier. Enfin, pour W_{Bdir} , les valeurs dans les conditions avec

obstacles sont supérieures à celles de la condition SO dans la première moitié du mouvement. Cette tendance s'inverse pour la phase « Fin ».

III.5. Discussion

Le but de ce protocole a été d'étudier dans quelle mesure une contrainte spatiale matérialisée par un obstacle influence la coordination du mouvement au niveau du tronc et du membre supérieur. Ce travail a été conduit, d'une part, dans le cadre de l'hypothèse UCM (Scholz et Schoner, 1999) permettant d'analyser au travers de la décomposition de la variance des angles articulaires en deux composantes (V_{UCM} et V_{ORT}) la stabilisation des positions cartésiennes des centres articulaires de l'épaule, du coude et du poignet. D'autre part, nous avons proposé différents indices de manipulabilité permettant de tester l'influence de cette contrainte spatiale sur les capacités de mouvement de l'organe terminal de la chaîne, i.e. le poignet. La discussion va s'articuler suivant trois parties : la structure de la variabilité articulaire, l'implication en termes de planification et de contrôle du mouvement du membre supérieur et l'apport des informations relatives à la manipulabilité.

III.5.A. La structure de la variabilité articulaire

Les résultats montrent une mobilisation des configurations articulaires équivalentes en relation avec la stabilisation des variables de performances considérées dans l'étude, à savoir les positions cartésiennes des centres articulaires de l'épaule, du coude et du poignet. En effet, pour la majorité des conditions, les valeurs de V_{UCM} sont plus élevées que celles de V_{ORT} . Ces résultats sont en accord avec plusieurs études récentes démontrant que l'utilisation de configurations articulaires constituerait un point important lors de l'exécution de mouvement dirigé vers un but (Scholz et al., 2000; Scholz et al., 2001; Domkin et al., 2002; Tseng et al., 2002; Tseng et al., 2003; Domkin et al., 2005). Cependant, dans la condition sans obstacle, aucune différence significative n'a été trouvée entre V_{UCM} et V_{ORT} durant la phase « Milieu » pour les positions cartésiennes des centres articulaires de l'épaule, du coude et du poignet. De ce fait, le ratio est faible durant cette phase, traduisant un faible niveau de synergie articulaire pour stabiliser les VPs. Ce résultat se retrouve également pour les conditions avec obstacles (figure III.10). Comme le suggère Hollerbach en 1982 (Hollerbach et Flash, 1982), cette phase « Milieu » correspond à la phase du mouvement durant laquelle les vitesses tangentielles et les couples d'interaction sont les plus importants. Cette situation engendrerait

un contrôle plus difficile de la trajectoire du membre supérieur, ce qui pourrait expliquer les résultats observés. De plus, comme le suggère Tseng (Tseng et al., 2003), il est possible d'envisager que le contrôle rigoureux de la trajectoire de la main ne soit pas déterminant durant cette phase lors de la réalisation d'une tâche spécifique demandant de la précision en fin de mouvement comme une tâche de saisie.

Le résultat principal de cette étude réside dans le fait que la présence d'un obstacle renforce la synergie au niveau des angles articulaires afin de stabiliser la position cartésienne du coude dans la seconde moitié du mouvement, c'est-à-dire au moment où celui-ci se trouve à proximité de l'obstacle. Ce phénomène n'est pas observé au niveau du poignet au moment du franchissement, qui a lieu durant la phase « Milieu ». Le second résultat intéressant est lié au fait que la valeur élevée du ratio mesuré au niveau du coude est due exclusivement à une augmentation de V_{UCM} et non à une diminution de V_{ORT} . Cet effet se vérifie lorsque l'on regarde l'évolution de la variabilité cartésienne de la position verticale du coude à la fin du mouvement. Celle-ci ne semble pas être affectée par la présence d'un obstacle malgré les modifications de trajectoire engendrées. Cette augmentation de la flexibilité articulaire observée pour les trajectoires cartésiennes du coude semble correspondre à une organisation particulière du mouvement qui permettrait de positionner de manière optimale la partie distale du membre supérieur et la main afin de réaliser la saisie tout en prenant en compte une éventuelle collision avec l'obstacle. Ce dernier représente donc une contrainte spatiale dans l'espace extrinsèque qui doit être intégrée par le SNC lors de la réalisation du mouvement et semble induire une réorganisation de la variabilité articulaire pour être géré. Il est ainsi proposé qu'une augmentation de la flexibilité mise en évidence pour la position du coude serait un moyen de réaliser une tâche secondaire simultanément avec l'exécution de la tâche principale (Latash et al., 2007). Ces résultats complètent des études antérieures pour lesquelles le premier aspect des synergies, à savoir le partage de la tâche entre les différentes variables élémentaires du système, était considéré. En effet Wang et Stelmach (Wang et Stelmach, 2001), en considérant que le tronc participe aux mouvements de pointage, suggèrent que le tronc et le bras seraient contrôlés de manière séparée mais coordonnée à un niveau neuronal supérieur. Ces auteurs décrivent également deux groupes fonctionnels de degrés de liberté au cours d'une tâche : un groupe responsable du transport du bras vers la cible et un second qui coordonne le bras et le tronc sans modifier la position de la main.

Suivant la même approche, Jaric et Latash (Jaric et Latash, 1998, 1999) étudient les adaptations des paramètres cinématiques au cours d'un entraînement d'évitement d'obstacle à l'aide d'un pointeur. Ils montrent que l'entraînement conduit à une augmentation de la vitesse du mouvement accompagnée par une diminution de la variabilité des angles de l'épaule, du coude et du poignet. De plus, ils considèrent l'émergence de deux groupes de degrés de liberté à la fin de la période d'entraînement : un impliquant l'épaule et le coude permettant de transporter rapidement l'extrémité du pointeur d'un point à un autre, et un second impliquant les trois articulations (épaule, coude et poignet) pour empêcher le poignet d'être dévié de sa trajectoire par les forces inertielles. Dans cette expérimentation, il est montré que l'utilisation de la flexibilité des configurations articulaires constituerait un mécanisme par lequel le système nerveux central prendrait en compte plusieurs contraintes à la fois, dont l'évitement d'un obstacle.

III.5.B. Implication en termes de planification et de contrôle du mouvement du membre supérieur

La suggestion selon laquelle une augmentation de la flexibilité permettrait de prendre en compte simultanément plusieurs contraintes relie notre travail à celui de Rosenbaum et collaborateurs (Rosenbaum et al., 1999b; Rosenbaum et al., 2001) concernant la planification du mouvement. Les auteurs suggèrent que le système nerveux central prend en compte plusieurs aspects de la tâche et établit une hiérarchisation des contraintes, c'est-à-dire que les demandes de la tâche sont classées suivant un ordre de priorité. Durant l'exécution d'une tâche de préhension en présence d'un obstacle, les contraintes incluent une posture correcte pour effectuer la saisie et éviter la collision avec l'obstacle tout en gardant un niveau d'effort le plus faible possible. De ce fait, durant la tâche, ces contraintes (et probablement d'autres) sont combinées avec la plus proche posture connue et mémorisée pour générer un mouvement approprié n'appartenant pas au répertoire des mouvements. Le modèle proposé par Rosenbaum considère que cette phase de planification serait un mécanisme possible grâce auquel plusieurs contraintes pourraient être gérées simultanément. Cependant, il ne prend pas en compte la variabilité du mouvement et suggère que la variabilité observée lors d'une tâche serait due à une imperfection de la commande associée à un niveau d'incertitude quant à l'état des muscles et des propriétés physiques du membre supérieur. Cependant, les résultats obtenus par une analyse UCM semblent montrer qu'une augmentation de la flexibilité

contribuerait à la production de mouvements efficaces malgré la présence de bruits sensorimoteurs (Hamilton et Wolpert, 2002; Todorov et Jordan, 2002; Todorov, 2005).

Dans le cadre de l'analyse UCM, de Freitas et collaborateurs (de Freitas et al., 2007) ont montré que durant une tâche de pointage, les valeurs de V_{UCM} augmentaient en présence d'incertitude au niveau de la position de la cible par rapport à une situation sans incertitude, lorsque la direction et l'extension du mouvement étaient considérées. De ce fait, le système nerveux central planifierait à l'avance la flexibilité des configurations articulaires afin de compenser un déplacement éventuel de la cible. Cependant, cette hypothèse ne peut être ni validée ni infirmée dans le cadre de ce travail et nécessiterait des analyses complémentaires. En effet, durant le protocole, il était demandé aux sujets de réaliser la tâche de manière naturelle. Dans ce cas, il n'est pas possible de différencier l'étape de planification de celle des ajustements en cours d'exécution puisque les deux processus pourraient être responsables des résultats observés. Un moyen possible pour mettre en évidence une planification de la flexibilité serait de contraindre le mouvement en demandant au sujet d'exécuter la tâche le plus vite possible, ce qui empêcherait les ajustements en cours de mouvement du fait des délais des boucles de rétrocontrôle.

Pour conclure sur cette partie, le résultat principal de cette étude est que la flexibilité articulaire est augmentée pour permettre l'exécution d'un mouvement de franchissement d'obstacle. Cette augmentation a été mise en évidence au niveau de la position du coude et du poignet dans la seconde moitié du mouvement. Ces résultats suggèrent que le système nerveux central serait capable d'organiser les synergies articulaires pour gérer simultanément plusieurs contraintes associées à la tâche en augmentant la flexibilité articulaire. De ce fait, ce travail apporte des éléments supplémentaires en faveur de l'hypothèse selon laquelle l'utilisation de configurations articulaires équivalentes serait un mécanisme important grâce auquel le mouvement serait planifié et contrôlé, et plus particulièrement dans les cas où plusieurs contraintes doivent être simultanément satisfaites, y compris celle d'éviter un obstacle.

III.5.C. L'apport de la manipulabilité dans l'analyse des synergies

Les résultats obtenus par l'analyse de la manipulabilité aux travers des trois indices W_{B1} , W_{B2} et W_{Bdir} , renforcent l'hypothèse selon laquelle la flexibilité des configurations articulaires

constituerait un mécanisme important dans la gestion du mouvement, notamment dans la prise en compte de contraintes spatiales. Le premier élément à prendre en compte concerne W_{B2} et plus particulièrement ses valeurs. En effet, ces dernières renseignent sur la forme de l'ellipsoïde de manipulabilité et plus spécifiquement s'il existe ou non des directions privilégiées suivant lesquelles le système serait en condition plus favorable pour produire des vitesses de déplacement élevées. Dans notre étude, les valeurs de W_{B2} sont supérieures à 0.90, traduisant une forme aplatie de l'ellipsoïde et une anisotropie marquée des capacités de déplacements. La figure III.12 montre que les directions médio-latérale et verticale présentent des possibilités de génération de vitesses importantes, plus élevées que la direction antéropostérieure. Nos résultats et notamment l'orientation de l'ellipsoïde de manipulabilité ne corroborent pas les résultats de l'étude menée par Sabes et Jordan (Sabes et Jordan, 1997).

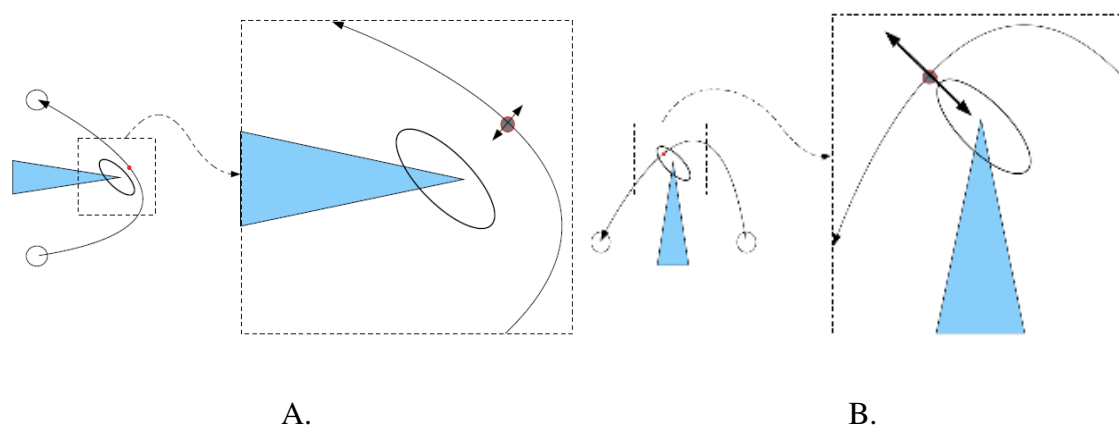


Figure I. 13 : A. cette configuration du bras minimise la sensibilité dans la direction de l'obstacle. B. Cette configuration au contraire maximise la sensibilité et donc n'est pas optimal. Dans ce cas une distance de sécurité accrue devrait être adoptée d'après (Sabes et Jordan, 1997)

Selon, ces auteurs, la posture du bras lors du contournement d'un obstacle serait organisée de manière à minimiser la sensibilité au bruit sensorimoteur dans la direction de l'obstacle (voir Figure I.13). Ce phénomène serait mis en évidence par l'alignement du plus petit axe de l'ellipsoïde de manipulabilité avec une direction particulière. Cette dernière est donnée par le segment reliant l'extrémité de l'obstacle et le point de passage du poignet le plus proche de l'obstacle. Dans le cas où, le plus grand axe de l'ellipsoïde est aligné avec le segment une marge de sécurité supplémentaire devrait donc être adoptée (Sabes et Jordan, 1997; Gorce et Bendahan, 2005; Bendahan, 2006). Il semble que les contraintes de la tâche de la présente

expérience édictent un choix tel que l'orientation de l'ellipsoïde ne soit pas forcément optimal.

III.6. Conclusion

Au cours de ce premier protocole, l'analyse des synergies articulaires a été effectuée par l'application du concept de l'UCM et des indices de manipulabilité. Les résultats suggèrent, d'une part, l'importance de l'utilisation des configurations articulaires dans l'exécution d'un mouvement. D'autre part, la présence d'une contrainte spatiale semble modifier le niveau de synergie articulaire, en augmentant la flexibilité afin de stabiliser les positions cartésiennes des articulations distales, à savoir le coude et le poignet, ainsi que les capacités de mouvement du poignet, dans le but de réaliser avec succès la tâche de préhension. Au vue des résultats, il semblerait très intéressant d'appliquer ces analyses dans un milieu clinique, et plus particulièrement avec des patients présentant des déficiences motrices. En effet, il pourrait être alors possible de mettre en évidence les adaptations faites au niveau du contrôle du mouvement afin de compenser les déficiences motrices dues à la lésion. C'est dans ce cadre de travail que le second protocole a été effectué, en se focalisant sur des patients tétraplégiques.

Chapitre IV

Chapitre IV

Protocole expérimental 2 :

Evaluation des coordinations motrices du membre supérieur lors d'un mouvement altéré

IV.1. Introduction

Ce quatrième chapitre présente la seconde étude expérimentale. Celle-ci traite le second objectif fixé au début du mémoire, en d'autres termes évaluer les synergies et les coordinations articulaires du membre supérieur lors d'un mouvement de préhension en présence d'une déficience motrice, en se focalisant sur des patients atteints de tétraplégie. Le plan du chapitre est identique au chapitre précédent. Nous présentons dans un premier temps les patients ayant pris part à cette expérimentation ainsi que le matériel choisi pour effectuer les mesures en milieu clinique. Une des particularités de ce protocole est l'ajout des enregistrements électromyographiques (EMG) afin d'obtenir des informations supplémentaires sur l'organisation du mouvement. Les différents résultats obtenus sont présentés en trois parties. Une première est dédiée à l'analyse EMG de plusieurs muscles du membre supérieur. Une seconde analyse concerne la cinématique du mouvement (trajectoires linéaires de points caractéristiques du membre supérieur et angulaires). Enfin, nous abordons dans la troisième partie la quantification à proprement parlé des synergies et coordinations articulaires au travers de l'évolution au cours du mouvement des indices UCM et de manipulabilité présentés dans le chapitre II.

IV.2. Objectif

Sur la même base de travail que le chapitre III, l'objectif de cette seconde étude est d'analyser les coordinations motrices non plus en présence d'une contrainte spatiale mais en considérant des sujets tétraplégiques. Dans ce domaine, les études s'intéressent plus

spécifiquement à l'évolution de paramètres électromyographiques (Gronley et al., 2000; Janssen-Potten et al., 2008) ou biomécaniques (Laffont et al., 2000; Hoffmann et al., 2006). Comme chez le sujet valide, l'analyse des synergies articulaires lors de l'exécution d'un mouvement restent très peu étudiées. Hoffmann et collaborateurs, (Hoffmann et al., 2006) proposent une analyse des synergies chez cette population particulière sur le même mode que celle de Jaric et Latash (Jaric et Latash, 1998, 1999), c'est-à-dire en évaluant le partage de la tâche entre les différents degrés de liberté au travers d'une ACP. Là encore, nous proposons de compléter cette étude par une analyse des synergies articulaires, d'une part, en s'appuyant sur l'évaluation des co-variations des angles articulaires visant à stabiliser une variable de performance et, d'autre part, en appliquant les indices de manipulabilité. Ce type d'approche présente deux intérêts notoires : 1) mettre en évidence sur le plan des synergies les mécanismes compensatoires développés par les patients afin de compenser la déficience de certains muscles, 2) fournir des informations quantitatives interprétables par les cliniciens permettant d'évaluer par une analyse du mouvement les capacités motrices des patients.

IV.3. Présentation du protocole expérimental

IV.3.A. Les sujets

Pour ce protocole nous avons choisi de comparer deux groupes de sujets. Le premier est composé de huit sujets ne présentant aucun antécédent de pathologie ou de déficience au niveau du membre supérieur et sera appelé le groupe de sujets valides pour la suite de l'analyse. Le second groupe se compose de sept sujets tétraplégiques (Tableau IV.1) présentant une déficience motrice ciblée. Le choix s'est porté sur des patients qui présentaient une lésion au niveau de la sixième vertèbre cervicale, ce qui les classe dans la catégorie C6 du classement ASIA (American Spinal Injury Association, 1992). A ce niveau de lésion, les fonctions associées aux muscles de l'épaule (élévation et flexion extension du bras) ainsi que la flexion du coude sont conservées. Une partie du grand pectoral est également fonctionnelle ajoutant une action de contrôle pour les mouvements du bras. En revanche les sujets souffrent d'une paralysie du triceps et de ce fait, ne sont plus capables de produire une extension volontaire de l'avant-bras. Au niveau distal, la majorité des muscles sont inactifs, mis à part les muscles permettant la pronation-supination (long et court supinateur) et les long et court extenseurs radial du carpe.

Tableau IV.1 : Caractéristiques anthropométriques des deux groupes de sujets

	Age (années)	Taille (cm)	Masse (Kg)	Longueur de bras (cm)	Longueur de l'avant-bras (cm)
Sujets valides	25.00 (±2.00)	175.78 (±6.26)	69.22 (±7.21)	28.67 (±1.50)	27.22 (±1.39)
Sujets Tétraplégiques	41.22 (±9.51)	175.00 (±5.00)	69.56 (±14.38)	29.89 (±2.47)	26.89 (±1.45)

Grâce à ces muscles les patients restent capables de saisir des objets du fait de la flexion passive des doigts lors d'une extension du poignet : c'est ce que l'on appelle l'effet ténodèse (Thorsen et al., 2006; Friden et Reinholdt, 2008; Revol et al., 2008; Hamou et al., 2009).

D'un point de vue fonctionnel, les patients présentent une cotation de 4 ou 5 pour l'ensemble des muscles fonctionnels (muscles de l'épaule, grand pectoral, biceps, extenseurs radiaux du carpe) et une cotation de 1 voire 0 pour le triceps et les muscles agissant sur la main (tableau IV.2). Du fait de leur capacité à réaliser des mouvements du membre supérieur impliquant un nombre important de degrés de liberté, les patients C6 représentent une population tout à fait intéressante pour étudier les coordinations motrices en présence d'une déficience motrice. Tous les sujets qui ont été intégrés à l'expérimentation ont subi une lésion de la moelle épinière datant d'au moins six mois avant la session de mesure. Chacun a suivi un programme standard de rééducation en ergothérapie incluant des exercices de force et de précision au niveau du membre supérieur. Aucun d'entre eux n'a subi d'opération chirurgicale entre la date de la lésion et celle de l'expérimentation. Comme pour le protocole précédent, chaque sujet a été informé avant la session de passage par écrit et oral de l'intégralité des modalités expérimentales à réaliser, des variables mesurées, du matériel utilisé pour les enregistrements ainsi que de l'anonymat des résultats obtenus.

Tableau IV.2 : Tableau de cotation des capacités musculaires des patients tétraplégiques

Score moteur ASIA	
0	Aucune contraction musculaire, visible ou palpable
1	Contraction musculaire, visible ou palpable, sans mouvement
2	Contraction entraînant un mouvement, dans toute l'amplitude articulaire passive possible, en éliminant la pesanteur du segment de membre
3	Contraction entraînant un mouvement, dans toute l'amplitude articulaire passive possible, contre la pesanteur
4	Contraction entraînant un mouvement, dans toute l'amplitude articulaire passive possible, contre une légère résistance
5	Contraction entraînant un mouvement, dans toute l'amplitude articulaire passive possible, contre une résistance complète

Nous leur avons également précisé qu'il pouvait à tout moment se retirer de l'étude sans avoir à donner la moindre justification. Une fois informé, chaque sujet volontaire a remis son consentement écrit par une signature apposée à la fin du document d'information.

IV.3.B. Le Matériel

Les expérimentations se sont déroulées pour les sujets valides au laboratoire HandiBio et pour les patients tétraplégiques au centre de rééducation et de réadaptation fonctionnelle adulte de l'hôpital Renée Sabran à Hyères dirigé par le professeur Hubert Tournebise. Comme nous l'avons mentionné lors du choix du matériel, le système optoélectronique ne pouvait pas être transporté. Nous avons donc opté pour un système permettant de mesurer les variables nécessaires à notre étude mais transportable, le système électromagnétique Flock of Bird (FoB).

IV.3.B.a. Le système de mesure électromagnétique : Flock of Bird

IV.3.B.a.1 Présentation

Le système électromagnétique Flock of Birds (FoB, Ascension technologies inc., Burlington VT, USA) se compose de trois éléments : une source émettrice d'un champ magnétique et un capteur sensible au champ reliés à un boîtier d'acquisition connecté à un ordinateur (figure IV.1) via une connexion USB. Le capteur renvoie sa position et son orientation par rapport à la source à une fréquence de 64 Hz.

Il est possible de connecter plusieurs boîtiers entre eux et de les synchroniser par l'intermédiaire d'un réseau. Dans ce cas, un boîtier est configuré en tant que « master » et reçoit les données de la source. Les autres boîtiers sont alors « esclaves » et transmettent les informations relatives à leur capteur respectif au boîtier maître. Dans notre protocole, quatre capteurs ont été utilisés suivant ce mode de fonctionnement.



Figure IV.1 : Système Flock of bird composé d'une source (à gauche), d'un boîtier et d'un capteur (en bas).

IV.3.B.a.2 Placement des capteurs

Du fait que chaque capteur fournisse à la fois des informations sur sa position et sur son orientation dans l'espace par rapport à la source, un seul par segment est suffisant, toujours en conservant l'hypothèse des corps rigides. Quatre capteurs FoB ont été utilisés pour enregistrer la cinématique du membre supérieur. Ils ont été collés directement sur la peau en utilisant du scotch hypoallergénique double faces et placés de la manière suivante : 1 sur l'acromion, 1 sur le bras, 1 sur l'avant-bras et 1 dernier sur le dos de la main (figure IV.2). Afin de faciliter la partie de traitement des données, un des axes du capteur a été aligné avec l'axe longitudinal du segment sur lequel il était positionné. Ainsi, en position anatomique de référence, les trois capteurs distaux (bras, avant-bras et main) étaient alignés. La connectique filaire a été regroupée et fixée afin de gêner le moins possible les mouvements du bras tout en ne nuisant pas à la capture des données.

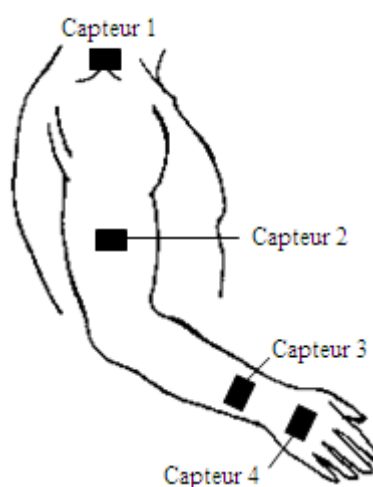


Figure IV.2 : Schéma illustrant le placement des quatre capteurs FoB sur le membre supérieur.

IV.3.B.a.3 Calibrage et capture

Un logiciel informatique livré avec le matériel permet de configurer plusieurs paramètres lors de la phase de calibrage des capteurs. Dans un premier temps, la source doit être placée sur la table puis ne plus être déplacée de toute la durée des mesures. Ensuite, avant chaque mesure, la position et l'orientation initiale de chaque capteur est redéfinie via le logiciel. Nous avons choisi de donner une origine et une orientation initiale commune aux quatre capteurs.

Pour ce faire, une marque précise a été dessinée sur la table de mesure. A tour de rôle chaque capteur était placé sur cette marque.

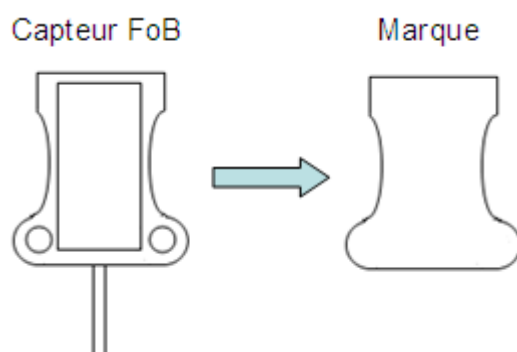


Figure IV.3 : Phase de calibrage de la position initiale de chaque capteur FoB. La position initiale de chaque capteur est identique. Cette phase consiste à faire correspondre de pourtour du capteur à une marque dessinée sur la table de mesure.

Le contour de capteur devait alors épouser parfaitement celui de la marque dessinée. Une fois le capteur en place, sa position est mémorisée et définie comme position initiale à partir de laquelle les coordonnées seront enregistrées.

IV.3.B.b. L'enregistrement électromyographique (EMG) de surface

IV.3.B.b.1 Présentation

Cette technique permet d'enregistrer le signal électrique sous-cutané présent lors d'une contraction musculaire. Ce signal correspond à la transmission par le système nerveux périphérique des potentiels d'action provenant de la commande centrale. L'enregistrement du signal électrique se fait par l'intermédiaire de paires d'électrodes de surface (electrode de surface gélifiées AgCl, diamètres: 40 mm, Blue sensor Q-00-S, Medicotest, Denmark) collées directement sur la peau le long de chaque muscle analysé. Chaque paire est reliée à un boîtier d'acquisition (DT 9800-series, Data Translation, Marlboro, USA) par l'intermédiaire du câble double entrées pré-amplifiant le signal à proximité du lieu de détection (taux de réjection du mode commun : 100 dB, gain : 600 ; filtre passe-bande : 6-1600 Hz), puis à un ordinateur via une connexion USB sur lequel est installé un logiciel permettant l'enregistrement des données. Les signaux sont numérisés à une fréquence de 2500 Hz.

IV.3.B.b.2 Choix des muscles

Comme nous l'avons vu dans la présentation des sujets, les patients tétraplégiques présentent une déficience motrice marquée au niveau du membre supérieur, mais conservent

certaines fonctions dont ils se servent pour exécuter des mouvements, notamment celui de préhension. Nous avons donc choisi d'enregistrer l'activité des groupes musculaires fonctionnels afin d'analyser leur niveau de contraction au cours d'un mouvement de saisie. Cependant, il fallait faire le choix de muscles sous-cutanés pour obtenir de bons signaux pour l'analyse EMG. Nous avons donc retenu, en accord avec les cliniciens, les muscles suivants : le faisceau supérieur du grand pectoral, le deltoïde pour lequel nous avons considéré le faisceau antérieur et le faisceau postérieur, le biceps brachial et le groupe des extenseurs radiaux du carpe (tableau IV.3). De plus, une paire d'électrodes a été placée sur le triceps brachial de chaque sujet. L'enregistrement de l'activité électrique de ce muscle avait deux objectifs : d'une part quantifier son activité lors d'une saisie d'objet chez des sujets valides ; d'autre part s'assurer que les patients C6 ne présentaient aucune d'activité au niveau de ce muscle et qu'ainsi les critères d'inclusion étaient respectés.

Tableau IV.3 : Tableau des muscles retenus et leur rôle dans le mouvement.

Muscle	Implication dans le mouvement du membre supérieur
Faisceau supérieur du grand pectoral	Adducteur, rotateur interne et élévateur du bras. Fonctionnel chez les patients C6. En revanche faisceau moyen et inférieur non fonctionnel pour ce niveau de lésion.
Deltoïde antérieur	Fléchisseur, rotateur interne et adducteur horizontal du bras. Fonctionnel chez les patients C6.
Deltoïde postérieur	Extenseur, rotateur latéral et abducteur horizontal du bras. Fonctionnel chez les patients C6.
Biceps brachial	Fléchisseur du bras, fléchisseur et supinateur du coude. Fonctionnel chez les patients C6.
Triceps brachial	Seul extenseur du coude. Non fonctionnel chez les patients C6
Extenseur radial du carpe (court et long)	Extenseur et abducteur du poignet. Fonctionnel chez les patients C6 leur permettant de saisir les objets grâce à la fermeture passive des doigts associée à l'extension du poignet.

IV.3.B.b.3 Placement des électrodes

Le positionnement des paires d'électrodes se fait le long des fibres musculaires avec une distance inter-électrodes de 25 mm en accord avec les recommandations européennes de l'EMG de surface (SENIAM, 1999). En plus de celles-ci, une électrode supplémentaire doit être placée sur un élément osseux ne conduisant pas de signal électrique afin de servir de référence. Nous avons choisi de la positionner sur la partie osseuse de la septième vertèbre cervicale, facilement palpable, afin de gêner le moins possible les mouvements. Avant de poser les électrodes, la peau du sujet était soigneusement préparée. Après un rasage complet

de la zone concernée, la peau a été abrassée à l'aide d'un grattoir puis nettoyé avec une compresse imbibée d'alcool. Une fois cette étape terminée pour chaque muscle, les électrodes sont collées sur le sujet (figure IV.4). Une dernière étape a consisté à vérifier la résistance inter-électrode à l'aide d'un ohmmètre. Pour chaque paire, le seuil maximal de résistance était fixé à $1K\Omega$. Si ce n'était pas le cas, l'étape de nettoyage était réitérée jusqu'à satisfaction.

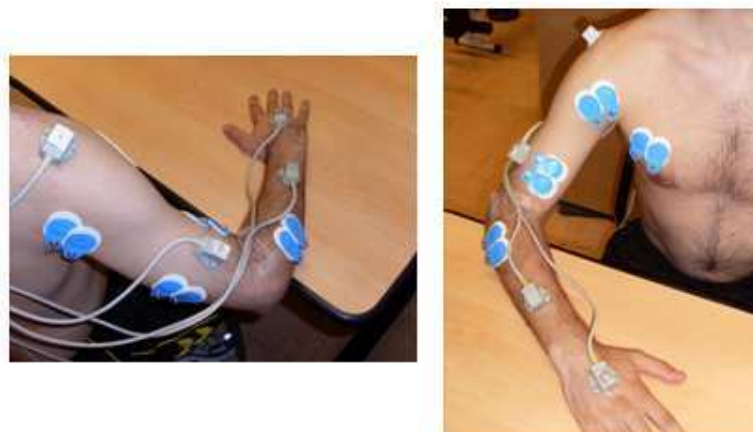


Figure IV.4 : Photos d'un sujet équipé des électrodes et des capteurs FoB.

IV.3.C. Dispositif expérimental

Les patients C6 ont réalisé l'expérimentation assis dans leur propre fauteuil roulant électrique. Les sujets valides étaient assis sur chaise présentant un angle d'inclinaison identique à celui d'un fauteuil. Comme nous l'avons présenté dans la section « sujets », les patients C6 ne possèdent plus un contrôle volontaire de la contraction des muscles abdominaux, les empêchant ainsi de mobiliser le tronc lors des mouvements du membre supérieur. Afin que tous les sujets se retrouvent dans les mêmes conditions, les mouvements du tronc n'étaient pas autorisés. Pour se faire, les sujets étaient maintenus appuyés contre le dossier de la chaise ou du fauteuil pendant toute la durée du protocole. Chacun a ensuite été placé en face d'une table en bois réglable en hauteur présentant une découpe courbe particulière permettant une posture du bras particulièrement confortable pour les sujets en position de repos. Un axe perpendiculaire au plan frontal (noté M pour milieu) et passant par le centre de l'articulation de l'épaule à été dessiné sur la table. Puis deux autres ont été tracés à respectivement -30° et $+30^\circ$ (notés respectivement G et D pour gauche et droite) par rapport au premier (figure IV.5). Les trois axes se coupaient près du bord de la table le plus proche du sujet. En position initiale, le membre supérieur droit, équipé des capteurs FoB et des électrodes, était placé dans une position confortable, avec l'avant-bras posé au repos sur la

table. La main était positionnée sur le point d'intersection des trois axes dessinés afin d'obtenir une posture initiale reproductible entre les différents essais. Depuis cette position de départ, la tâche consistait à saisir un cube posé sur la table puis à le ramener sur le point d'intersection des trois axes. Aucune contrainte n'était imposée quant à la réalisation du mouvement en termes de vitesse. Sur chaque grand axe, deux positions étaient marquées : 25cm (noté P) et 40cm (noté L) mesurés depuis le point d'intersection pour un total de six conditions expérimentales. Pour chacune d'elles, dix essais ont été réalisés dans un ordre totalement aléatoire. L'expérimentation comportait donc un total de 60 mouvements de saisie. Avant la session de mesure, chaque sujet a réalisé un test de contraction isométrique volontaire maximale (CIVM) pour chacun des muscles considérés dans l'étude. Du fait que les patients étaient testés dans l'enceinte de l'hôpital et que le matériel de référence de mesure de force du laboratoire (BIODEX instructions, Biodex Medical Systems, New York, USA) n'était pas transportable, un ergomètre de mesure de force transportable a été développé spécifiquement pour cette expérimentation (figure IV.6). Il est composé d'un capteur de force (TME 78 Orgeval, type: F501 TC, EM: 50daN, France) monté sur un support métallique rigide et stable. Le capteur a été calibré en laboratoire à l'aide de masses étalonnées afin d'obtenir la droite de régression. La partie en contact avec le sujet a été équipée avec une mousse rigide confortable afin de permettre une production de force optimale non limitée par l'apparition de douleurs en réponse à une grande pression.

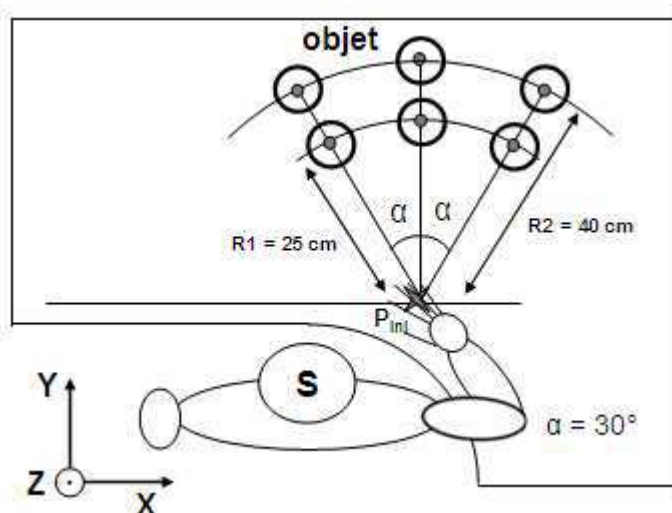


Figure IV.5 : Dispositif expérimental utilisé. Le sujet S est placé face à une table en bois présentant une découpe particulière permettant une posture de repos confortable. Trois axes ont été tracés, un antéro-postérieur passant par le centre de rotation de l'épaule, deux autres à $+30$ et -30° . L'objet à saisir pouvait se trouver à 25 ou 40 cm de la position initiale de la main (P_{ini}) sur chacun des trois axes.

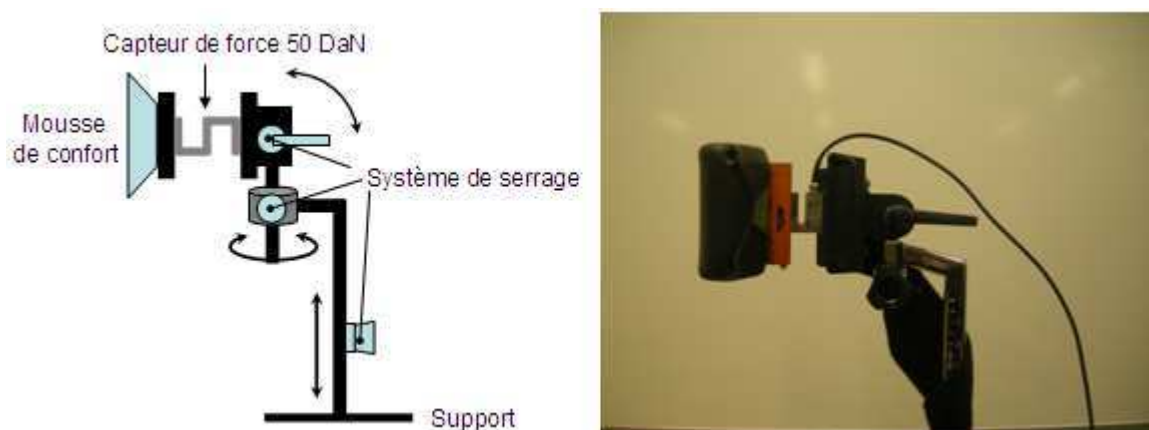


Figure IV.6 : Ergomètre développé pour mesurer les forces maximales des sujets. Représentation schématique à gauche et photographie d'ergomètre assemblé à droite.

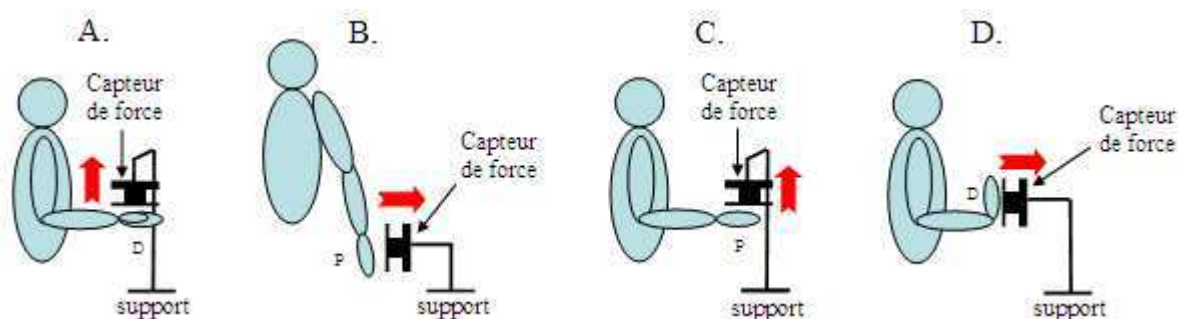


Figure IV.7 : Représentation schématique de postures standardisées lors du test de contraction isométrique volontaire maximale. *P* : face palmaire de la main. *D* : face dorsale de la main. *Flèche rouge* : direction de l'application de la force durant la contraction isométrique.

A. Biceps brachial: le bras est placé en contact et parallèle au tronc avec l'avant-bras à 90° de flexion et en supination, paume de la main orientée vers le ciel (vue sagittale). Action: flexion de l'avant-bras.

B. Deltoïde: le membre supérieur est au repos le long du corps avec la paume de la main orientée vers la hanche (vue postérieure). Action: élévation du bras.

C. Extenseur du poignet : le bras est placé en contact et parallèle au tronc avec l'avant-bras à 90° de flexion et en pronation, palme de la main orientée vers le sol (vue sagittale). Action: extension du poignet.

D. Grand pectoral : le bras est placé en contact et parallèle au tronc avec l'avant-bras à 90° de flexion et en pronation, avec une extension du poignet de 90°, face palmaire de la main en contact avec la mousse, (vue sagittale). Action: poussée vers l'avant.

Pour chaque muscle, trois contractions isométriques d'une durée de cinq secondes sont exécutées, entrecoupées de cinq minutes de récupération passive afin d'éviter l'apparition d'un phénomène de fatigue dû à la répétition d'efforts maximaux. Les postures ont été choisies en accord avec les recommandations fournies avec le BIODEX (figure IV.7). Les signaux EMG de chaque muscle ont été enregistrés séparément. L'essai parmi les trois présentant la plus grande valeur de force musculaire a été retenu (Heintz et Gutierrez-Farewik, 2007; Bonnefoy et al., 2009) afin de normaliser les signaux EMG enregistrés durant la tâche de saisie. Suite à ce test, la session de préhension a été réalisée durant laquelle

l'activité électrique des six muscles considérés a été enregistrée pour chaque essai. Une fois les mesures terminées, le test CIVM a été exécuté une seconde fois pour chaque sujet. Le but de cette seconde série était de vérifier si la répétition de l'ensemble des conditions n'avait pas provoqué un effet de fatigue chez les participants.

IV.3.D. Analyse des données

IV.3.D.a. Normalisation du mouvement

Les systèmes FoB et EMG étaient synchronisés afin d'avoir une base de temps commune aux deux systèmes. L'acquisition des données était lancée avant le signal de départ et était arrêté après un court période de repos à la suite du mouvement. Afin de pouvoir comparer les différents essais de chaque sujet, la partie correspondant uniquement au mouvement a été extraite. Cette extraction est faite en se basant sur les données cinématiques. De la même manière que dans le protocole précédent, le début du mouvement a été détecté lorsque la vitesse du poignet atteint un seuil de 5% de la vitesse maximale mesurée au cours du mouvement (Marteniuk et al., 1990; Paulignan et al., 1991). L'instant de saisie a été choisi au moment où cette vitesse du poignet était minimale au voisinage de l'objet. Enfin la fin du mouvement a été détectée de la même manière que pour le début, c'est-à-dire au dernier instant où la vitesse du poignet était supérieure au seuil de 5% de sa vitesse maximale. Une fois ces instants déterminés, la découpe des signaux EMG correspondant à ce mouvement est effectuée. Hormis pour le calcul des durées de mouvement, tous les signaux ont été interpolés avec la méthode des splines puis normalisés de 0 à 100% par rapport à leur durée : 0% correspond au début du mouvement et 100% correspond au retour à la position initial suite à la saisie. L'instant de saisie est exprimé en pourcentage de la durée du mouvement.

IV.3.D.b. Les angles articulaires

Avant tout traitement, les données issues des FoB ont été filtrées. La fréquence de coupure du filtre Butterworth de second ordre calculée à partir d'une analyse de résidus est de 6.2 Hz. Ensuite, le calcul des angles articulaires a été effectué en deux étapes. La première consiste à retrouver tous les centres articulaires de la chaîne considérée, et la seconde consiste à calculer les angles à proprement parlé à partir de la technique proposé par Tolani (Tolani et al., 2000b).

IV.3.D.b.1 Estimation de la précision de mesure

Avant d'effectuer les expérimentations directement sur le terrain avec les FoB, nous avons réalisé un test de précision de mesure lors d'un mouvement de saisie. Pour cela, nous avons effectué une série d'acquisitions en laboratoire en couplant ce système de mesure avec un système optoélectronique Vicon utilisé dans le premier protocole considéré comme référence. Cette analyse visant à tester la précision de mesure de déplacement des FoB, nous avons choisi la partie de la chaîne articulaire qui présentait les plus grands déplacements lors d'un mouvement de préhension. Ainsi, un capteur a été placé sur la partie dorsale de la main, sur lequel nous avons placé un marqueur réfléchissant. Cinq mouvements de saisies suivant chacune des trois directions du protocole expérimental, milieu (axe antéropostérieur), gauche (-30°), et droite (+30°) ont été réalisés. Nous avons évalué la précision des mesure de déplacements fournis par les FoB en calculant la valeur quadratique moyenne, ou RMS, par rapports aux données de déplacement obtenues avec le Vicon :

$$RMS = \frac{\sqrt{\sum (X_{Vicon} - X_{FoB})^2}}{Nb_{Val}} \quad (IV.1)$$

Où X_{Vicon} représente les mesures de déplacement en 3D fournies par le Vicon, X_{FoB} celles fournies par les capteurs électromagnétiques et Nb_{Val} le nombre de valeurs de la mesure. Nous obtenons pour l'ensemble des essais une valeur moyenne de RMS de 2.51 ± 0.89 mm, ce qui nous a semblé satisfaisant pour les mesures envisagées.

IV.3.D.b.2 Calcul des centres articulaires

Afin de retrouver les centres articulaires de l'épaule, du coude, et du poignet, nous avons appliqués la méthode proposée par O'Brien et collaborateurs (O'Brien et al., 2000). La figure IV.8 illustre la méthode de calcul permettant de trouver la position en 3D dans le repère global (\mathbf{P}_{GC}) du centre articulaire C reliant un segment proximal et un segment distal à partir des données de positions et d'orientation fournies par deux capteurs FoB. Le principe est le suivant : connaissant la position 3D et l'orientation de chacun des deux capteurs dans le repère global \mathbf{R}_G , le point présentant le moins de variations au cours du mouvement dans \mathbf{R}_G lorsque celui-ci est calculé à partir des données des deux FoB peut être assimilé au centre articulaire C. De manière pratique, ce principe se traduit de la manière suivante.

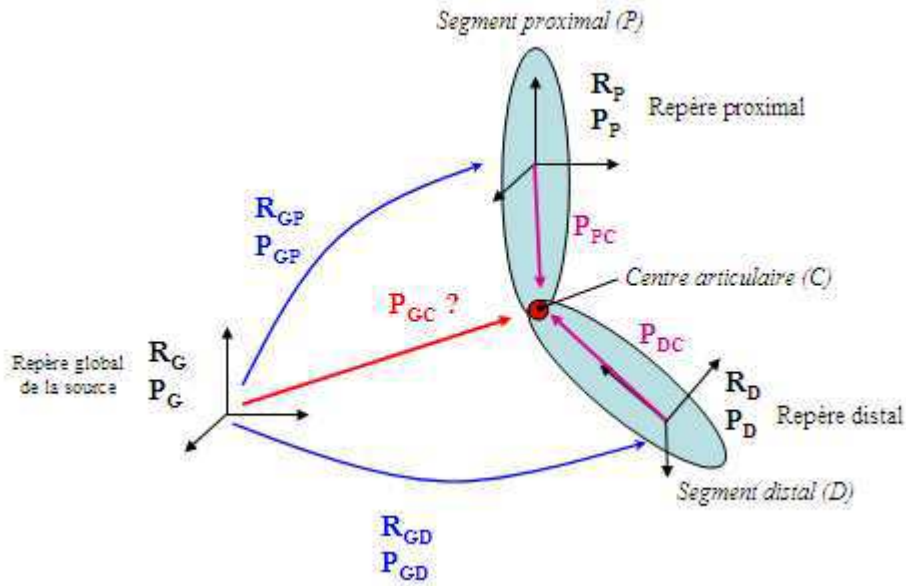


Figure IV.8 : Schéma de la procédure de calcul de la position du centre articulaire à partir de deux FoB.

La source émettrice du champ électromagnétique représente le repère global \mathbf{R}_G . Les capteurs sont calibrés de manière identique par rapport à ce repère. De ce fait, la position \mathbf{P}_P et l'orientation \mathbf{R}_P du capteur placé sur le segment proximal sont connues dans \mathbf{R}_G . La position de C dans \mathbf{R}_P représente la première inconnue et se note \mathbf{P}_{PC} . A partir des données, il est facile de trouver la transformation (\mathbf{R}_{GP} : matrice de rotation ; \mathbf{P}_{GP} : translation) permettant d'exprimer \mathbf{P}_{PC} dans \mathbf{R}_G .

De même, la position \mathbf{P}_D et l'orientation \mathbf{R}_D du capteur placé sur le segment distal sont connues dans \mathbf{R}_G . La position de C dans \mathbf{R}_D représente la seconde inconnue et se note \mathbf{P}_{DC} . A partir des données, la transformation (\mathbf{R}_{GD} : matrice de rotation ; \mathbf{P}_{GD} : translation) permettant d'exprimer \mathbf{P}_{PC} dans \mathbf{R}_G . \mathbf{P}_{GC} peut être ainsi obtenue par l'intermédiaire de deux équations :

$$\text{Segment proximal : } \mathbf{P}_{GC} = \mathbf{R}_{GP} \cdot \mathbf{P}_{PC} + \mathbf{P}_{GP} \quad (\text{IV.2})$$

$$\text{Segment distal : } \mathbf{P}_{GC} = \mathbf{R}_{GD} \cdot \mathbf{P}_{DC} + \mathbf{P}_{GD} \quad (\text{IV.3})$$

avec \mathbf{P}_{GC} , \mathbf{P}_{PC} , \mathbf{P}_{GP} , \mathbf{P}_{DC} et \mathbf{P}_{GD} étant des vecteurs 3×1 contenant les coordonnées x, y et z de chacun et \mathbf{R}_{GP} et \mathbf{R}_{GD} correspondant aux matrices de rotation de dimensions 3×3 . En regroupant les deux équations, nous avons :

$$\mathbf{R}_{GP} \cdot \mathbf{P}_{PC} + \mathbf{P}_{GP} = \mathbf{R}_{GD} \cdot \mathbf{P}_{DC} + \mathbf{P}_{GD} \quad (\text{IV.4})$$

que nous arrangeons de la façon suivante :

$$\mathbf{R}_{GP} \cdot \mathbf{P}_{PC} - \mathbf{R}_{GD} \cdot \mathbf{P}_{DC} = \mathbf{P}_{GD} - \mathbf{P}_{GP} \quad (\text{IV.5})$$

En réécrivant cette équation sous forme matricielle nous obtenons :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{R}_{GP} & -\mathbf{R}_{GD} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \mathbf{P}_{PC} \\ \mathbf{P}_{DC} \end{bmatrix} = \mathbf{P}_{GD} - \mathbf{P}_{GP} \quad (\text{IV.6})$$

Cependant, l'équation IV-5 peut être écrite pour chaque instant du mouvement ($i = 1$ à n). Nous obtenons ainsi :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{R}_{GP}^1 & -\mathbf{R}_{GD}^1 \\ \vdots & \vdots \\ \mathbf{R}_{GP}^n & -\mathbf{R}_{GD}^n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{P}_{PC} \\ \mathbf{P}_{DC} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{P}_{GD}^1 - \mathbf{P}_{GP}^1 \\ \vdots \\ \mathbf{P}_{GD}^n - \mathbf{P}_{GP}^n \end{bmatrix} \quad (\text{IV.7})$$

Comme nous nous trouvons dans le cadre de travail de l'hypothèse des segments rigides, nous considérons que la position du centre articulaire C dans le repère globale ne varie pas au cours du temps lorsqu'elle est exprimée à partir du repère proximal \mathbf{R}_P ou distal \mathbf{R}_D . Dans ce cas, l'équation IV-6 se retrouve surdéterminée, c'est-à-dire qu'il y a plus d'équations que d'inconnues. Dans cette configuration, l'équation est résolue suivant la méthode des moindres carrés. \mathbf{P}_{PC} et \mathbf{P}_{DC} sont donc trouver en minimisant l'erreur sur l'ensemble des données. Une fois l'équation résolue, la position de C dans \mathbf{R}_G est obtenue. Ce calcul est réalisé pour chacune des trois articulations du membre supérieur : épaule, coude et poignet en considérant à chaque niveau un binôme de FoB : le centre de rotation de l'épaule est calculé à partir des capteurs placés sur l'acromion sur le bras, le centre de rotation du coude est calculé à partir des capteurs placés sur le bras et l'avant-bras et le centre du poignet est calculé à partir des capteurs placés sur l'avant-bras et la main.

Afin de vérifier la détermination des différents centre articulaires, nous avons estimé pour l'ensemble des sujets la différence entre les centres articulaires obtenus à partir de chacun des deux capteurs d'après la méthode de calcul de O'Brien (O'Brien et al., 2000). Les résultats sont présentés dans le tableau IV.4. Nous observons une erreur inférieure au centimètre pour l'articulation du poignet, et des erreurs plus élevées pour les deux autres articulations.

Tableau IV.4 : Tableau de synthèse des erreurs de calcul des centres articulaires à partir de la méthode de O'Brien (O'Brien et al., 2000) en centimètres.

	Epaule	Coude	Poignet
Moyenne	1.31	1.79	0.68
Ecart-type	(±0.48)	(±0.58)	(±0.59)

IV.3.D.b.3 Calcul des angles articulaires

Dans l'analyse du mouvement du membre supérieur, même si les patients tétraplégiques ne pouvaient pas mobiliser le tronc pour exécuter les mouvements, il apparaissait intéressant de mesurer les angles au niveau de la clavicule afin d'avoir une idée de la participation de cette articulation. Du fait que nous n'avions que quatre FoB à notre disposition lors de l'expérimentation, les angles de la clavicule ont été calculés de manière relative par rapport au premier instant du mouvement à partir des données du capteur placé sur l'acromion. Ensuite, les angles articulaires de l'épaule sont obtenus à partir des centres articulaires précédemment calculés en utilisant la méthode de Tolani (Tolani et al., 2000b). Les différents repères nécessaires au calcul ont été construits conformément aux recommandations de la Société Internationale de Biomécanique (Wu et al., 2005). Dans un premier temps, les trois centres articulaires sont exprimés dans le repère lié à la clavicule. Nous calculons ensuite l'angle de flexion du coude pour chaque instant du mouvement à l'aide de l'équation suivante :

$$\text{Flexion du coude} = \pi - \cos^{-1} \left(\frac{L_3^2 - (L_2^2 + L_1^2)}{-2L_1 \cdot L_2} \right) \quad (\text{IV.8})$$

avec L_1 représentant la norme du vecteur reliant l'épaule au coude, L_2 la norme du vecteur reliant l'épaule au coude et L_3 la norme du vecteur reliant le coude au poignet. Suite à ce calcul, nous définissons une posture de référence pour laquelle tous les angles sont nuls, à l'exception de la flexion du coude à l'instant considéré. Pour cette posture, nous allons définir un repère \mathbf{R}_{Ref} de la manière suivante :

- Le vecteur vertical \mathbf{Y}_{Ref} est porté par l'axe longitudinal du bras :

$$\mathbf{Y}_{\text{Ref}} = \frac{\mathbf{Co} - \mathbf{Ep}}{\|\mathbf{Co} - \mathbf{Ep}\|} \quad (\text{IV.9})$$

avec Co représentant le centre du coude et Ep le centre du poignet.

- Le vecteur \mathbf{X}_{Ref} s'obtient par la formule suivante (figure IV.9):

$$\mathbf{X}_{\text{Ref}} = \frac{\mathbf{V} - (\mathbf{V} \cdot \mathbf{N}) \cdot \mathbf{N}}{\|\mathbf{V} - (\mathbf{V} \cdot \mathbf{N}) \cdot \mathbf{N}\|} \quad (\text{IV.10})$$

avec \mathbf{V} représentant le vecteur reliant l'épaule au poignet et \mathbf{N} le vecteur reliant l'épaule au coude.

- Enfin le vecteur \mathbf{Z}_{Ref} est obtenu à partir du produit vectoriel $\mathbf{X}_{\text{Ref}} \wedge \mathbf{Y}_{\text{Ref}}$.

La même procédure est appliquée afin de construire le repère \mathbf{R}_C caractérisant la posture courante à l'instant choisi. Une fois \mathbf{R}_{Ref} et \mathbf{R}_C obtenus, le produit $\mathbf{R}_c \mathbf{R}_{\text{Ref}}^T$ permet de calculer la matrice de rotation à partir de laquelle les angles de l'épaule sont calculés en appliquant la séquence de rotation correspondante à cette articulation.

A ce stade, nous connaissons les orientations de la clavicule dans le repère global de l'expérimentation ($\mathbf{R}_{0-\text{Clav}}$), celle du bras par rapport à la clavicule ($\mathbf{R}_{\text{Clav-B}}$), et celle de l'avant-bras par rapport au bras ($\mathbf{R}_{\text{B-AB}}$). Nous connaissons également l'orientation de la main dans le repère global, $\mathbf{R}_{0-\text{Main}}$, par l'intermédiaire du quatrième FoB placé sur sa partie dorsale et aligné avec le majeur. En exprimant le repère de l'avant-bras dans le repère global $\mathbf{R}_{0-\text{AB}}$ via le modèle géométrique :

$$\mathbf{R}_{0-\text{AB}} = \mathbf{R}_{0-\text{Clav}} \cdot \mathbf{R}_{\text{Clav-B}} \cdot \mathbf{R}_{\text{B-AB}} \quad (\text{IV.11})$$

nous obtenons la matrice de rotation entre l'avant-bras et la main par :

$$\mathbf{R}_{\text{AB-Main}} = \mathbf{R}_{0-\text{AB}}^T \cdot \mathbf{R}_{0-\text{Main}} = \mathbf{R}_{\text{AB-0}} \cdot \mathbf{R}_{0-\text{Main}} \quad (\text{IV.12})$$

En appliquant ensuite la séquence de rotation correspondant au poignet à $\mathbf{R}_{\text{AB-Main}}$, nous obtenons les trois angles pour cette articulation. Cette méthode a été appliquée à chaque instant nous permettant ainsi d'avoir l'évolution des angles articulaires du membre supérieur au cours du mouvement.

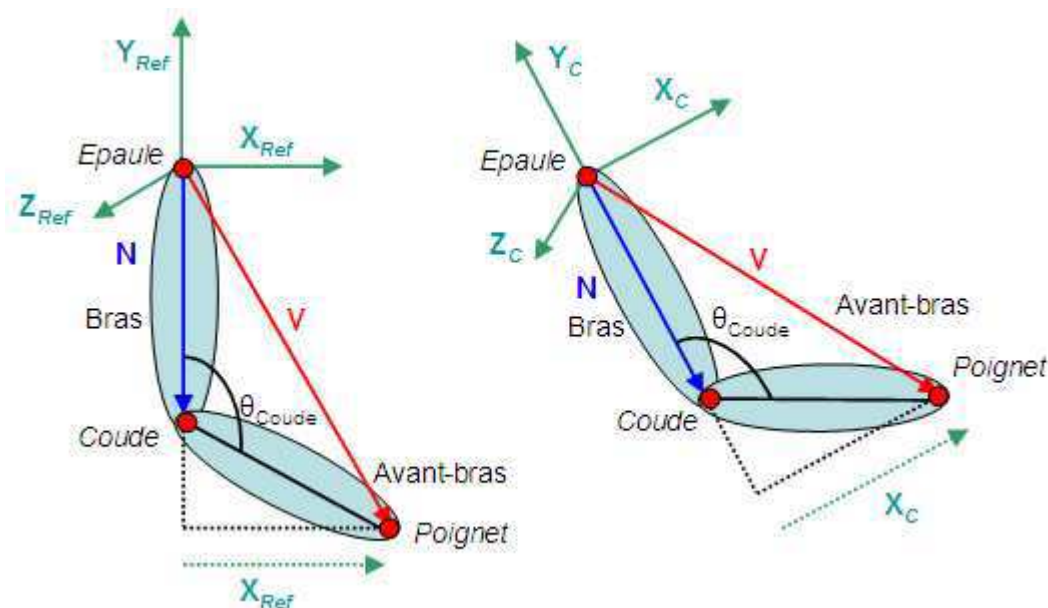


Figure IV.9: Illustration de la construction des repères de référence R_{Ref} et courant R_C de l'épaule.

IV.3.D.c. Calcul de l'activation musculaire

IV.3.D.c.1 Méthode

Plusieurs étapes sont nécessaires pour obtenir l'activation musculaire à partir des signaux EMG recueillis durant la session des mouvements de préhension. Dans un premier temps, les signaux de chaque muscle durant chaque essai ont été normalisés par la valeur maximale du signal EMG du muscle correspondant mesurée lors du test CIVM et calculée sur une fenêtre de 0.5 s. Ensuite, conformément à la procédure présentée dans la littérature (Hof et al., 2005; Heintz et Gutierrez-Farewik, 2007; Duc et al., 2008; Bonnefoy et al., 2009), une série de filtres est appliquée. Tout d'abord, nous avons utilisé un double-filtre numérique zéro-lag passe-haut de type Butterworth de dixième ordre et de fréquence de coupure 20 Hz. Puis le signal a été rectifié en calculant sa valeur absolue avant d'appliquer un dernier double-filtre zéro-lag passe-bas de type Butterworth de troisième ordre et de fréquence de coupure 5 Hz permettant d'obtenir l'enveloppe linéaire du signal de l'activité musculaire. Après interpolation, l'activation musculaire est calculée pour chaque muscle est chaque essai comme l'intégrale de l'enveloppe linéaire.

IV.3.D.c.2 Reproductibilité

Comme pour le système optoélectronique Vicon et les capteurs électromagnétiques Flocks of Birds, nous avons souhaité tester la qualité des mesures enregistrées par l'EMG de surface.

Dans la mesure où il n'existe pas de référence in-vivo de mesure EMG avec lequel nous pourrions comparer nos mesures, nous nous sommes intéressés à leur reproductibilité. Ainsi, les reproductibilités relative et absolue ont été calculées pour les valeurs d'activation obtenues dans chaque condition expérimentale (Weir, 2005). L'aspect relatif est évalué par un coefficient sans dimension : le coefficient de corrélation intra-classe ou ICC. Il correspond à la variance intra-classe divisée par la variance totale. Ces valeurs de variances sont obtenues à partir d'une analyse de variance. Il existe plusieurs modèles de calcul de l'ICC. Dans la mesure où plusieurs sujets ont réalisé plusieurs essais de la même tâche, nous avons choisi le modèle 2.1 (Shrout et Fleiss, 1979; Weir, 2005). Il s'obtient par l'équation suivante :

$$ICC = \frac{MS_S - MS_E}{MS_S + (k-1)MS_E + \frac{k(MS_T - MS_E)}{n}} \quad (IV.13)$$

où MS_S représente le carré moyen des valeurs d'activation pour les sujets, MS_T le carré moyen des valeurs d'activation pour les essais, MS_E le carré moyen des erreurs, k le nombre d'essais et n le nombre de sujets. L'ICC varie entre 0 et 1, avec 0 correspondant à une absence de reproductibilité et 1 une reproductibilité parfaite. Afin de pouvoir évaluer les différents niveaux de valeurs d'ICC, une échelle qualitative est proposée : faible ICC ($ICC \leq 0.60$), ICC correct ($0.60 < ICC \leq 0.80$), ICC élevé ($0.80 < ICC \leq 0.86$) et ICC très élevée ($ICC > 0.86$). Cependant, du fait que le calcul repose principalement sur la variabilité inter-sujet, l'homogénéité des sujets doit être analysée. En effet une valeur élevée de l'ICC peut masquer une faible reproductibilité d'un essai à l'autre du fait de la grande variabilité des sujets. D'autre part, une faible valeur d'ICC peut être trouvée même s'il existe une très faible variabilité entre les essais du fait de la trop faible variabilité inter-sujet. Dans ce cas, l'homogénéité du groupe entraîne une difficulté à différencier les sujets les uns des autres même si l'erreur de mesure est très faible. Il convient alors de considérer un indice complémentaire à l'ICC caractérisant la variance absolue. Il s'agit de la mesure de l'erreur standard ou SEM. Le SEM possède la même unité que la variable testée. Son interprétation est centrée sur l'évaluation de la reproductibilité intra sujet, soit entre les différents essais. Cet indice peut être estimé comme la racine carrée du carré moyen des erreurs, $\sqrt{MS_E}$ (Stratford et Goldsmith, 1997). De faibles valeurs du SEM reflètent une bonne reproductibilité des valeurs. Afin de pouvoir comparer les différentes valeurs de SEM pour chaque muscle et

chaque condition expérimentale, une valeur normalisée du SEM, SEM_N , est calculée de la manière suivante :

$$SEM_N = \frac{SEM}{AM} \quad (IV.14)$$

où AM représente la valeur moyenne de l'activation pour le muscle et la condition considérée. Les valeurs d'ICC et de SEM_N sont présentées dans les tableaux IV.5 et IV.6. A l'exception du biceps brachial pour les patients tétraplégiques dans la condition MP qui présente un ICC correct (ICC = 0.78), les résultats montrent une reproductibilité relative élevée pour l'ensemble des muscles et pour toutes les conditions expérimentales (ICC \geq 0.80).

Tableau IV.5 : Valeurs d'ICC calculées pour chaque groupe, chaque muscle et chaque condition expérimentale.

		MP	ML	GP	GL	DP	DL
Valide	Biceps brachial	0.8722	0.9448	0.8877	0.9342	0.8879	0.9417
	Deltoïde antérieur	0.9801	0.9667	0.9888	0.9709	0.8965	0.9659
	Deltoïde postérieur	0.9742	0.9678	0.9670	0.9755	0.8963	0.9851
	Grand pectoral	0.9958	0.9878	0.9901	0.9929	0.9943	0.9889
	Extenseurs radial du carpe	0.8626	0.9474	0.8175	0.8983	0.8947	0.8991
	Triceps brachial	0.9967	0.9943	0.9965	0.9928	0.9882	0.9960
Tétraplégique	Biceps brachial	0.7808	0.9850	0.9847	0.9894	0.9886	0.9900
	Deltoïde antérieur	0.8602	0.9656	0.9737	0.9798	0.9568	0.9580
	Deltoïde postérieur	0.8951	0.9537	0.9754	0.9775	0.9606	0.9654
	Grand pectoral	0.8639	0.9676	0.8591	0.9266	0.9567	0.9449
	Extenseurs radial du carpe	0.9435	0.9658	0.9864	0.9734	0.9765	0.9688
	Triceps brachial	-	-	-	-	-	-

Tableau IV.6 : Valeurs de SEM_N calculées pour chaque groupe, chaque muscle et chaque condition expérimentale.

		MP	ML	GP	GL	DP	DL
Valide	Biceps brachial	0.15	0.15	0.17	0.16	0.13	0.13
	Deltoïde antérieur	0.14	0.18	0.13	0.21	0.24	0.17
	Deltoïde postérieur	0.16	0.18	0.19	0.15	0.26	0.11
	Grand pectoral	0.07	0.12	0.12	0.10	0.08	0.11
	Extenseurs radial du carpe	0.18	0.13	0.19	0.17	0.18	0.14
	Triceps brachial	0.07	0.09	0.08	0.11	0.13	0.08
Tétraplégique	Biceps brachial	0.40	0.14	0.12	0.11	0.11	0.12
	Deltoïde antérieur	0.33	0.14	0.14	0.12	0.16	0.17
	Deltoïde postérieur	0.26	0.22	0.11	0.13	0.16	0.18
	Grand pectoral	0.32	0.17	0.24	0.17	0.18	0.25
	Extenseurs radial du carpe	0.26	0.18	0.10	0.17	0.14	0.17
	Triceps brachial	-	-	-	-	-	-

La variabilité absolue reste relativement faible (inférieure à 0.15 en moyenne) à l'exception de la condition MP chez les patients tétraplégiques qui présente des valeurs de SEM plus élevées pour l'ensemble des muscles que dans les autres conditions. Néanmoins, cette analyse suggère une bonne reproductibilité des mesures d'activation musculaire permettant de poursuivre les analyses EMG.

IV.3.D.d. Variables dépendantes

Dans cette analyse, plusieurs variables ont été calculées afin de décrire au mieux et sous différentes approches les caractéristiques du mouvement de préhension réalisé en présence d'une déficience motrice. Sur le plan EMG, nous avons principalement calculé les forces maximales développées au cours du test de CIVM ainsi que l'activation musculaire à partir des signaux enregistrés. Sur le plan cinématique, nous nous sommes intéressés à plusieurs paramètres classiquement présentés dans la littérature (Saling et al., 1998; Laffont et al., 2000; Alberts et al., 2002; Hoffmann et al., 2006). Nous présentons dans cette partie les temps de mouvements (s), la hauteur maximale atteinte (m), les pics de vitesse ($m.s^{-1}$), calculés au niveau du poignet, ainsi que leur instant d'apparition (%) exprimé en temps relatif ainsi que les instants relatifs de saisie (%). Nous avons ensuite calculé les différentes amplitudes articulaires (deg) mobilisées au cours du mouvement en fonction des conditions. Enfin nous avons appliqué la même analyse UCM que dans le protocole précédent. V_{UCM} et V_{ORT} ont été calculés pour chaque instant du mouvement et chaque condition expérimentale. Pour cette analyse, seule la trajectoire du poignet a été choisie comme variable de performance. La découpe du mouvement en quatre phases présentée dans le protocole 1 a été réutilisée : 0-30% (Début), 30-60% (Milieu), 60-90% (Fin) et 90-100% (Terminale). Enfin, les trois paramètres de manipulabilité w_{B1} , w_{B2} et w_{Bdir} ont été calculés en considérant le poignet comme extrémité de la chaîne articulaire du membre supérieur. Le découpage du mouvement a été identique à celui utilisé pour l'analyse UCM.

IV.3.D.e. Analyse statistique

Pour l'ensemble des variables considérées, la normalité des données a été vérifiée en utilisant le test de Shapiro-Wilk ainsi que l'homogénéité des variances par le test de Levene. Ensuite, afin de comparer nos deux groupes pour chacune des conditions expérimentales et chacune des variables, nous avons procédé à une analyse de variances à mesures répétées

(ANOVA) à plan mixte : 1) effet catégoriel : groupe de sujets tétraplégiques – groupes de sujets valides ; 2) effet intra-groupe 1 : orientation de la saisie, 3 niveaux (gauche, milieu, droite) ; effet intra-groupe 2 : distance de la saisie, 2 niveaux (près, loin). Le test HSD de Tuckey a été choisi pour effectuer les analyses post hoc. Dans le cas où l'homogénéité des variances n'était pas respectée, les tests non paramétriques de Mann-Whitney et Wilcoxon ont été utilisés pour comparer les résultats. Pour chacun des tests, le seuil de significativité a été fixé à 5%.

IV.3.D.f. Résumé du protocole

Le tableau III.7 présente un résumé des différentes étapes du protocole expérimental.

Tableau IV.7 : Synthèse des différentes étapes du second protocole expérimental.

Etape	Description
Sujets	<ul style="list-style-type: none"> • 8 sujets droitiers sans antécédent pathologique du membre supérieur • 7 patients tétraplégiques avec un niveau lésionnel C6
Tâche	<ul style="list-style-type: none"> • Saisie d'un cube de polystyrène, (arrête : 5.5cm ; masse très faible) • 10 répétitions • 2 distances de saisie : 25 et 40 cm depuis la position initiale de la main • 3 directions de saisie : en face du sujet (0°), sur sa gauche (-30°) ou sur sa droite (+30°)
Système de mesure	<ul style="list-style-type: none"> • 4 capteurs électromagnétiques Flock of Birds • EMG de surface en considérant 6 muscles du membre supérieur <ul style="list-style-type: none"> - Faisceau supérieur du grand pectoral - Deltoïde décomposé en partie antérieure et postérieure - Biceps brachial - Triceps brachial - Extenseurs radial du carpe
Variables mesurées	<ul style="list-style-type: none"> • Activité électrique des 6 muscles du membre supérieur • Forces maximales • Trajectoires et orientations des segments du bras, de l'avant-bras et de la main
Analyse des données	<ul style="list-style-type: none"> • Filtrage : passe-bas de type Butterworth du second ordre avec fréquence de coupure déterminé par analyse des résidus pour les FoB • Filtrage : passe-haut de type Butterworth d'ordre dix, fréquence de coupure 20Hz, rectification du signal, puis passe-bas de type Butterworth d'ordre trois, fréquence de coupure 5Hz • Extraction de la phase de mouvement • Interpolation et normalisation de 0 à 100%
Variables calculées	<ul style="list-style-type: none"> • Activation musculaire • Paramètres cinématiques : durée du mouvement, vitesse maximale du poignet, instant d'apparition de la vitesse maximale, amplitude articulaire • V_{UCM}, V_{ORT} et V_{UCM}/V_{ORT} pour chacune des variables de performance suivante : trajectoire cartésienne de l'épaule, du coude et du poignet • w_{B1}, w_{B2} et w_{Bdir} au niveau du poignet
Analyses statistiques	<ul style="list-style-type: none"> • ANOVA à mesures répétées à plan mixte • Test non paramétrique (Mann-Whitney et Wilcoxon) • Test post hoc de Tuckey

IV.4. Résultats

La section des résultats est décomposée en quatre parties. Dans un premier temps nous présenterons les différents résultats relatifs à l'analyse EMG, puis ceux obtenus au niveau de la cinématique du mouvement. Dans un second temps, nous présenterons les résultats de l'analyse UCM.

IV.4.A. L'électromyographie

Premièrement, nous avons comparé les forces maximales produites lors du test CIVM par les sujets valides et tétraplégiques. Les valeurs sont présentées dans le tableau IV.8. Pour les six muscles considérés, les forces produites par les sujets valides sont significativement plus importantes que celles mesurées chez sujets tétraplégiques. D'autre part, pour les sujets atteints de tétraplégie nous avons également souhaité vérifier si la répétition des mouvements de préhension n'avait pas provoqué de fatigue musculaire. Les valeurs de force mesurées avant et après la session ont donc été comparées. Les valeurs sont présentées dans tableau IV.9. Aucune différence significative n'a été mise en évidence entre les deux sessions suggérant une absence de fatigue musculaire suite aux répétitions de saisie.

Tableau IV.8 : Forces musculaires moyennes (\pm écart-type) en Newton pour chaque muscle et chaque groupe de sujet. * : $p < 0.05$; ** : $p < 0.01$.

	Valide	Tétraplégique	
Biceps brachial	219.11 (\pm 47.99)	154.55 (\pm 50.75)	*
Deltoïde antérieur	156.91 (\pm 33.28)	110.35 (\pm 30.96)	*
Deltoïde postérieur	156.91 (\pm 33.28)	110.35 (\pm 30.96)	*
Grand pectoral	340.22 (\pm 52.04)	125.44 (\pm 72.64)	**
Extenseurs radial du carpe	128.87 (\pm 26.48)	52.67 (\pm 29.23)	**
Triceps brachial	223.60 (\pm 33.94)	-	-

Tableau IV.9 : Forces musculaires moyennes (\pm écart-type) mesurées avant et après la session de préhension en Newton pour chaque muscle. Le triceps n'est pas présenté du fait qu'il n'est pas fonctionnel. NS : pas de différence significative

	Avant	Après
Biceps brachial	154.55 (\pm 50.75)	143.48 (\pm 36.01)
Deltoïde antérieur	110.35 (\pm 30.96)	114.19 (\pm 42.59)
Deltoïde postérieur	110.35 (\pm 30.96)	114.19 (\pm 42.59)
Grand pectoral	125.44 (\pm 72.64)	149.73 (\pm 40.32)
Extenseurs radial du carpe	52.67 (\pm 29.23)	79.87 (\pm 39.40)

Comme mentionné dans la partie concernant le protocole, nous avons calculé l'activation musculaire relative (normalisée par l'activation obtenue lors du test CIVM) lors de la session de préhension. Les valeurs sont présentées dans le tableau IV.10. Du fait de la non homogénéité des variances pour ce paramètre d'activation, les analyses statistiques ont été faites en utilisant un test non-paramétrique de Mann-Whitney afin de comparer les différences entre les groupes de sujets valides et atteints de tétraplégie. Trois résultats différents ont ainsi été obtenus. D'une part, aucune différence n'a été observée pour les muscles biceps brachial et extenseurs radial du carpe (test Mann Whitney non significatif quelle que soit la condition). D'autre part, les sujets tétraplégiques présentent des valeurs d'activation relative plus élevées pour les muscles deltoïde postérieur et faisceau supérieur du grand pectoral et ce pour toutes les conditions expérimentales (test Mann Whitney : $p < 0.05$). Enfin pour le muscle deltoïde antérieur une différence de valeurs d'activation relative a été mise en évidence pour les conditions milieu loin et gauche loin (test Mann Whitney : $p < 0.05$) avec des valeurs plus importantes pour le groupe de sujets atteints de tétraplégie.

Dans un second temps nous avons comparé pour chacun des groupes de sujets les valeurs d'activation relatives obtenues pour les conditions près et loin. Chez les sujets valides comme les sujets atteints de tétraplégie, les muscles extenseurs radiaux du carpe ne sont pas affecté par une augmentation de la distance de saisie (test Wilcoxon : NS pour les trois directions). Pour les muscles biceps brachial, deltoïde antérieur et grand pectoral, les deux groupes présentent des valeurs d'activation relative qui augmentent avec la distance de saisie (test Wilcoxon : $p < 0.05$ pour les trois directions). Pour le deltoïde postérieur, alors que les valeurs obtenues pour le sujets valides augmentent également avec la distance (test Wilcoxon : $p < 0.05$ pour les trois directions), les patients atteints de tétraplégie présentent une activation relative non significativement différente entre les conditions de saisie près et loin (test Wilcoxon : NS pour les trois directions)

Tableau IV.10 : Valeurs d'activations moyennes (\pm écart-type) calculées pour chaque muscle, chaque condition expérimentale et pour les deux groupes de sujets.

		MP	ML	GP	GL	DP	DL
		Moy (\pm ET)	Moy (\pm ET)	Moy (\pm ET)	Moy (\pm ET)	Moy (\pm ET)	Moy (\pm ET)
Biceps brachial	V	2.16 (\pm 0.85)	3.03 (\pm 1.95)	2.21 (\pm 1.04)	2.91 (\pm 1.84)	1.63 (\pm 0.58)	2.60 (\pm 1.36)
	T	2.14 (\pm 0.95)	2.57 (\pm 1.11)	2.07 (\pm 0.90)	2.62 (\pm 1.11)	1.97 (\pm 0.84)	2.42 (\pm 1.08)
Deltoïde antérieur	V	8.07 (\pm 3.77)	11.82 (\pm 3.80)	7.50 (\pm 4.10)	10.92 (\pm 3.63)	7.07 (\pm 4.62)	10.83 (\pm 5.06)
	T	17.23 (\pm 10.62)	24.60 (\pm 15.87)	18.14 (\pm 10.75)	28.59 (\pm 17.53)	14.25 (\pm 9.03)	20.31 (\pm 14.34)
Deltoïde postérieur	V	3.38 (\pm 3.42)	3.81 (\pm 3.68)	3.26 (\pm 3.32)	3.68 (\pm 3.48)	2.91 (\pm 2.36)	3.61 (\pm 3.56)
	T	5.62 (\pm 4.23)	6.77 (\pm 5.37)	5.74 (\pm 4.92)	6.64 (\pm 5.46)	5.68 (\pm 4.89)	6.52 (\pm 4.99)
Grand pectoral	V	2.84 (\pm 3.17)	3.27 (\pm 3.52)	3.00 (\pm 3.53)	3.65 (\pm 4.11)	2.70 (\pm 3.04)	2.88 (\pm 3.15)
	T	12.37 (\pm 7.34)	15.81 (\pm 9.19)	12.60 (\pm 7.19)	16.47 (\pm 8.38)	11.10 (\pm 7.29)	15.49 (\pm 11.93)
Extenseurs radial du carpe	V	6.90 (\pm 3.41)	7.16 (\pm 3.98)	6.15 (\pm 2.62)	6.67 (\pm 3.42)	7.16 (\pm 3.68)	6.87 (\pm 3.39)
	T	6.99 (\pm 5.63)	8.15 (\pm 7.02)	7.01 (\pm 5.72)	7.06 (\pm 6.44)	7.56 (\pm 6.34)	8.50 (\pm 6.97)
Triceps brachial	V	1.64 (\pm 2.14)	1.91 (\pm 2.33)	1.65 (\pm 2.22)	1.92 (\pm 2.41)	1.35 (\pm 1.64)	1.66 (\pm 1.96)
	T	-	-	-	-	-	-

IV.4.B. Synthèse des résultats EMG

Plusieurs effets ont été observés lors de l'analyse EMG. D'une part les patients tétraplégiques semblent présenter des forces maximales plus faibles que celles des sujets valides pour l'ensemble des muscles du membre supérieur considérés. D'autre part, alors qu'aucune différence significative n'est observée pour les muscles les plus distaux entre les deux groupes de sujets, il semblerait que les patients tétraplégiques activent de manière plus importante, en valeurs relatives, les muscles de l'épaule (deltoïde antérieur et postérieur et grand pectoral) comparativement aux sujets valides. Enfin, à l'exception du deltoïde postérieur, une augmentation de la distance de saisie engendre une augmentation de l'activation relative des muscles du membre supérieur, à l'exception des extenseurs radiaux du carpe qui ne semble pas être affecté. Ces premiers résultats montrent des différences de sollicitations musculaires en présence d'une lésion médullaire lors d'un mouvement de préhension. L'analyse cinématique présentée ci-après va venir apporter des éléments supplémentaires quant à la façon dont une déficience motrice affecte les paramètres du mouvement.

IV.4.C. Analyse cinématique

IV.4.C.a. Temps de mouvement et instant relatif de saisie

Le premier paramètre cinématique que nous avons considéré est la durée du mouvement de saisie (tableau IV.11). L'analyse statistique révèle un effet de la distance sur la durée de mouvement ($F_{1,13}=21.133$, $p=0.001$). Les saisies les plus éloignées présentent un temps de mouvement plus important. En revanche, aucune différence n'a été observée entre les sujets tétraplégiques et les sujets valides. Après normalisation de cette durée de mouvement, nous avons calculés l'instant relatif de saisie de l'objet (tableau IV.11). Un effet groupe a été mis en évidence ($F_{1,13}=16.579$, $p<0.01$). Les patients tétraplégiques effectuent la saisie plus tardivement en temps relatif que les sujets valides pour l'ensemble des conditions. La direction du mouvement ne semble pas affecter ce paramètre ($F_{2,26}=0.97$, $p=0.39$). Pour chaque condition expérimentale, la hauteur maximale du mouvement d'approche de l'objet a été mesurée.

Tableau IV.11 : Durée moyenne (\pm écart-type) de mouvement et instant moyen relatif (\pm écart-type) de la saisie pour chaque condition et chaque groupe de sujets

	Durée du mouvement (s)		Instant de saisie (%)	
	Valide	Tétraplégique	Valide	Tétraplégique
MP	1.42 (\pm 0.23)	1.70 (\pm 0.49)	44.14 (\pm 1.52)	50.04 (\pm 4.70)
ML	1.57 (\pm 0.25)	1.94 (\pm 0.55)	44.46 (\pm 1.94)	53.10 (\pm 4.99)
GP	1.51 (\pm 0.21)	1.60 (\pm 0.37)	44.12 (\pm 1.44)	50.46 (\pm 6.83)
GL	1.63 (\pm 0.24)	1.87 (\pm 0.43)	44.74 (\pm 1.41)	50.25 (\pm 3.35)
DP	1.42 (\pm 0.23)	1.51 (\pm 0.34)	43.17 (\pm 2.20)	53.01 (\pm 4.87)
DL	1.54 (\pm 0.28)	1.83 (\pm 0.62)	44.58 (\pm 2.18)	51.43 (\pm 8.41)

IV.4.C.b. Hauteur maximale du poignet

L'analyse statistique ne révèle aucune différence entre les deux groupes de sujets ($F_{1,13}=2.4718$, $p=0.14$). Seul un effet de la distance a été mis en évidence avec une hauteur de poignet plus élevée pour la distance la plus éloignée ($F_{1,13}=7.16$, $p<0.05$).

IV.4.C.c. Vitesse maximale du poignet et instant relatif d'apparition

Nous avons ensuite analysé deux autres paramètres descriptifs du mouvement, à savoir la vitesse maximale atteinte par le poignet au cours du mouvement ainsi que son instant d'apparition. Les profils de vitesses sont présentés dans la figure IV.10. Les allures sont similaires pour les deux groupes, mais avec des valeurs pic plus faibles et une plus grande variabilité pour le groupe de sujet tétraplégiques. Du fait que la position d'un objet affecte la composante de transport d'un geste de préhension (Paulignan et al., 1997), nous nous sommes focalisés sur cette phase pour calculer ces deux indices. Les valeurs sont présentées dans le tableau IV.12.

Tableau IV.12 : Vitesses maximales moyennes (\pm écart-type) du poignet et instant d'apparition lors de la phase de transport pour les deux groupes de sujets

	Vitesse maximale ($m.s^{-1}$)		Instant de la vitesse maximale allé (%)	
	Valide	Tétraplégique	Valide	Tétraplégique
MP	0.67 (\pm 0.11)	0.50 (\pm 0.11)	40.09 (\pm 5.56)	32.90 (\pm 3.27)
ML	0.96 (\pm 0.18)	0.72 (\pm 0.15)	43.83 (\pm 3.85)	31.91 (\pm 5.00)
GP	0.67 (\pm 0.08)	0.51 (\pm 0.12)	43.10 (\pm 9.43)	29.59 (\pm 7.94)
GL	0.92 (\pm 0.15)	0.76 (\pm 0.15)	43.56 (\pm 6.06)	32.41 (\pm 6.29)
DP	0.65 (\pm 0.11)	0.51 (\pm 0.13)	36.90 (\pm 3.58)	33.60 (\pm 6.06)
DL	0.97 (\pm 0.17)	0.70 (\pm 0.28)	41.43 (\pm 4.73)	34.52 (\pm 8.08)

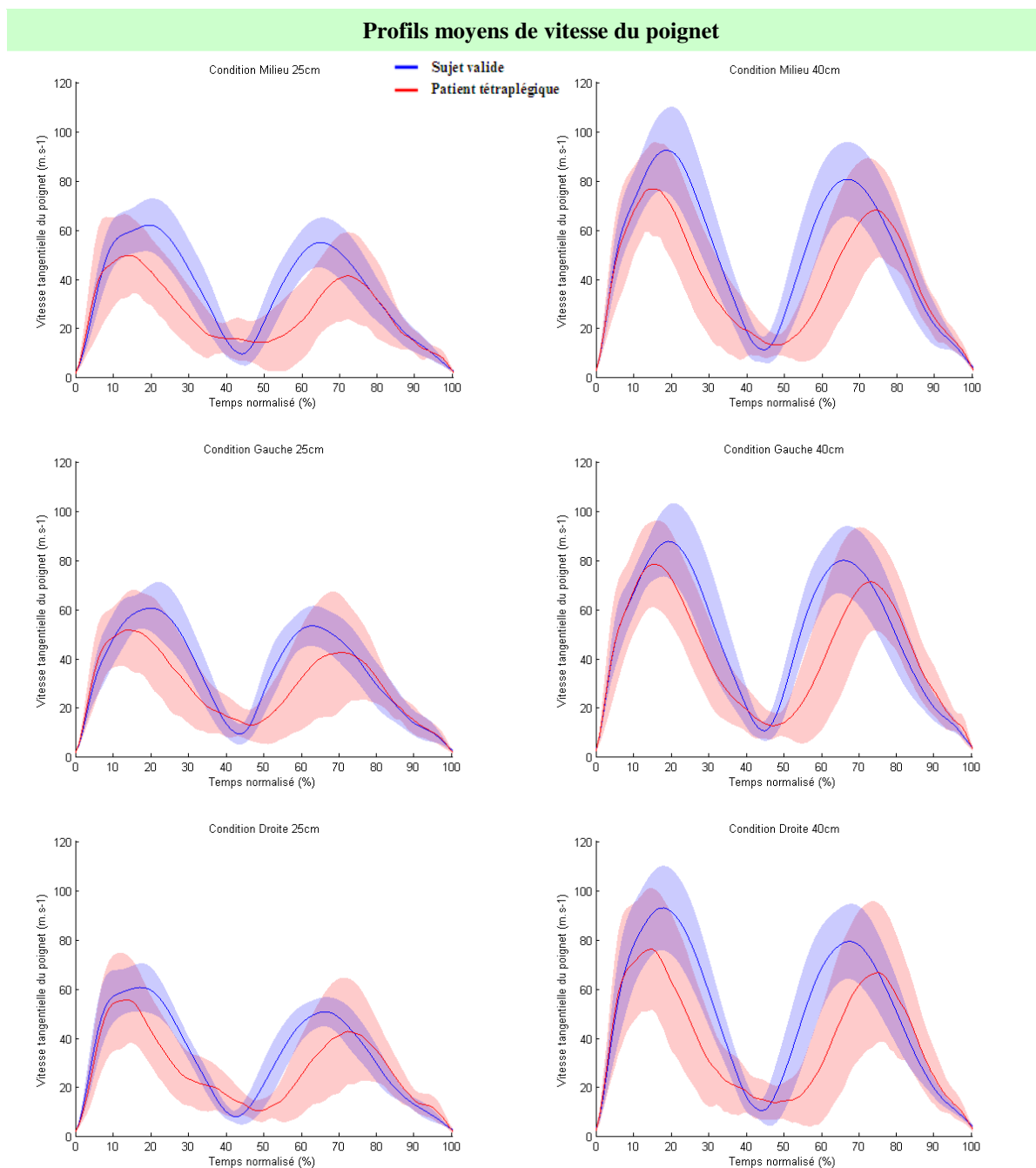


Figure IV.10 : Profils moyens (\pm écart-type) de vitesse pour chaque groupe en fonction de la condition pour un mouvement aller-retour.

Un effet de groupe a été trouvé pour ces deux paramètres (vitesse maximale du poignet : $F_{1,13}=7.63$, $p<0.05$; instant d'apparition : $F_{1,13}=17.50$, $p<0.01$). Les patients atteints de tétraplégie présentent des vitesses maximales du poignet significativement plus faibles que celles mesurées chez les sujets valides. Ces vitesses apparaissent également de manière plus précoce en temps relatif chez la population tétraplégique au cours de la phase de transport pour toutes les conditions.

Nous remarquons également chez ces sujets une période plus longue à faible vitesse au voisinage de la saisie. Cependant, nous ne retrouvons pas le troisième pic de vitesse durant ce moment de saisie comme le présentent Laffont et collaborateurs (Laffont et al., 2000).

IV.4.C.d. Les amplitudes articulaires

La figure IV.11 présente les évolutions des angles articulaires pour la condition « milieu loin » chez les deux groupes de sujets. Le tableau IV.13 expose les amplitudes articulaires maximales moyennes mobilisées par les sujets valides et tétraplégiques en fonction de la condition expérimentale. Plusieurs résultats intéressants sont à noter. D'une part, l'ensemble des amplitudes articulaires sollicitées lors des différents mouvements sont affectées par la distance et l'orientation de la saisie ($p < 0.05$ pour toutes les amplitudes).

Pour l'orientation, à l'exception de la rotation axiale de l'humérus qui présente une amplitude plus élevée ($F_{2,26}=4.2092$, $p < 0.05$), l'ensemble des amplitudes articulaires sont inférieures dans les conditions de saisie homolatérale (saisie à droite) par rapport au deux autres conditions. Les saisies effectuées sur la gauche présentent des amplitudes articulaires de protraction/retraction de la clavicule ($F_{2,26}=65.29$, $p < 0.001$) et de plan d'élévation de l'humérus ($F_{2,26}=353.22$, $p < 0.001$) plus importantes que pour les deux autres conditions. En ce qui concerne l'effet de la distance, toutes les amplitudes articulaires mesurées présentent des valeurs plus importantes pour les conditions de saisies avec l'objet le plus éloigné (40cm) par rapport aux saisies proches (25cm). Plusieurs résultats intéressants ont été trouvés lorsque nous avons comparé les sujets valides et les sujets tétraplégiques. Cinq angles du membre supérieur présentent des amplitudes articulaires différentes entre les deux groupes toutes conditions confondues : la protraction/rétraction de la clavicule ($F_{1,13}=18.51$, $p < 0.01$), le plan d'élévation de l'humérus ($F_{1,13}=7.60$, $p < 0.05$), la rotation axiale de l'humérus ($F_{1,13}=11.12$, $p < 0.01$), la flexion/extension du coude ($F_{1,13}=6.74$, $p < 0.05$) et la déviation radio-ulnaire au niveau du poignet ($F_{1,13}=6.53$, $p < 0.05$). Cependant, les différences ne vont pas toutes dans le même sens. En effet, alors que les valeurs d'amplitudes sont plus importantes chez les sujets valides pour le plan d'élévation, la rotation axiale de l'humérus et la flexion/extension de l'avant-bras ($p < 0.05$), les patients tétraplégiques semblent mobiliser d'avantage la protraction/rétraction de la clavicule et la déviation radio-ulnaire ($p < 0.05$).

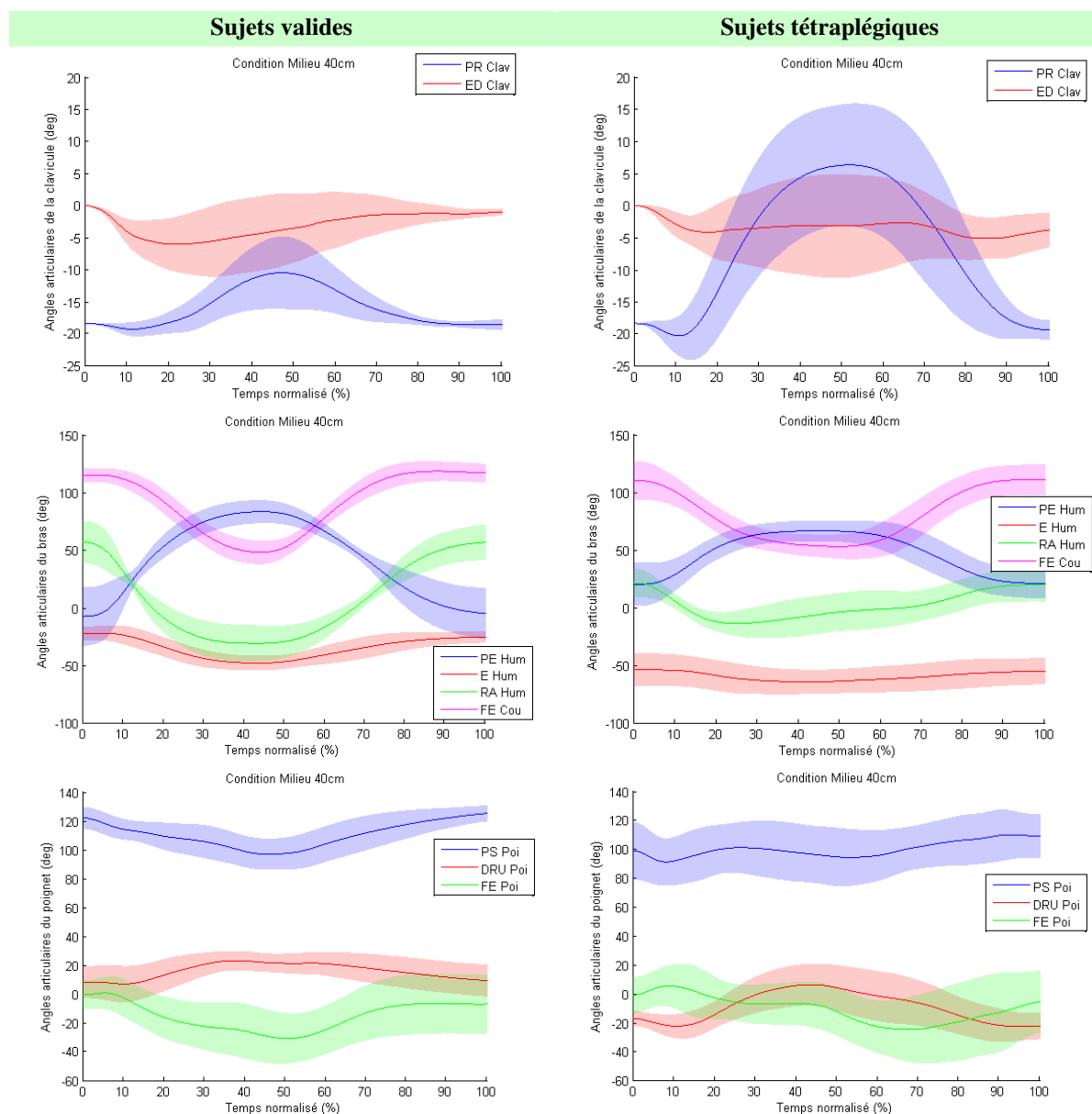


Figure IV.11: Evolution des angles articulaires moyens (\pm écart-type) pour la condition « milieu 40cm » pour les deux groupes de sujets en fonction du temps normalisé. Les abréviations utilisées sont : PR : protraction/rétraction, ED : élévation/dépression, PE : plan d'élévation, E : élévation, RA : rotation axiale, FE : flexion/extension, PS : pronation supination et DRU : déviation radio-ulnaire. Clav : Clavicule, Hum : humérus, Cou : Coude et Poi : Poignet.

Tableau IV.13 : Valeurs d'amplitude articulaires moyennes (\pm écart-type) calculées chaque condition expérimentale et pour les deux groupes de sujets.

		MP	ML	GP	GL	DP	DL
		Moy (\pm ET)	Moy (\pm ET)	Moy (\pm ET)	Moy (\pm ET)	Moy (\pm ET)	Moy (\pm ET)
Protraction / rétraction de la clavicule	V	3.26 (\pm 1.20)	7.47 (\pm 3.39)	4.85 (\pm 1.33)	9.46 (\pm 3.88)	2.75 (\pm 1.33)	3.56 (\pm 1.65)
	T	9.61 (\pm 5.86)	28.14 (\pm 8.99)	11.72 (\pm 6.20)	34.13 (\pm 11.05)	5.59 (\pm 6.08)	15.68 (\pm 5.22)
Élévation / dépression de la clavicule	V	4.98 (\pm 3.40)	8.07 (\pm 5.28)	6.64 (\pm 4.63)	10.05 (\pm 7.43)	3.28 (\pm 1.99)	5.59 (\pm 3.50)
	T	5.09 (\pm 1.58)	9.12 (\pm 4.29)	5.03 (\pm 1.83)	10.35 (\pm 6.58)	4.21 (\pm 1.48)	6.54 (\pm 2.55)
Plan d'élévation de l'humérus	V	68.32 (\pm 26.88)	89.89 (\pm 27.67)	86.68 (\pm 28.57)	110.11 (\pm 27.47)	34.18 (\pm 20.87)	61.77 (\pm 25.77)
	T	32.97 (\pm 14.66)	49.96 (\pm 17.81)	44.33 (\pm 13.34)	64.25 (\pm 16.09)	21.74 (\pm 14.59)	34.82 (\pm 17.61)
Élévation de l'humérus	V	11.68 (\pm 3.25)	25.61 (\pm 4.02)	13.76 (\pm 4.27)	26.19 (\pm 3.61)	5.32 (\pm 2.70)	18.49 (\pm 2.85)
	T	6.14 (\pm 2.72)	12.45 (\pm 4.70)	5.50 (\pm 4.23)	10.18 (\pm 5.84)	4.14 (\pm 2.61)	11.74 (\pm 6.71)
Rotation axiale de l'humérus	V	75.94 (\pm 27.25)	88.66 (\pm 30.62)	73.12 (\pm 29.93)	83.40 (\pm 31.92)	62.70 (\pm 19.18)	91.83 (\pm 26.87)
	T	38.09 (\pm 8.44)	41.46 (\pm 12.46)	33.46 (\pm 8.73)	38.33 (\pm 9.63)	40.64 (\pm 7.59)	48.49 (\pm 11.94)
Flexion / extension du coude	V	38.00 (\pm 4.58)	71.53 (\pm 7.33)	39.57 (\pm 3.89)	70.74 (\pm 6.93)	27.61 (\pm 5.54)	57.95 (\pm 7.32)
	T	29.03 (\pm 1.51)	62.08 (\pm 6.35)	26.87 (\pm 2.10)	59.02 (\pm 5.96)	27.78 (\pm 1.45)	57.17 (\pm 6.02)
Pronation / supination de l'avant-bras	V	16.35 (\pm 5.22)	29.54 (\pm 6.46)	17.44 (\pm 4.75)	30.08 (\pm 10.74)	11.74 (\pm 3.67)	19.35 (\pm 6.19)
	T	26.40 (\pm 11.18)	28.93 (\pm 10.93)	23.61 (\pm 13.94)	27.00 (\pm 10.58)	25.71 (\pm 13.01)	30.13 (\pm 9.36)
Déviation radio-ulnaire du poignet	V	14.02 (\pm 3.00)	16.54 (\pm 8.71)	13.88 (\pm 3.83)	18.55 (\pm 14.19)	14.31 (\pm 2.73)	15.22 (\pm 2.38)
	T	16.06 (\pm 4.64)	31.56 (\pm 9.35)	18.37 (\pm 5.26)	37.10 (\pm 7.48)	13.92 (\pm 4.98)	20.80 (\pm 5.20)
Flexion / extension du poignet	V	35.38 (\pm 5.47)	69.32 (\pm 9.19)	37.97 (\pm 3.89)	68.61 (\pm 8.48)	25.41 (\pm 3.00)	55.97 (\pm 9.11)
	T	18.05 (\pm 4.57)	29.86 (\pm 11.55)	20.67 (\pm 3.66)	32.29 (\pm 8.97)	18.61 (\pm 5.77)	20.64 (\pm 4.19)

Tableau IV.14 : Valeurs maximales et minimales moyennes (\pm écart-type) de deux angles du poignet moyennées sur les trois directions pour chaque distance. On rappelle que les valeurs négatives de la déviation radio-ulnaire correspondent à une déviation du côté du radius, et que les valeurs négatives de flexion/extension du poignet correspondent à une extension au niveau de cette articulation.

		Condition 25cm				Condition 40cm			
		Angle minimum		Angle maximum		Angle minimum		Angle maximum	
		Moy	(\pm ET)	Moy	(\pm ET)	Moy	(\pm ET)	Moy	(\pm ET)
Déviation radio-ulnaire du poignet	V	7.73	(\pm 1.12)	21.80	(\pm 1.34)	7.20	(\pm 0.29)	23.97	(\pm 1.39)
	T	-22.47	(\pm 1.45)	-6.36	(\pm 3.03)	-23.61	(\pm 1.38)	2.57	(\pm 2.23)
Flexion / extension du poignet	V	-18.37	(\pm 1.07)	0.73	(\pm 1.39)	-25.25	(\pm 5.97)	2.34	(\pm 0.51)
	T	-5.93	(\pm 3.11)	14.35	(\pm 3.39)	-13.55	(\pm 4.43)	9.37	(\pm 0.18)

En revanche, aucune différence significative n'a été observée pour l'amplitude de flexion/extension du poignet ($F_{1,13}=0.01$, $p=0.99$). Nous nous sommes alors intéressés aux bornes des plages d'amplitudes articulaires mobilisées afin de voir si des amplitudes similaires ne masqueraient pas des différences en termes de valeurs d'angles minimales et maximales atteintes au cours du mouvement. Cette analyse a révélé des différences pour deux angles du poignet : la déviation radio-ulnaire et la flexion extension. En effet, les mouvements mesurés pour ces deux angles sont différents pour les deux groupes de sujets (tableau IV.14). Les sujets valides présentent des valeurs de déviation radio-ulnaire positives couplées à des valeurs négatives de flexion/extension du poignet, suggérant l'absence de posture de flexion au cours du mouvement au niveau de cette articulation. Ainsi, pour ce groupe, la saisie d'un objet s'opère par une extension du poignet à laquelle s'ajoute une déviation ulnaire permettant de préparer l'arrivée des doigts, plus particulièrement du pouce et des l'index, sur les bords latéraux de l'objet. Au contraire, les patients tétraplégiques présentent quasi exclusivement une déviation radiale (valeurs négatives) à laquelle s'ajoute à la fois des mouvements de flexion et d'extension au niveau du poignet. Des effets d'interactions groupe x distance ont également été trouvées pour les amplitudes de protraction/rétraction de la clavicule ($F_{1,13}=53.38$, $p<0.001$) et de déviation radio-ulnaire ($F_{1,13}=9.48$, $p<0.05$). Tandis que la distance n'influence pas l'amplitude pour les sujets valides, une augmentation de la distance de saisie entraîne une augmentation de l'amplitude de ces deux angles pour les patients tétraplégiques. A l'inverse, l'amplitude de la rotation axiale de l'humérus ($F_{1,13}=9.10$, $p<0.05$) augmente avec la distance chez les sujets valides alors qu'aucun effet d'interaction n'est constaté pour l'autre groupe de sujet. Enfin, des interactions groupe x orientations ont été mises en évidence pour plusieurs amplitudes. Les amplitudes de protraction/rétraction de la clavicule ($F_{2,26}=17.57$, $p<0.001$) et de déviation radio-ulnaire ($F_{2,26}=7.10$, $p<0.01$) ne varient

pas significativement avec l'orientation de la saisie pour les sujets valides alors que pour les patients tétraplégiques des valeurs plus faibles apparaissent pour les saisies du côté droit. Pour la flexion/extension du coude, les sujets tétraplégiques présentent des amplitudes constantes quelque soit la direction de mouvement. En revanche les sujets valides présentent des valeurs plus faibles pour les saisies à droite que dans les deux autres directions, pour laquelle les valeurs ne sont pas différentes de celles des sujets tétraplégiques. Pour les saisies à gauche et au milieu, les valeurs de flexion/extension sur plus importantes pour les sujets valides.

IV.4.D. Synthèse de l'analyse cinématique

L'analyse cinématique a permis de mettre en évidence plusieurs points intéressants quant aux capacités de mouvements des sujets tétraplégiques lors de la réalisation de mouvements de préhension. D'une manière générale, les temps de mouvement, et les profils de vitesse apparaissent très similaires à ceux observés pour les sujets valides. En revanche, les sujets déficients moteurs présentent une altération de la vitesse de mouvement mesurée au niveau du poignet qui est statistiquement plus faible que les sujets contrôles. De plus, ce pic de vitesse semble être plus précoce lorsqu'il est exprimé en temps relatif de la phase de transport. D'autre part, au niveau des amplitudes articulaires plusieurs éléments ont pu être mis en évidence. Tout comme pour les sujets valides, une augmentation de la distance provoque une augmentation de l'ensemble des amplitudes articulaires mobilisées lors du mouvement. De même, les saisies du coté homolatéral entraîne des amplitudes plus faibles que celles réalisées de l'autre côté. En revanche, plusieurs différences ont été constatées. Les patients atteints d'une lésion médullaire mobilisent de manière plus importante les angles de protraction/rétraction de la clavicule et de déviation radio-ulnaire au niveau du poignet que les sujets valides. A l'inverse, ils mobilisent de façon moindre le plan d'élévation et la rotation axiale de l'humérus ainsi que la flexion/extension de l'avant-bras. Enfin, l'absence de certaines différences d'amplitudes masque des différences importantes de mobilité. En effet, au niveau du poignet, les sujets valides utilisent de manière préférentielle une déviation ulnaire couplée à une extension du poignet alors que les sujets tétraplégiques favorisent une déviation radiale accompagnée de mouvement d'extension et de flexion du poignet. Ces premiers résultats suggèrent des différences de stratégies de mouvement en relation avec les déficiences motrices causées par une lésion médullaire. La suite de l'analyse va nous

permettre de caractériser les coordinations articulaires présentes au cours du mouvement de préhension.

IV.4.E. Analyse UCM

De manière identique au premier protocole, nous nous sommes limités à la phase d'approche du mouvement de préhension afin de d'étudier comment cette phase est stabilisée au niveau du poignet. Afin de présenter de manière synthétique mais complète les résultats obtenus, nous allons suivre le plan suivant. Mis à part pour la présentation générale de la structure de la variance, les différents effets seront présentés séparément pour les sujets valides et les sujets tétraplégiques pour chaque paramètre. De plus pour chaque groupe les effets relatifs à V_{UCM} et V_{ORT} seront également présentés séparément. La figure IV.12 illustre les différents résultats obtenus pour V_{UMC} et V_{ORT} dans les deux groupes pour chaque condition expérimentale. Tout d'abord, aucun effet significatif n'a été mis en évidence pour le facteur orientation au niveau des paramètres V_{UCN} et V_{ORT} . De ce fait, seuls les résultats relatifs aux effets de la distance et du temps sont présentés.

IV.4.E.a. Structure de la variance

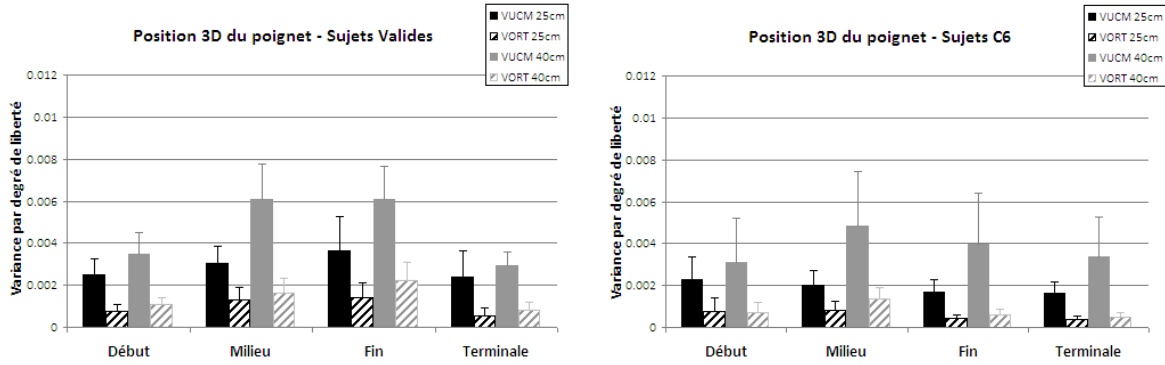
Le premier résultat concerne la structure de la variance. Toutes conditions confondues et considérant la trajectoire du poignet comme variable de performance, les valeurs de V_{UCM} sont plus élevée que celles de V_{ORT} et ce pour les deux groupes de sujets (sujets valides: $F_{1,7}=91.57, p<0.001$; sujets tétraplégiques : $F_{1,5}=12.61, p<0.05$).

IV.4.E.b. Effet de l'orientation de la saisie

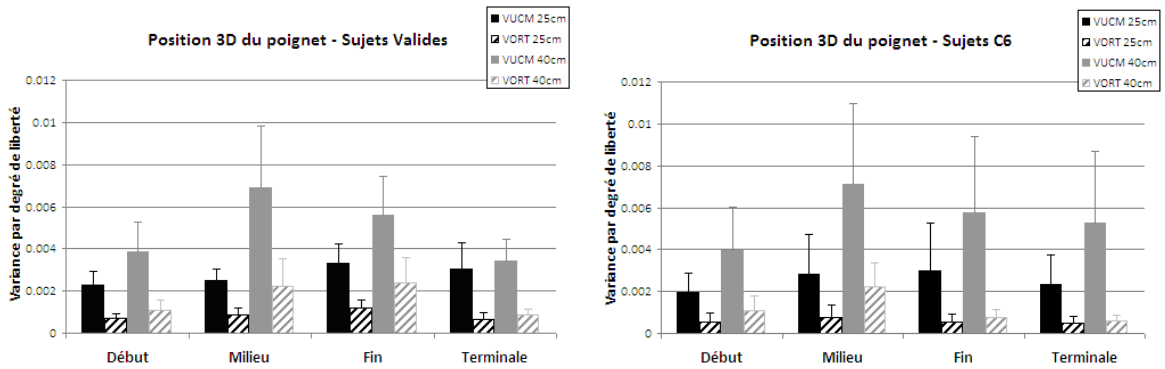
Pour ce qui est de l'effet de l'orientation de la saisie sur les évolutions de V_{UMC} et V_{ORT} , aucune différence significative n'a été mise en évidence aussi bien pour les sujets valides (V_{UCM} : $F_{2,14}=3.13, p=0.08$; V_{ORT} : $F_{2,14}=1.54, p=0.25$) que ceux atteints de tétraplégie (V_{UCM} : $F_{2,10}=1.68, p=0.24$; V_{ORT} : $F_{2,10}=1.16, p=0.35$). Suite à ce résultat, nous avons directement regardé l'effet d'interaction orientation x temps. De la même manière pour chacun des deux groupes, aucune différence n'a été observée.

Résultats UCM de chaque condition pour les deux groupes de sujets

Saisie à gauche



Saisie au milieu



Saisie à droite

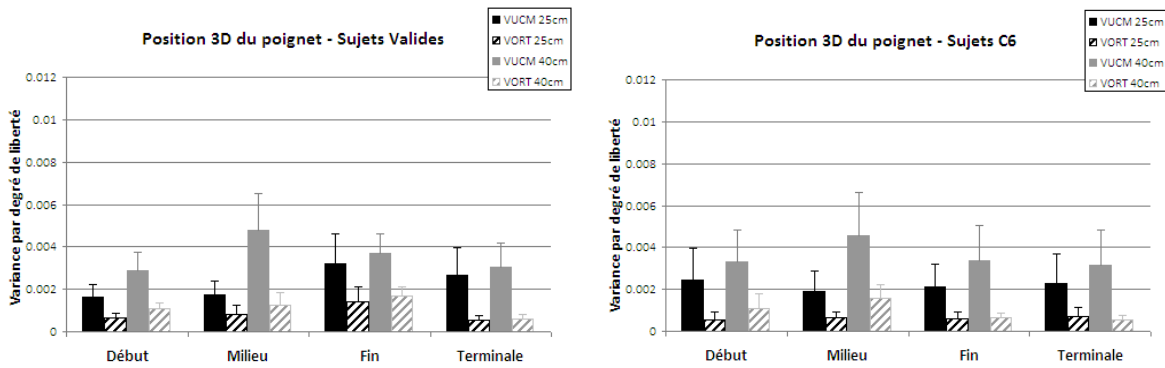


Figure IV.12 Valeurs moyennes (\pm écart-type) de la variance des configurations articulaires par degré de liberté (ddl) exprimées en radian au carré pour la stabilisation de la trajectoire du poignet, pour chaque condition expérimentale et pour chacune des quatre phases du mouvement. Chaque rectangle représente la moyenne de l'ensemble des essais réalisés par tous les sujets.

IV.4.E.c. Effet de la distance de saisie

En revanche, un effet de la distance de saisie a été trouvé pour V_{UCM} et V_{ORT} dans les deux groupes. Dans tous les cas, les valeurs augmentent (+100%) entre les saisies à 25cm et celles effectuées à 40cm.

IV.4.E.d. Effet du temps

En ce qui concerne l'effet du temps, l'analyse statistique fait apparaître plusieurs différences. Chez les sujets valides, les valeurs de V_{UCM} ($F_{3,21}=8.29$, $p<0.001$) sont plus élevées pour les phases « Milieu » et « Fin » que dans les phases « Début » et « Terminale » ($p<0.05$). Pour V_{ORT} , une évolution similaire est observée ($F_{3,21}=10.22$, $p<0.001$) avec des valeurs plus élevées pour les phases « Milieu » et « Fin » que dans la phase « Terminale » ($p<0.05$). Les résultats obtenus pour les patients tétraplégiques sont très proches de ceux des sujets valides. En effet, pour V_{UCM} , les valeurs calculées pour la phase « Milieu » sont supérieures à celles obtenues pour la phase « Début » ($F_{3,15}=7.12$, $p<0.01$). Pour V_{ORT} , les valeurs également plus élevées pour cette même phase mais par rapport cette fois aux valeurs calculées pour les phases « Fin » et « Terminale » ($F_{3,15}=8.67$, $p<0.01$).

IV.4.E.e. Effet d'interaction distance x temps

Là encore, les patients tétraplégiques présentent des résultats similaires à ceux obtenus pour les sujets valides. Pour les deux groupes (sujets valides: $F_{3,21}=15.83$, $p<0.001$; sujets tétraplégiques : $F_{3,15}=6.8729$, $p<0.01$), on ne montre pas de différences significatives de V_{UCM} au cours des phases temporelles dans la condition près.

Pour ce qui est de la condition « loin », des valeurs plus élevées sont obtenues pour les deux phases « Milieu » et « Fin » par rapport aux phases « Début » et « Terminale » chez les sujets valides ($p<0.05$). Les patients tétraplégiques obtiennent des valeurs plus élevées de V_{UCM} uniquement pour la phase « Milieu » par rapport aux trois autres phases ($p<0.05$). D'autre part, pour les deux groupes les valeurs mesurées pour la condition « loin » sont toutes plus élevées que celles mesurées pour la condition près ($p<0.05$). Pour V_{ORT} , des valeurs plus élevées pour la phase « Fin » par rapport à toutes les autres dans la condition près ont été trouvées chez les sujets valides ($F_{3,21}=4.37$, $p<0.05$) alors qu'aucune variation significative

n'a été observée pour les patients tétraplégiques ($F_{3,15}=9.01$, $p<0.01$) dans cette même condition.

En revanche, pour la condition loin, les sujets atteints de tétraplégie présentent un pic de V_{ORT} au cours de la phase « Milieu », avec des valeurs plus élevées que pour les autres phases, alors que les sujets valides obtiennent des valeurs plus élevées pour les phases « Milieu » et « Fin » par rapport aux phases « Début » et « Terminale ». D'autre part, les valeurs de V_{ORT} pendant les phases « milieu » et « fin » obtenues dans la condition loin sont supérieures à celles mesurées dans la condition près pour les sujets valides alors que seules celles de la phase « Milieu » le sont pour les patients tétraplégiques ($p<0.05$).

IV.4.E.f. Ratio des variances

Pour chaque phase du mouvement, le ratio V_{UCM}/V_{ORT} a été calculé. Les résultats sont présentés dans la figure IV.13. La ligne horizontale représente un ratio égal à 1, seuil à partir duquel une synergie articulaire est considérée comme présente et agit afin de stabiliser la trajectoire du poignet.

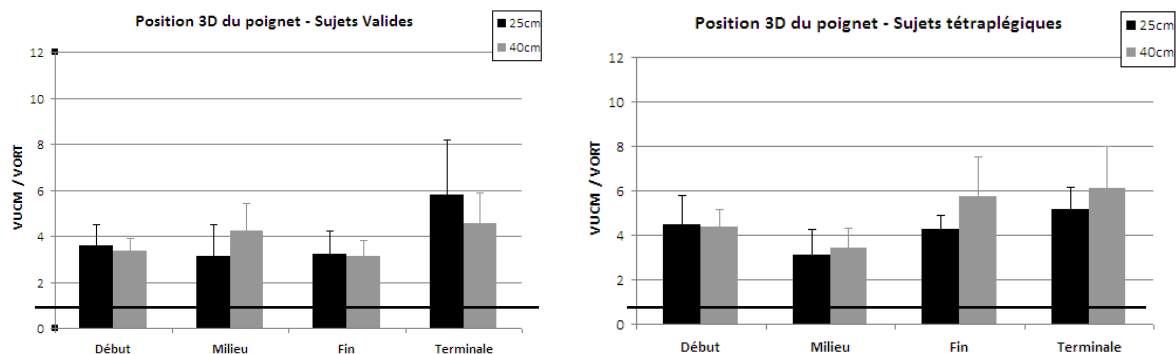
Pour les deux groupes de sujets, un effet d'interaction distance x temps a été observé (sujets valides: $F_{3,21}=6.28$, $p<0.01$; sujets tétraplégiques : $F_{3,15}=4.16$, $p<0.05$). Les analyses post-hoc révèlent un ratio plus élevé pour la phase « Terminale » par rapport au reste du mouvement dans la condition loin pour les patients tétraplégiques alors qu'aucune variation n'est notée pour la condition près. Pour les sujets valides, le ratio est également plus élevé pour la phase « Terminale » par rapport au reste du mouvement mais dans les deux conditions. En revanche pour ce groupe, une différence entre les deux conditions est observée pour la phase « Milieu » dans laquelle la valeur de ratio est plus importante pour la condition loin ($p<0.05$).

IV.4.F. Synthèse de l'analyse UCM

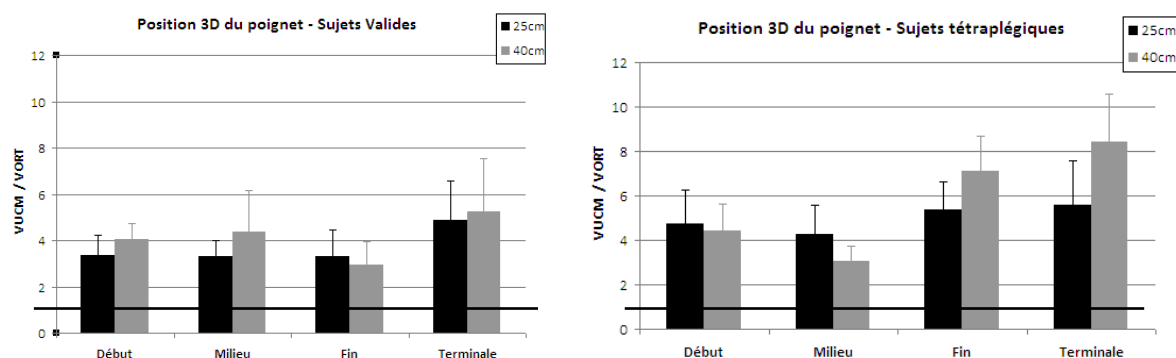
Malgré quelques différences observées pour V_{UCM} et V_{ORT} , le résultat majeur de cette analyse est la grande similarité entre les structures de variances des sujets valides et tétraplégiques (tableau IV.15). En effet les deux groupes sont affectés de la même manière face à une modification de la distance ou de l'orientation de la saisie.

Valeurs du ratio V_{UCM} / V_{ORT} de chaque condition pour les deux groupes de sujets

Saisie à gauche



Saisie au milieu



Saisie à droite

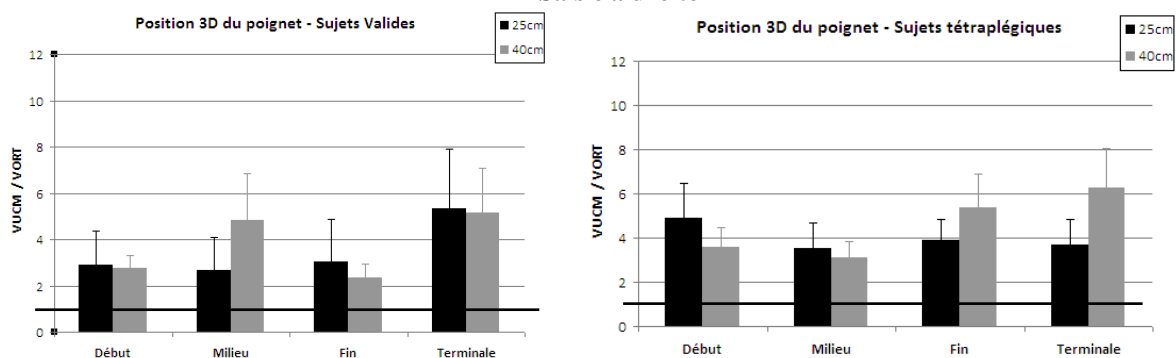


Figure IV.13 : Valeurs moyennes (\pm écart-type) du ratio V_{UCM}/V_{ORT} pour la stabilisation de la trajectoire du poignet, pour chaque condition expérimentale et pour chacune des quatre phases du mouvement. Chaque rectangle représente la moyenne de l'ensemble des essais réalisés par tous les sujets.

D'autre part, il apparaît que seule le facteur distance modifie cette structure, contrairement au facteur orientation pour lequel aucune différence n'a été trouvée pour les deux composantes de la variance.

Tableau IV.15: Tableau de synthèse des résultats de l'analyse UCM. Les cases contenant un tiret correspondent à une absence d'effet significatif pour l'effet considéré.

	Valide		Tétraplégique	
Structure de la variance	$V_{UCM} > V_{ORT}$		$V_{UCM} > V_{ORT}$	
	V_{UCM}		V_{ORT}	
	Valide	Tétraplégique	Valide	Tétraplégique
Effet de l'orientation de la saisie	-	-	-	-
Effet de la distance	Près < Loin	Près < Loin	Près < Loin	Près < Loin
Effet du temps	Milieu et Fin > Début et Terminale	Milieu > Début	Milieu et Fin > Terminale	Milieu > Fin et Terminale
Effet d'interaction distance x temps	Près	-	Fin > toutes les autres	-
	Loin	Milieu et Fin > Début et Terminale	Milieu > trois autres phases	Milieu > autres phases
		Près < Loin	Près < Loin	Milieu et Fin Près < Milieu et Fin Loin
Effet d'interaction orientation x temps	-	-	-	-

IV.4.G. Analyse de la manipulabilité

Les résultats relatifs aux différentes mesures de manipulabilité sont présentés dans cette partie. Ici encore, seule la phase de transport de la main vers l'objet est analysée pour chacun des indices W_{B1} , W_{B2} et W_{Bdir} . Nous avons choisi de ne présenter que les résultats pour lesquels un effet significatif a été mis en évidence.

IV.4.G.a. Effet du groupe

Un effet du groupe a été trouvé seulement pour W_{B1} ($F_{1,12}=11.42$, $p<0.01$; W_{B2} : $F_{1,12}=0.13$, $p=0.72$; W_{Bdir} : $F_{1,12}=2.77$, $p=0.12$), indice pour lequel les valeurs sont plus élevées pour les patients tétraplégiques.

IV.4.G.b. Effet de la distance

Un effet de la distance a été mis en évidence pour les indices W_{B1} et W_{B2} ($F_{1,12}=82.79$, $p<0.001$ et $F_{1,12}=49.84$, $p<0.001$ respectivement ; W_{Bdir} : $F_{1,12}=0.12$, $p=0.73$). Les valeurs calculées pour les conditions près sont inférieures à celles obtenues dans les conditions loin.

IV.4.G.c. Effet de l'orientation

En ce qui concerne l'orientation de la saisie, un effet significatif a été trouvé pour les trois indices de manipulabilité ($W_{B1} : F_{2,24}=159.12, p<0.001$; $W_{B2} : F_{2,24}=10.81, p<0.001$; $W_{Bdir} : F_{2,24}=14.71, p<0.001$). Pour w_{B1} , les saisies à droite présentent des valeurs plus élevées que dans les deux autres directions de saisie. D'autre part, les valeurs obtenues pour les saisies effectuées à gauche sont également plus élevées que celles mesurées pour les saisies en face des sujets. Pour W_{B2} et W_{Bdir} , les valeurs pour les saisies suivant l'axe antéropostérieures sont significativement plus faibles que celles dans les deux autres directions de mouvement.

IV.4.G.d. Effet du temps

Un effet du temps a également été mis en évidence pour les trois indices ($W_{B1} : F_{3,36}=136.45, p<0.001$; $W_{B2} : F_{3,36}=51.71, p<0.001$; $W_{Bdir} : F_{3,36}=86.44, p<0.001$). Pour W_{B1} et W_{B2} , les valeurs augmentent au cours des trois premières phases pour se stabiliser entre les phases « Fin » et « Terminale ». Pour W_{Bdir} , les valeurs augmentent entre les phases « Début » et « Milieu » pour atteindre un pic, puis diminuent dans la seconde moitié du mouvement jusqu'à obtenir des valeurs plus faibles pour la phase « Terminale » par rapports aux trois autres phases.

IV.4.G.e. Effet d'interaction groupe x orientation

Un effet d'interaction groupe x orientation a été trouvé pour W_{B2} et W_{Bdir} ($W_{B1} : F_{2,24}=2.18, p=0.14$; $W_{B2} : F_{2,24}=9.77, p<0.001$; $W_{Bdir} : F_{2,24}=29.80, p<0.001$). Pour W_{B2} , les sujets valides présentent des valeurs constantes pour les trois directions alors que les sujets tétraplégiques présentent des valeurs plus faibles pour la direction antéropostérieure. En revanche, pour les trois directions, les valeurs entre les deux groupes ne sont pas significativement différentes. Pour W_{Bdir} , les sujets valides présentent des valeurs plus faibles pour la condition centrale par rapport aux deux autres directions, alors que les patients tétraplégiques ont des valeurs plus faibles pour cet indice dans le cas de saisie sur la droite par rapport à celle au gauche. De plus, la valeur dans la condition de saisie antéropostérieure pour les sujets valides est plus faible que celle mesurée pour les sujets tétraplégiques.

IV.4.G.f. Effet d'interaction groupe x temps

Un effet d'interaction groupe x temps a été trouvé pour W_{B1} et W_{Bdir} ($F_{3,36}=82.79$, $p<0.001$ et $F_{3,36}=49.84$, $p<0.001$ respectivement ; W_{B2} : $F_{3,36}=0.12$, $p=0.73$, figure IV.14). Pour W_{B1} , les sujets valides présentent une augmentation des valeurs au cours des trois premières phases du mouvement pour se stabiliser entre les phases « Fin » et « Terminale », alors que pour les sujets tétraplégiques, seule la valeur de la phase « Début » est plus faible que celles des trois autres phases. De plus, une différence entre les deux groupes a été trouvée pour la phase « Milieu », dans laquelle la valeur est supérieure pour les patients tétraplégiques. En ce qui concerne W_{Bdir} , les sujets valides présentent une augmentation des valeurs entre les phases « Début » et « Milieu », puis une diminution jusqu'à la fin du mouvement, avec les valeurs obtenues lors de la phase « Milieu » plus élevées que celles obtenues dans la phase « Fin », elles mêmes supérieures à celles de la phase « Terminale ». Aucune différence n'a été mise en évidence entre les phases « Début » et « Milieu » pour les patients tétraplégiques.

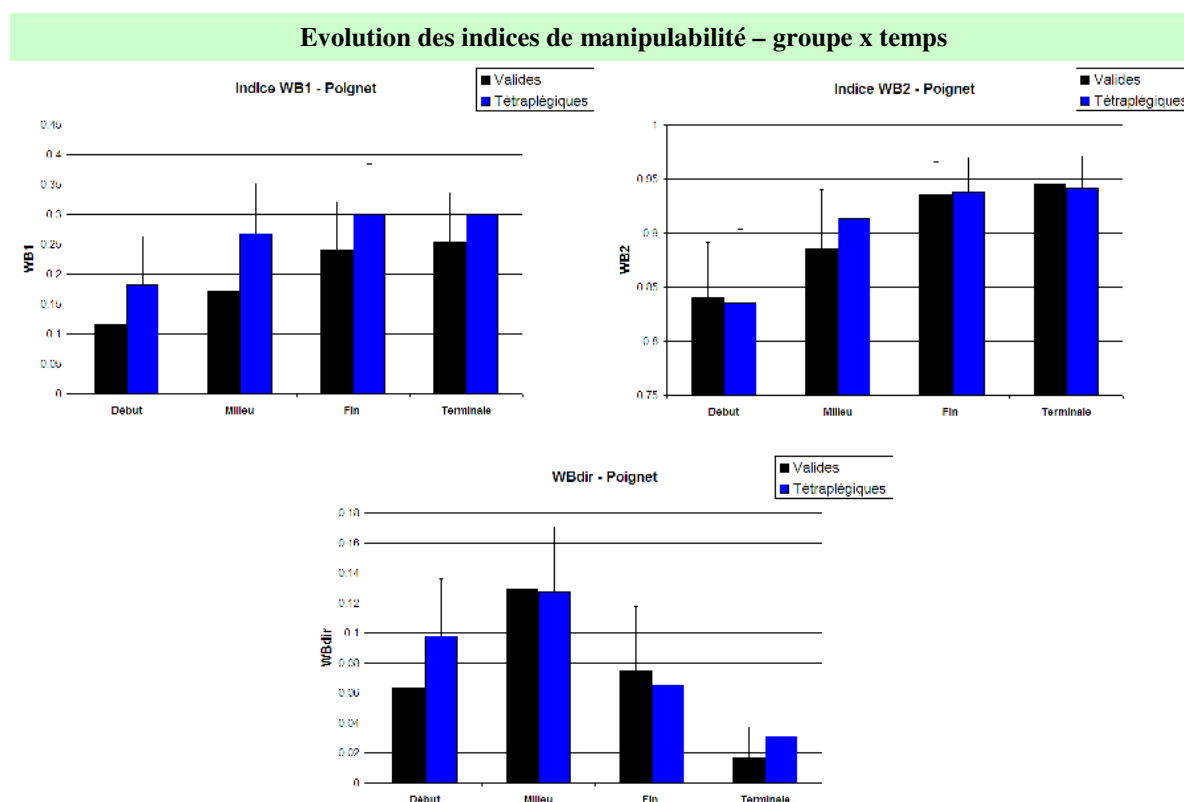


Figure III.14 : Evolution des trois indices de manipulabilité calculés au niveau du poignet en fonction des phases du mouvement pour les sujets valides (noir) et tétraplégiques (bleu) toutes conditions confondues.

En revanche la diminution de l'indice W_{Bdir} dans la seconde moitié du mouvement avec, comme pour les sujets valides, des valeurs plus élevées dans la phase « Milieu » par rapport à la phase « Fin » ainsi que des valeurs plus élevées dans la phase « Fin » par rapport à la phase « Terminale ». Enfin pour la phase « Début », les patients tétraplégiques présentent une valeur de W_{Bdir} significativement plus grande que celle des sujets valides.

IV.4.H. Synthèse de l'analyse de la manipulabilité

Seul W_{B1} diffère entre les deux groupes de sujets, présentant une valeur plus élevée chez les patients tétraplégiques que celle obtenue pour les sujets valides. En terme d'orientation de saisie, il semblerait que de manière générale les valeurs des paramètres soient plus faibles pour la direction antéropostérieure. Au niveau temporel, les paramètres W_{B1} et W_{B2} augmentent au cours du temps alors que W_{Bdir} présente une augmentation dans la première moitié du mouvement avant de diminuer jusqu'à la saisie.

IV.5. Discussion

Au cours de ce protocole expérimental, l'objectif principal était d'analyser de façon quantitative les coordinations articulaires du membre supérieur en présence d'une déficience motrice au cours d'une activité quotidienne, le geste de préhension. La fonction de préhension constitue une catégorie de mouvement impliquée dans de nombreuses situations et apparaît cruciale dans la réalisation de fonctions de base telles que manger ou boire. Pour les patients tétraplégiques, l'altération de cette fonction conduit à une réduction considérable de leur autonomie. De ce fait, un des premiers souhaits des patients est de la restaurer (Hanson et Franklin, 1976). Afin d'apporter un éclairage le plus complet possible, nous avons proposé à la fois une analyse EMG et une analyse cinématique du mouvement en plus de l'analyse UCM.

IV.5.A. Activité musculaire au cours de la tâche de préhension

Tout d'abord et en accord avec les précédentes études, les résultats EMG montrent une augmentation de l'activation relative de la majorité des muscles avec la distance (Bonney et al., 2009) et ce pour les deux groupes de manière similaire. En effet, l'augmentation de la distance de cible entraîne une extension plus importante du membre supérieur, particulièrement pour les articulations de l'épaule et du coude (pas d'effet de la distance

observé au niveau des muscles extenseurs du poignet). Cette augmentation peut être directement reliée à une augmentation des forces au niveau des muscles impliqués dans le mouvement même s'il n'existe pas de moyen permettant de les mesurer directement au cours du mouvement (Heintz et Gutierrez-Farewik, 2007; Bonnefoy et al., 2009). Cette adaptation similaire de l'activation musculaire relative lorsque la distance de saisie varie suggère que, même si une lésion médullaire entraîne une réduction des capacités motrices, i.e. une diminution de la force produite par les muscles fonctionnels ou une perte de contrôle volontaire de l'extension autour de l'articulation du coude (Gronley et al., 2000), les patients tétraplégiques conservent la capacité de moduler leur niveau de contraction. Une exception est cependant relevée au niveau du deltoïde postérieur. Il semblerait que l'augmentation de la distance de saisie n'affecte pas le niveau de contraction relatif de ce muscle, suggérant une participation constante lors du mouvement vers la cible, probablement dans le but de participer à la stabilité de la position du bras au cours de l'exécution.

Deuxièmement, une activation relative plus élevée pour les muscles de l'épaule chez les patients tétraplégiques a été mise en évidence. En considérant la présence d'une lésion médullaire et des troubles associés (perte du contrôle volontaire de certains muscles, baisse de la force musculaire), il semblerait nécessaire pour ces sujets de modifier la réalisation des mouvements (Janssen-Potten et al., 2008). Cette hypothèse est en accord avec les résultats présentés par Koshland et collaborateurs (Koshland et al., 2005) dans une étude au cours de laquelle des patients tétraplégiques devaient effectuer un mouvement de pointage dans la plan horizontal. Les auteurs montrent que les sujets sont capables de reproduire les invariants du mouvement de préhension (trajectoires rectilignes, profil de vitesse en cloche) mais avec des patterns d'activations musculaires différents des sujets contrôles. En effet, contrairement aux sujets valides qui utilisent des couples de contraction agonistes/antagonistes, les patients tétraplégiques mobiliseraient prioritairement les agonistes de l'épaule pour effectuer les pointages dans toutes les directions. Dans le cadre de cette étude, la réorganisation musculaire s'opère par une mobilisation plus importante, de manière relative, des muscles de l'épaule, en accord avec les résultats présentés par Gronley. (Gronley et al., 2000). Ainsi, le deltoïde postérieur assisterait la partie antérieure dans l'élévation de l'humérus tandis que le faisceau supérieur du grand pectoral assurerait l'adduction horizontale de l'humérus au cours du mouvement. En revanche, telle qu'elle a été menée, cette étude ne permet pas de conclure sur

l'utilisation de couples de contraction agoniste/antagonistes du fait que l'activité musculaire des muscles abaisseurs de l'épaule tels que le muscle grand dorsal ou la partie inférieure du grand pectoral n'a pas été mesurée. Il serait alors intéressant d'étudier comment est régulée l'élévation de l'épaule au cours du mouvement. Y a-t-il une coactivation agoniste/antagoniste entre les différents muscles de l'épaule, ou est-ce que l'élévation est simplement régulée par une modulation exclusive des muscles adducteurs de l'épaule tels que le deltoïde ou la partie supérieure du grand pectoral ?

IV.5.B. Similitudes et différences de la cinématique du mouvement

En accord avec plusieurs observations de la littérature, les patients tétraplégiques testés dans cette étude présentent des similitudes avec les sujets contrôles en termes de cinématique du mouvement (Laffont et al., 2000; Koshland et al., 2005; Hoffmann et al., 2006). Nous retrouvons un profil de vitesse en cloche (double-cloches ici puisque le mouvement aller-retour a été considéré) et des amplitudes articulaires équivalentes pour une partie des angles du membre supérieur impliqués. En revanche, comme pour les niveaux d'activation musculaire, certaines différences suggèrent une réorganisation du mouvement également en termes de cinématique. Les diminutions des capacités motrices dues à la lésion entraînent une réduction des amplitudes articulaires au niveau du membre supérieur, notamment au niveau du plan d'élévation, de la rotation axiale de l'humérus et de la flexion/extension de l'avant-bras. Pour les deux premiers, ce résultat apporte des éléments supplémentaires permettant de caractériser les phénomènes de compensation observés chez les patients atteints de tétraplégie (Koshland et al., 2005; Hoffmann et al., 2006; Janssen-Potten et al., 2008). En effet, ils sont dépendants des muscles abducteurs et rotateurs internes de l'humérus. Anatomiquement, un des muscles les plus impliqués dans ces deux mouvements est le grand pectoral. Cependant, un niveau lésionnel situé à la sixième cervical entraîne une perte de contrôle des faisceaux moyen et inférieur de ce muscle, réduisant grandement son effet sur les mouvements de l'humérus. Le faisceau supérieur restant la seule partie fonctionnelle du grand pectoral, son intervention ne suffirait pas à compenser le déficit fonctionnel ce qui se traduit par une réduction des amplitudes articulaires. D'autre part, un plan d'élévation réduit présente le désavantage de rendre plus difficile les mouvements d'atteinte du côté controlatéral, c'est-à-dire réalisé du côté opposé au bras moteur. Cette déficience serait compensée comme le montre la figure IV.10 par une amplitude accrue de l'angle de protraction de la clavicule.

IV.5.C. Utilisation de configurations articulaires équivalentes

Comme le montre Hoffmann et collaborateurs (Hoffmann et al., 2006) par une analyse des relations linéaires et corrélations dans les changements des paramètres angulaires, les patients tétraplégiques conservent des patterns de covariation, ou partage de la tâche entre les différents angles du membre supérieur, similaires à ceux des sujets valides. Notre analyse vient étendre ces résultats en abordant de manière quantitative les synergies. Il en ressort que, malgré les déficiences motrices occasionnées par la lésion et les mécanismes compensatoires développés au niveau musculaire, la structure de la variance chez les sujets tétraplégiques présente certaines similarités avec celle des sujets valides (V_{UCM} supérieur à V_{ORT}) se traduisant par la conservation d'une flexibilité articulaire afin de stabiliser la trajectoire du poignet. Le ratio des variances présente un profil similaire avec un renforcement de la synergie articulaire permettant de stabiliser cette position en fin de mouvement, afin d'assurer une saisie de l'objet dans les meilleures conditions. La portée des résultats peut être étendue au contrôle du mouvement. D'une part, cette conservation ou cette récupération des synergies après une lésion au niveau du système nerveux central renforce l'idée selon laquelle l'utilisation de configurations articulaires équivalentes jouerait un rôle important dans l'exécution d'un geste (Scholz et al., 2000; Yang et Scholz, 2005) et que ces synergies pourraient relever d'un processus de planification (de Freitas et al., 2007). En effet, dans le cadre d'une expérience de pointage où la position de la cible pouvait être modifiée lors du mouvement, une augmentation de V_{UCM} est constatée dès le début du mouvement suggérant que ce paramètre pourrait résulter d'une planification. D'autre part, chez des sujets souffrant d'hémiplégie, une augmentation de V_{ORT} a été mise en évidence lors d'une tâche de pointage en dehors de l'espace atteignable et du côté lésé. Selon cette étude, la lésion cérébrale pourrait conduire à une dégradation des synergies par une altération de la coordination des mouvements du tronc et du bras et par une difficulté à combiner les mouvements d'abduction de l'épaule et de flexion au niveau du coude (Reisman et Scholz, 2006). Il semble donc que les paramètres UCM puissent présenter des différences qui sont liées au type de tâches exécutées mais aussi au type de lésion, quelle soit cérébrale dans le cas de l'hémiplégie ou motrice par une atteinte de la moelle épinière.

IV.5.D. Utilisation de l'UCM dans le cadre clinique

Il a été montré au travers de plusieurs études que les personnes victimes d'une lésion médullaire opèrent des réorganisations du mouvement afin de compenser les déficiences motrices résultantes. Chez les sujets atteints de tétraplégie, d'un point de vue biomécanique ces déficits sont à la fois musculaires et cinématiques avec notamment une réduction de l'amplitude de flexion/extension du coude (Hoffmann et al., 2006). Des mécanismes compensatoires sont alors développés afin d'utiliser au mieux les capacités musculaires disponibles et retrouver une mobilité présentant des caractéristiques similaires à celle de sujets valides. Ces mécanismes semblent spécifiques comme le montrent Koshland et collaborateurs (Koshland et al., 2005) avec une utilisation des muscles agonistes lors de mouvements de pointages même s'ils conservent la capacité de contracter les muscles antagonistes de l'épaule en condition isométrique. De même, plusieurs auteurs suggèrent, que l'extension du coude lors des mouvements serait possible par l'exploitation des couples d'interactions générés au niveau de l'épaule (Koshland et al., 2005; Hoffmann et al., 2006). De ce fait, malgré une activation musculaire relative supérieure par rapport au groupe contrôle, les sujets atteints de tétraplégie seraient en mesure de générer des mouvements présentant les mêmes invariants cinématiques que ceux des sujets valides. Ces similarités se retrouvent au niveau de la covariation des degrés de liberté comme l'a mis en évidence l'ACP effectué par Hoffman et collaborateurs (Hoffmann et al., 2006). Il apparaît que les résultats de l'analyse UCM présentés dans ce chapitre étendent et confirment ces résultats. En effet, malgré l'existence de mécanismes compensatoires, les patients montrent un fort niveau de synergie défini en termes de covariation des angles articulaires (i.e. $V_{UCM} > V_{ORT}$) afin de stabiliser la trajectoire du poignet.

Un second point en relation avec cette analyse UCM semble intéressant à noter. Les mesures effectuées sur les sujets ont eu lieu au moins six mois après la survenue de la lésion. De ce fait, il est possible que la rééducation ait permis de restaurer les synergies articulaires non seulement en terme de covariation des degrés de liberté mais aussi en terme de flexibilité/stabilité des variables de performances. Il apparaît donc que ce second aspect des synergies soit un élément important qui a pu être préservé ou recréé. Nos données ne nous permettent cependant pas de trancher entre ces deux possibilités. Cette mesure de la synergie pourrait donc constituer un outil intéressant afin de caractériser l'utilisation de l'ensemble des degrés

de liberté dans le cadre de la rééducation. Comme le proposent certains auteurs (Latash et Anson, 2006), différentes questions pourraient être envisagées :

- Les synergies sont-elles conservées ou ré-apprises au cours du temps ?
- Est-ce qu'un programme particulier permet de renforcer plus rapidement les synergies articulaires qu'un autre ?
- Une amélioration de la flexibilité des configurations articulaires est-elle associée à une amélioration fonctionnelle ?

La réponse à l'ensemble de ces questions nécessite des investigations supplémentaires et offre des perspectives d'applications dans le domaine clinique.

IV.5.E. Evaluation de la manipulabilité

Seul l'indice W_{B1} , relatif au volume de l'ellipsoïde, semble être plus important pour les patients tétraplégiques par rapport aux sujets valides, et plus particulièrement au cours de la phase « Milieu », suggérant ainsi une plus grande capacité à générer des variations de déplacement. Du fait que cet indice soit directement dépendant de la posture, cette différence peut être directement corrélée aux différences angulaires observées lors de l'analyse cinématique. Il semblerait que les postures adoptées par les patients, qui diffèrent notamment au niveau de la protraction/rétraction de la clavicule, du plan d'élévation et de la rotation axiale de l'humérus ainsi qu'au niveau de la flexion/extension de l'avant-bras, induisent des capacités de déplacements supérieures à celles adoptées par les sujets valides. De plus, l'indice W_{B2} indique une forme de l'ellipsoïde très aplatie ($W_{B2} > 0.80$) suggérant l'existence de directions préférentielles de mouvement. Comme le montre W_{Bdir} , la direction privilégiée n'est pas celle du mouvement du fait des valeurs très faibles, indiquant que celles qui le sont, sont perpendiculaires à cette direction (ellipsoïde de forme identique à celle présentée dans le chapitre III). Cependant, tels qu'ils sont là, les indices de manipulabilité ne permettent qu'une caractérisation des possibilités théoriques de mouvements en fonction de la posture adoptée et non des capacités réelles des sujets à générer des vitesses suivant chacune des directions. Il serait donc intéressant dans une prochaine approche de mesurer réellement ces capacités, soit en proposant un protocole de mesure spécifique aux mesures de vitesse en fonction de chaque axe, soit en contraignant directement le mouvement au niveau de sa vitesse d'exécution afin

de caractériser de manière encore plus précise les capacités motrices des patients atteints de tétraplégie.

IV.6. Conclusion

Dans ce second protocole nous nous sommes intéressés à l'évaluation des coordinations motrices chez des patients tétraplégiques en étudiant les synergies articulaires. Les analyses électromyographique et cinématique ont permis de mettre en évidence des différences mais également des similitudes au niveau de l'organisation du mouvement chez ces patients par rapport à un groupe de sujets contrôles. L'analyse UCM suggère que malgré une réduction des capacités motrices et le développement de mécanismes compensatoires, les sujets atteints de tétraplégies ont éventuellement conservé ou rétabli une structure de la variance similaire à celle des sujets valides caractérisant la plasticité et l'adaptabilité du système nerveux central et musculo-squelettique. Un tel résultat peut être un argument en faveur de l'hypothèse proposée par Hoffmann (Hoffmann et al., 2006) selon laquelle il serait bénéfique de varier autant que possible les exercices de rééducation des patients afin de conserver à un degré le plus élevé possible cette flexibilité articulaire. D'autre part, cette approche UCM n'en est qu'à ses débuts dans le domaine clinique et semble offrir des perspectives prometteuses dans la recherche d'éléments de réponse qui permettrait de rendre encore plus efficaces la réhabilitation des patients suite à leur lésion.

Conclusion générale

Conclusion générale

L'ensemble de ce travail de thèse avait pour but de proposer une analyse biomécanique de la gestion de la redondance et des coordinations motrices du membre supérieur lors de la réalisation d'un mouvement de préhension. Pour cela nous avons utilisé deux indices quantitatifs issus de champs disciplinaires voisins de celui de la biomécanique nous permettant d'avoir une approche complémentaire et novatrice de ces phénomènes : le paradigme de l' « Uncontrolled Manifold », ou UCM, et la manipulabilité. Les conditions expérimentales ont été choisies afin de répondre à notre objectif principal : appliquer ces deux analyses à des mouvements contraints ou altérés afin d'identifier les modifications de la coordination motrice par rapport à des conditions contrôles. Dans cette optique, la première analyse était focalisée sur l'évaluation de l'effet d'une contrainte spatiale matérialisée par un obstacle lors de la phase d'approche d'un mouvement de préhension. La seconde étude visait à identifier la coordination motrice du membre supérieur de sujets atteints d'une lésion médullaire et souffrants de tétraplégie par une analyse combinée des paramètres électromyographiques (EMG) de certains muscles impliqués et des paramètres cinématiques. Pour cela, nous avons mis en place deux protocoles expérimentaux au cours desquels les angles articulaires du membre supérieur ainsi que le signal EMG ont été évalués par des outils d'analyses du mouvement précis et adaptés aux conditions de laboratoire et au domaine clinique.

Ainsi, dans le **premier chapitre**, de ce mémoire nous avons procédé à une large revue de littérature centrée sur les thèmes des coordinations motrices et du mouvement de préhension chez l'homme. Les différentes théories et principes de contrôle du geste ont été abordés aussi bien pour le sujet valide que pour les patients atteints de déficiences motrices, notamment ceux souffrant de tétraplégie. Cette analyse nous a permis de formuler nos objectifs de travail en faisant émerger une absence de travaux traitant des synergies articulaires définies comme des co-variations des variables élémentaires caractérisant un système, i.e. les angles articulaires dans le cadre de l'analyse du mouvement humain, afin de stabiliser des variables de performances particulières lors de l'exécution d'une tâche donnée.

Le **chapitre II** était entièrement dédié à la présentation des deux approches utilisées pour caractériser les coordinations motrices : l'analyse UCM et la manipulabilité. Pour chacune d'elles, une définition ainsi que le concept de base ont été détaillés et illustrés afin de connaître les besoins en termes de mesures du mouvement nécessaires à leur application. En combinant ces besoins aux différentes contraintes liées notamment au milieu médical, nous avons pu identifier les outils qui nous semblaient les mieux adaptés pour collecter nos données. Dans une seconde partie, nous avons présenté un modèle poly-articulé du membre supérieur intégrant les mouvements du tronc. Enfin, les différents aspects calculatoires de chacun des indices ainsi que leur interprétation ont été présentés dans le but de faciliter la compréhension des résultats obtenus pour chaque condition expérimentale.

Les deux chapitres suivants présentent les différents protocoles expérimentaux utilisés dans ce travail afin de répondre à nos objectifs. Ainsi, dans le **chapitre III**, nous avons abordé la question de l'influence d'une contrainte spatiale sur les coordinations motrices. Pour une condition contrôle et deux conditions intégrant la présence d'un obstacle sur la trajectoire du mouvement dont la hauteur était différente, nous avons calculé les indices relatifs à l'UCM et à la manipulabilité. Les résultats suggèrent une organisation particulière au niveau des synergies articulaires et des capacités de mouvement au niveau du poignet. En effet, il semblerait que des configurations articulaires équivalentes soient utilisées afin de stabiliser sa trajectoire tout en favorisant les directions autres que celle du mouvement en termes de capacité de déplacement. De plus, la présence de l'obstacle semble renforcer les synergies pour stabiliser la trajectoire du coude dans la seconde partie du mouvement correspondant au franchissement de l'obstacle. Ce renforcement se caractérise par une utilisation accrue de configurations articulaires équivalentes. Ce résultat suggère que l'augmentation de la flexibilité des configurations articulaires serait un mécanisme par lequel le système nerveux central pourrait prendre en compte la présence d'une contrainte spatiale. Parallèlement, la présence de l'obstacle entraîne des modifications de capacité de mouvement du poignet en accord avec l'hypothèse de flexibilité.

Le **chapitre IV** aborde, quant à lui, le second objectif de travail : l'effet d'une altération motrice sur les coordinations motrices du membre supérieur. Pour cela, nous avons appliqué la même analyse que celle effectuée dans le chapitre III en ajoutant une analyse EMG afin de caractériser la déficience motrice. Le protocole a été proposé à des sujets atteints de

tétraplégie, caractérisée par une lésion médullaire au niveau de la sixième vertèbre cervicale ainsi qu'à un groupe de sujets contrôles. Plusieurs directions et distances de saisie ont été considérées. L'analyse EMG a montré pour ces patients une compensation de la faiblesse ou la paralysie de certains muscles, le triceps brachial notamment, par une augmentation de l'activité relative des muscles de l'épaule. De plus, ces sujets présentent une décomposition de la variance des angles articulaires similaire à celle du groupe contrôle suggérant que, malgré la présence d'une déficience motrice, la flexibilité des configurations articulaire au cours de l'exécution du mouvement est toujours présente ou a été récupérée. De même pour la manipulabilité, les patients présentent de fortes similitudes avec les sujets valides avec, dans certains cas, des capacités de déplacement du poignet supérieures.

Les premières perspectives que nous pouvons envisager pour ce travail pourraient être d'ordre méthodologique. Premièrement, augmenter le nombre de participants serait intéressant afin de permettre une généralisation accrue des résultats expérimentaux. Dans la même lignée, il serait également intéressant d'augmenter le nombre d'essais réalisés pour chaque condition expérimentale afin de donner plus de poids à l'analyse des coordinations motrices dans le cadre de l'analyse UCM. Cependant, cette augmentation du nombre de répétitions peut être un problème pour les patients dans la mesure où cela pourrait générer un phénomène de fatigue non désiré, pouvant nuire au modèle. Le développement d'une approche basée sur l'UCM mais ne nécessitant qu'un faible nombre d'essais (voire un seul) pourrait alors constituer un défi attractif (Latash et Anson, 2006).

Du fait de la pluridisciplinarité des thèmes abordés au cours de ce travail de thèse, plusieurs autres perspectives peuvent être envisagées. D'une part, il serait intéressant de pouvoir simuler le mouvement humain de telle sorte qu'il présente cette décomposition particulière de la variance ($V_{UCM} > V_{ORT}$), intégrant ainsi cette notion de flexibilité des configurations articulaires qui semble être un paramètre important lors de l'exécution d'un mouvement. D'autre part, comme le suggère les résultats, cette flexibilité semble être un moyen pour le système nerveux central de prendre en compte plusieurs contraintes simultanément. De ce fait, l'intégration de cet indice pourrait permettre de gérer plusieurs contraintes en définissant un ordre de priorité lors de la simulation d'un mouvement. L'intégration d'un phénomène de fatigue musculaire pourrait également être une perspective intéressante pour de futures expérimentations. En plus de pouvoir étudier l'effet de cette

fatigue périphérique sur les coordinations motrices, cette analyse pourrait fournir des informations sur l'origine de cette flexibilité articulaire. Est-ce un phénomène directement planifié par le système nerveux central ou est-ce une propriété du système musculo-squelettique indépendant de la commande ?

Dans une visée plus appliquée, il semblerait tout à fait intéressant de renouveler les analyses en diversifiant au maximum les conditions expérimentales afin d'obtenir un panel exhaustif des capacités motrices de ces patients. L'objectif serait alors de fournir des informations quantitatives aux cliniciens révélant un niveau objectif de capacités motrices. Par exemple, ces données pourraient être utilisées pour des applications chirurgicales, notamment en proposant des arguments en faveur d'une technique particulière de transfert de tendon. En effet, cette opération, de plus en plus courante chez ces patients tétraplégiques, augmente considérablement leur niveau d'autonomie du fait de la récupération d'une extension volontaire du coude. Cependant, deux techniques différentes existent : un transfert soit à partir du biceps (Zancolli, 1979) soit à partir du deltoïde postérieur (Moberg, 1975), mais peu de données quantitatives sont disponibles quant à la meilleure solution.

L'utilisation de modèles de dynamique inverse pourrait être un bon moyen de compléter l'analyse des coordinations motrices en s'intéressant plus particulièrement aux couples d'interactions produits au cours du mouvement. Cette approche pourrait permettre entre autre de vérifier l'hypothèse proposée par Hoffmann (Hoffmann et al., 2006), selon laquelle l'extension du coude chez les sujets atteints de tétraplégie était possible par l'exploitation des couples d'interactions produits au niveau de l'épaule, phénomène observé pour des mouvements non redondants (Sainburg et Kalakanis, 2000; Dounskaia et al., 2002).

Une autre perspective relative aux programmes de réhabilitation peut être également envisagée. En effet comme le suggère Latash (Latash et Anson, 2006), l'utilisation des indices de synergies articulaires pourrait permettre de comparer de manière quantitative l'effet de plusieurs méthodes de rééducation fonctionnelle sur les coordinations motrices ainsi que de participer à l'élaboration de programmes de réhabilitation les plus adaptés pour un niveau d'atteinte particulier.

Bibliographie

Bibliographie

- Aalto H., Pyykko I., Ilmarinen R., Kahkonen E., Starck J.** (1990), Postural stability in shooters. *ORL; journal for oto-rhino-laryngology and its related specialties*. Vol 52, 232-8.
- Abend W., Bizzi E., Morasso P.** (1982), Human arm trajectory formation. *Brain*. Vol 105, 331-48.
- Acton J.D., McNally M.A.** (2001), Baumann's confusing legacy. *International Journal of the Care of the Injured*. Vol 32, 41-3.
- Admiraal M.A., Medendorp W.P., Gielen C.C.** (2002), Three-dimensional head and upper arm orientations during kinematically redundant movements and at rest. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung*. Vol 142, 181-92.
- 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, 417-25.
- Alexandrov A., Frolov A., Massion J.** (1998), Axial synergies during human upper trunk bending. *Experimental brain research*. Vol 118, 210-20.
- American Spinal Injury Association** (1992), Reference manual for the International standards for neurological classification of spinal cord injury. American Spinal Injury Association, Chicago.
- Angeles J., Lopez-Cajun C.S.** (1992), Kinematic isotropy and the conditioning index of serial robotic manipulators. *International Journal of Robotics Research*. Vol 11, 560-71.
- Atkeson C.G., Hollerbach J.M.** (1985), Kinematic features of unrestrained vertical arm movements. *Journal of Neuroscience*. Vol 5, 2318-30.
- Badler N.I., Palmer M.S., Bindiganavale R.** (1999), Animation control for real-time virtual humans. *Communications of the ACM*. Vol 42, 64-73.
- Baerlocher P., Boulic R.** (2004), An inverse kinematics architecture enforcing an arbitrary number of strict priority levels. Vol 20, 402-17.
- Begon M.** (2006), Analyse et simulation tridimensionnelle de mouvements cycliques sur un ergomètre spécifique au kayak. *Thèse, Université de Poitiers;PhD: 271.*
- Bendahan P.** (2006), Analyse biomécanique et simulation du mouvement de préhension en milieu encombré. *Thèse, Université de Paris XI.*
- Bernstein N.A.** (1967), The coordination and regulation of movements. Pergamon Press, London.
-

- Berret B., Darlot C., Jean F., Pozzo T., Papaxanthis C., Gauthier J.P.** (2008), The inactivation principle: mathematical solutions minimizing the absolute work and biological implications for the planning of arm movements. *PLoS computational biology*. Vol 4, e1000194.
- Biryukova E.V., Roby-Brami A., Frolov A.A., Mokhtari M.** (2000), Kinematics of human arm reconstructed from spatial tracking system recordings. *Journal of biomechanics*. Vol 33, 985-95.
- Bizzi E., Hogan N., Mussa-Ivaldi F.A., Giszter S.** (1992), Does the nervous system use the equilibrium point control to guide single and multiple joint movements. *Behavioral and Brain Sciences*. Vol 15, 603-13.
- Bonnefoy A., Louis N., Gorce P.** (2009), Muscle activation during a reach-to-grasp movement in sitting position: influence of the distance. *Journal of Electromyography and Kinesiology* Vol 19, 269-75.
- 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, 535-41.
- Braido P., Zhang X.** (2004), Quantitative analysis of finger motion coordination in hand manipulative and gestic acts. *Human movement science*. Vol 22, 661-78.
- Brenner E., Smeets J.B.** (1995), Moving one's finger to a visually specified position: target orientation influences the finger's path. *Experimental brain research*. Vol 105, 318-20.
- Bryson Jr. A.E., Ho Y.-C.** (1975), Applied Optimal Control: Optimization, Estimation and Control. Hemisphere Publishing Corporation, Washington D.C.
- Cappozzo A., Cappello A., Della Croce U., Pensalfini F.** (1997), Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction. *IEEE transactions on bio-medical engineering*. Vol 44, 1165-74.
- Cappozzo A., Catani F., Leardini A., Benedetti M.G., Croce U.D.** (1996), Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. Vol 11, 90-100.
- Castiello U., Badcock D.R., Bennett K.M.** (1999), Sudden and gradual presentation of distractor objects: differential interference effects. *Experimental brain research*. Vol 128, 550-6.
- Castiello U., Bennett K.M., Stelmach G.E.** (1993), Reach to grasp: the natural response to perturbation of object size. *Experimental brain research*. Vol 94, 163-78.
- Cavanagh P.R.** (1978), A technique for averaging center of pressure paths from a force platform. *Journal of biomechanics*. Vol 11, 487-91.
- Chaffin D.B.** (2002), On simulating human reach motions for ergonomics analysis. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing*. Vol 12, 235-47.
-

- Chao E.Y., Rim K., Smidt G.L., Johnston R.C.** (1970), The application of 4 x 4 matrix method to the correction of the measurements of hip joint rotations. *Journal of biomechanics*. Vol 3, 459-71.
- Chevallereau C., Khalil W.** (1988), A new method for the solution of the inverse kinematics of redundant robot. *Proceeding of the IEEE International Conference on Robotics and Automation* 37-42.
- Cheze L.** (1993), Contribution à l'étude cinématique et dynamique in vivo de structures osseuses humaines par l'exploration de données externes. *Thèse*, Université Claude Bernard Lyon 1.
- Cheze L., Fregly B.J., Dimnet J.** (1995), A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *Journal of biomechanics*. Vol 28, 879-84.
- Chiari L., Croce U.D., Leardini A., Cappozzo A.** (2005), Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 2: Instrumental errors. *Gait & Posture*. Vol 21, 197-211.
- Chiaverini S.** (1997), Singularity-Robust Task-Priority Redundancy Resolution for Real-time Kinematic Control of Robot Manipulators. Vol, 399-410.
- Chiaverini S., Oriolo G., Walker I., Siciliano B., Khatib O.** (2008), Kinematically redundant manipulators. Dans, *Handbook of robotics*. Springer Berlin / Heidelberg, 245-68.
- Chieffi S., Fogassi L., Gallese V., Gentilucci M.** (1992), Prehension movements directed to approaching objects: influence of stimulus velocity on the transport and the grasp components. *Neuropsychologia*. Vol 30, 877-97.
- Cirstea M.C., Mitnitski A.B., Feldman A.G., Levin M.F.** (2003), Interjoint coordination dynamics during reaching in stroke. Vol 151, 289-300.
- Clark J.E., Phillips S.J.** (1993), A longitudinal study of intralimb coordination in the first year of independent walking: a dynamical systems analysis. *Child development*. Vol 64, 1143-57.
- de Freitas S.M., Scholz J.P., Stehman A.J.** (2007), Effect of motor planning on use of motor abundance. *Neuroscience letters*. Vol 417, 66-71.
- Dean J., Bruwer M.** (1994), Control of human arm movements in two dimensions: paths and joint control in avoiding simple linear obstacles. *Experimental brain research*. Vol 97, 497-514.
- Delignières D., Nourrit D., Sioud R., Leroyer P., Zattara M., Micallef J.-P.** (1998), Preferred coordination modes in the first steps of the learning of a complex gymnastics skill. Vol 17, 221-41.
- Derave W., De Clercq D., Bouckaert J., Pannier J.L.** (1998), The influence of exercise and dehydration on postural stability. *Ergonomics*. Vol 41, 782-9.
- Desmurget M., Jordan M., Prablanc C., Jeannerod M.** (1997), Constrained and unconstrained movements involve different control strategies. *Journal of neurophysiology*. Vol 77, 1644-50.
- Desmurget M., Prablanc C.** (1997), Postural control of three-dimensional prehension movements. *Journal of neurophysiology*. Vol 77, 452-64.
-

-
- Desmurget M., Prablanc C., Jordan M.I., Jeannerod M.** (1999), Are reaching movements planned to be straight and invariant in the extrinsic space ? Kinematic comparison between compliant and unconstrained motions. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*. Vol 52, 981-1020.
- Domkin D., Laczko J., Djupsjobacka M., Jaric S., Latash M.L.** (2005), Joint angle variability in 3D bimanual pointing: uncontrolled manifold analysis. *Experimental brain research*. Vol 163, 44-57.
- Domkin D., Laczko J., Jaric S., Johansson H., Latash M.L.** (2002), Structure of joint variability in bimanual pointing tasks. *Experimental brain research*. Vol 143, 11-23.
- Doty K.L., Melchiorri C., Schwartz E.M., Bonivento C.** (1995), Robot manipulability. *Robotics and Automation, IEEE Transactions on*. Vol 11, 462-8.
- Dounskaia N., Ketcham C.J., Stelmach G.E.** (2002), Commonalities and differences in control of various drawing movements. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung*. Vol 146, 11-25.
- Duc S., Bertucci W., Pernin J.N., Grappe F.** (2008), Muscular activity during uphill cycling: effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *Journal of Electromyography and Kinesiology* Vol 18, 116-27.
- Dufour M.** (2002), Anatomie de l'appareil locomoteur, tome 2 : Membre supérieur. *Masson ed*, Paris.
- 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 orthopedique et reparatrice de l'appareil moteur*. Vol 84, 689-99.
- Ehara Y., Fujimoto H., Miyazaki S., Mochimaru M., Tanaka S., Yamamoto S.** (1997), Comparison of the performance of 3D camera systems II. *Gait and Posture*. Vol 5, 251-5.
- Ehara Y., Fujimoto H., Miyazaki S., Tanaka S., Yamamoto S.** (1995), Comparison of the performance of 3D camera systems. *Gait and Posture*. Vol 3, 166-9.
- Elliott D., Carson R.G., Goodman D., Chua R.** (1991), Discrete vs continuous visual control of manual aiming. *Human Movement Science*. Vol 10, 393-418.
- Fagg A.H., Arbib M.A.** (1988), Modeling parietal-premotor interactions in primate control of grasping. *Neural Networks*. Vol 11, 1277-303.
- Faivre A.** (2003), Conception et validation d'un nouvel outil d'analyse de la marche. *Thèse*, Université de Franche-Comté: 176.
- Fattal C.** (2004a), Critical review of the evaluation of the results of upper limb functional surgery in tetraplegia since 50 years. *Annales de réadaptation et de médecine physique*. Vol 47, 30-47.
- Fattal C.** (2004b), Motor capacities of upper limbs in tetraplegics: a new scale for the assessment of the results of functional surgery on upper limbs. *Spinal Cord*. Vol 42, 80-90.
-

- Fattal C., Thery J.M., Micallef J.P.** (2004), Validation of the motor capacities scale: a specific evaluation of manual abilities in tetraplegics who undergo functional surgery of the upper limbs. *Annales de réadaptation et de médecine physique*. Vol 47, 537-45.
- Feldman A.G.** (1986), Once more on the equilibrium-point hypothesis (lambda model) for motor control. *Journal of motor behavior*. Vol 18, 17-54.
- Flanagan J.R., Rao A.K.** (1995), Trajectory adaptation to a nonlinear visuomotor transformation: evidence of motion planning in visually perceived space. *Journal of neurophysiology*. Vol 74, 2174-8.
- Flash T., Hogan N.** (1985), The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *The Journal of Neuroscience* Vol 5, 1688-703.
- Fox C.R.** (1990), Some visual influences on human postural equilibrium: binocular versus monocular fixation. *Perception & psychophysics*. Vol 47, 409-22.
- Friden J., Reinholdt C.** (2008), Current concepts in reconstruction of hand function in tetraplegia. *Scandinavian Journal of Surgery*. Vol 97, 341-6.
- Gefen J.Y., Gelmann A.S., Herbison G.J., Cohen M.E., Schmidt R.R.** (1997), Use of shoulder flexors to achieve isometric elbow extension in C6 tetraplegic patients during weight shift. Vol 35, 308-13.
- Gelfand I.M., Latash M.L.** (1998), On the problem of adequate language in motor control. *Motor control*. Vol 2, 306-13.
- Gelfand I.M., Tsetlin M.L.** (1966), On mathematical modeling of the mechanisms of the central nervous system. Dans: *I.M. Gelfand VSG, S.V. Fomin, and M.L. Tsetlin. ed, Models of the Structural - Functional Organization of Certain Biological Systems*. Nauka, Moscow, 9–26.
- Gentilucci M., Castiello U., Corradini M.L., Scarpa M., Umilta C., Rizzolatti G.** (1991), Influence of different types of grasping on the transport component of prehension movements. *Neuropsychologia*. Vol 29, 361-78.
- 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, 71-82.
- Geronimi M.** (2008), Analyse biomécanique de la préhension chez la personne âgée : Effet des propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle sur les phases du mouvement. *Thèse*, Université du Sud Toulon-Var: 189.
- Geronimi M., Gorce P.** (2008), Ageing effects of kinematics in obstructed movement of prehension : influence of obstacle properties. *AMSE journals, modelling, measurement and control*. Vol 69, 1-9.
- 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*. Vol 67, 137-47.

- Gielen C.C., Vrijenhoek E.J., Flash T., Neggers S.F.** (1997), Arm position constraints during pointing and reaching in 3-D space. *Journal of neurophysiology*. Vol 78, 660-73.
- Gorce P.** (2000), Approche biomécanique et robotique du mouvement chez l'homme. Dans, Mémoire d'habilitation à diriger des recherches. Université Paris Sud Orsay, 128.
- Gorce P., Bendahan P.** (2005), Bionics solution to learn arm reaching with collision avoidance. *International Journal of Applied Bionics and Biomechanics*. Vol 2, 87-96.
- Gorce P., Fontaine J.G.** (1996), Design methodology approach for flexible grippers. *Journal of Intelligent and Robotic Systems*. Vol 15, 307-28.
- Gorce P., Rezzoug N.** (2000), Numerical method applied to object tumbling with multi-body systems. *Computational Mechanics*. Vol 24, 426-34.
- Gorce P., Vanel O.** (1997), Behaviour Synthesis of the Erect Stance for a Biped Control. *Journal of intelligent & robotic systems*. Vol 18, 127-45.
- Gorce P., Villard C., Fontaine J.G.** (1994), Grasping, coordination and optimal force distribution in multifingered mechanisms. *Robotica*. Vol 12, 243-51.
- Gottlieb G.L., Song Q., Hong D.A., Almeida G.L., Corcos D.** (1996a), Coordinating movement at two joints: a principle of linear covariance. *Journal of neurophysiology*. Vol 75, 1760-4.
- Gottlieb G.L., Song Q., Hong D.A., Corcos D.M.** (1996b), Coordinating two degrees of freedom during human arm movement: load and speed invariance of relative joint torques. *Journal of neurophysiology*. Vol 76, 3196-206.
- Grea H., Desmurget M., Prablanc C.** (2000), Postural invariance in three-dimensional reaching and grasping movements. *Experimental brain research*. Vol 134, 155-62.
- Gronley J.K., Newsam C.J., Mulroy S.J., Rao S.S., Perry J., Helm M.** (2000), Electromyographic and kinematic analysis of the shoulder during four activities of daily living in men with C6 tetraplegia. *Journal of rehabilitation research and development*. Vol 37, 423-32.
- Haggard P., Wing A.** (1995), Coordinated responses following mechanical perturbation of the arm during prehension. *Experimental brain research*. Vol 102, 483-94.
- Haggard P., Wing A.** (1998), Coordination of hand aperture with the spatial path of hand transport. *Experimental brain research*. Vol 118, 286-92.
- Haggard P., Wing A.** (1991), Remote responses to perturbation in human prehension. *Neuroscience letters*. Vol 122, 103-8.
- Haken H., Kelso J.A., Bunz H.** (1985), A theoretical model of phase transitions in human hand movements. *Biological cybernetics*. Vol 51, 347-56.
- Hamilton A.F., Wolpert D.M.** (2002), Controlling the statistics of action: obstacle avoidance. *Journal of neurophysiology*. Vol 87, 2434-40.

- Hamou C., Shah N.R., DiPonio L., Curtin C.M.** (2009), Pinch and elbow extension restoration in people with tetraplegia: a systematic review of the literature. *The Journal of hand surgery*. Vol 34, 692-9.
- Hanafusa S., Yoshikawa T., Nakamura Y.** (1981), Analysis and control of control of articulated robot with redundancy. Vol 4, 1927-32.
- Hanson R.W., Franklin M.R.** (1976), Sexual loss in relation to other functional losses for spinal cord injuries males. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. Vol 57, 291-3.
- Harris C.M., Wolpert D.M.** (1998), Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature*. Vol 394, 780-4.
- Heintz S., Gutierrez-Farewik E.M.** (2007), Static optimization of muscle forces during gait in comparison to EMG-to-force processing approach. *Gait & posture*. Vol 26, 279-88.
- Higuchi T., Imanaka K., Hatayama T.** (2002), Freezing degrees of freedom under stress: kinematic evidence of constrained movement strategies. *Human movement science*. Vol 21, 831-46.
- Hof A.L., Elzinga H., Grimmius W., Halbertsma J.P.** (2005), Detection of non-standard EMG profiles in walking. *Gait & posture*. Vol 21, 171-7.
- Hoff B., Arbib M.A.** (1993), Models of Trajectory Formation and Temporal Interaction of Reach and Grasp. *Journal of motor behavior*. Vol 25, 175-92.
- Hoffmann G., Laffont I., Hanneton S., Roby-Brami A.** (2006), How to extend the elbow with a weak or paralyzed triceps: control of arm kinematics for aiming in C6-C7 quadriplegic patients. *Neuroscience*. Vol 139, 749-65.
- Hollerbach J.M., Atkeson C.G.** (1985), Characterization of joint interpolated arm movements. Dans: *Fromm HHC ed, Experimental Brain Research Series : Generation and Modulation of Action Patterns*. Springer Berlin; 15, 41-54.
- Hollerbach M.J., Flash T.** (1982), Dynamic interactions between limb segments during planar arm movement. *Biological cybernetics*. Vol 44, 67-77.
- Hore J., Watts S., Vilis T.** (1992), Constraints on arm position when pointing in three dimensions: Donders' law and the Fick gimbal strategy. *Journal of neurophysiology*. Vol 68, 374-83.
- Ivanenko Y.P., Poppele R.E., Lacquaniti F.** (2004), Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *The Journal of physiology*. Vol 556, 267-82.
- Jacquier-Bret J., Rezzoug N., Gorce P.** (2009), Adaptation of joint flexibility during a reach-to-grasp movement. *Motor Control*. Vol 13, 342-61.
- Jacquier-Bret J., Rezzoug N., Gorce P.** (2008), Synergies during reach-to-grasp: a comparative study between healthy and C6-C7 quadriplegic subjects. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. Vol 2008, 5366-9.
- Jansen E.C.** (1988), Postural stability by foot-to-ground force measurement. *Danish medical bulletin*. Vol 35, 479-93.

- Jansen E.C., Vittas D., Hellberg S., Hansen J.** (1982), Normal gait of young and old men and women. Ground reaction force measurement on a treadmill. *Acta orthopaedica Scandinavica*. Vol 53, 193-6.
- Janssen-Potten Y.J., Seelen H.A., Bongers-Janssen H.M., van der Woude L.H.** (2008), Assessment of upper extremity muscle function in persons with tetraplegia. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Vol 18, 516-26.
- Jaric S., Latash M.L.** (1998), Learning a motor task involving obstacles by a multi-joint, redundant limb: two synergies within one movement. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Vol 8, 169-76.
- Jaric S., Latash M.L.** (1999), Learning a pointing task with a kinematically redundant limb: Emerging synergies and patterns of final position variability. *Human movement science*. Vol 18, 819-38.
- Jeannerod M.** (1981), Specialized channels for cognitive responses. *Cognition*. Vol 10, 135-7.
- Jeannerod M.** (1984), The timing of natural prehension movements. *Journal of motor behavior*. Vol 16, 235-54.
- Jeannerod M., Prablanc C.** (1983), Visual control of reaching movements in man. *Advances in neurology*. Vol 39, 13-29.
- Johansson R.S., Cole K.J.** (1992), Sensory-motor coordination during grasping and manipulative actions. *Current opinion in neurobiology*. Vol 2, 815-23.
- Jordan M.I.** (1988), Supervised learning and systems with excess degrees of freedom. *Technical Report: UM-CS-1988-027*, Université du Massachusetts.
- Kamina P.** (1990), Anatomie clinique : Tome 1, Anatomie générale - Membres. *Maloine ed*, Paris.
- Kawato M.** (1990), An optimization and learning in neural network for formation and control of coordinated movement. *ATR Technical report, TA-A-0086*.
- Kawato M.** (1993), Optimization and learning in neural networks for formation and control of coordinated movement. Dans, Attention and performance XIV (silver jubilee volume): synergies in experimental psychology, artificial intelligence, and cognitive neuroscience. MIT Press, 821-49.
- Kelso J.A., Buchanan J.J., Wallace S.A.** (1991), Order parameters for the neural organization of single, multijoint limb movement patterns. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung*. Vol 85, 432-44.
- Kelso J.S.** (1995), Dynamic patterns: the self-organization of brain and behavior. MIT Press, Cambridge.
- Khrantsov P.I.** (1995), Relationship between indicators of equilibrium function and spatial-form perception in children with posture disorders. *Gigiena i sanitarii*. Vol, 15-6.
- Kirk D.E.** (1970), Optimal control theory: an introduction. Englewood Cliffs.
-

- Klein Breteler M.D., Hondzinski J.M., Flanders M.** (2003), Drawing sequences of segments in 3D: kinetic influences on arm configuration. *Journal of neurophysiology*. Vol 89, 3253-63.
- Konczak J., Vander Velden H., Jaeger L.** (2009), Learning to play the violin: motor control by freezing, not freeing degrees of freedom. *Journal of motor behavior*. Vol 41, 243-52.
- Koshland G.F., Galloway J.C.** (1998), A Novel Muscle Strategy for Normal-like Kinematics of Arm Reaching in a Person after Spinal-cord Injury. *Society for Neuroscience*. Vol 24, 1665.
- Koshland G.F., Galloway J.C., Farley B.** (2005), Novel muscle patterns for reaching after cervical spinal cord injury: a case for motor redundancy. *Experimental brain research*. Vol 164, 133-47.
- Krishnamoorthy V., Goodman S., Zatsiorsky V., Latash M.L.** (2003), Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons: identification of muscle modes. *Biological cybernetics*. Vol 89, 152-61.
- Krishnamoorthy V., Latash M.L., Scholz J.P., Zatsiorsky V.M.** (2004), Muscle modes during shifts of the center of pressure by standing persons: effect of instability and additional support. *Experimental brain research*. Vol 157, 18-31.
- Krishnamoorthy V., Scholz J.P., Latash M.L.** (2007), The use of flexible arm muscle synergies to perform an isometric stabilization task. *Clinical Neurophysiology*. Vol 118, 525-37.
- Kronberg M., Nemeth G., Brostrom L.A.** (1990), Muscle activity and coordination in the normal shoulder. An electromyographic study. *Clinical orthopaedics and related research*. Vol, 76-85.
- 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, 457-64.
- Kurz M.J., Stergiou N.** (2002), Effect of normalization and phase angle calculations on continuous relative phase. *Journal of biomechanics*. Vol 35, 369-74.
- Lacquaniti F., Soechting J.F.** (1982), Coordination of arm and wrist motion during a reaching task. *The Journal of Neuroscience*. Vol 2, 399-408.
- Lacquaniti F., Soechting J.F., Terzuolo S.A.** (1986), Path constraints on point-to-point arm movements in three-dimensional space. *Neuroscience*. Vol 17, 313-24.
- Laffont I., Briand E., Dizien O., Combeaud M., Bussel B., Revol M., Roby-Brami A.** (2000), Kinematics of prehension and pointing movements in C6 quadriplegic patients. *Spinal Cord*. Vol 38, 354-62.
- Latash M.** (2000), There is no motor redundancy in human movements. There is motor abundance. *Motor control*. Vol 4, 259-60.
- Latash M.L.** (2007), Learning motor synergies by persons with Down syndrome. *Journal of Intellectual Disabilities*. Vol 51, 962-71.

- Latash M.L.** (1988a), Spectral analysis of the electromyogram (EMG) in spinal cord trauma patients: I: Different types of the EMG and corresponding spectra. *Electromyography and clinical neurophysiology*. Vol 28, 319-27.
- Latash M.L.** (1988b), Spectral analysis of the electromyogram (EMG) in spinal cord trauma patients: II. Motor unit and interference EMG power spectra. *Electromyography and clinical neurophysiology*. Vol 28, 329-34.
- Latash M.L., Anson J.G.** (2006), Synergies in health and disease: relations to adaptive changes in motor coordination. *Physical therapy*. Vol 86, 1151-60.
- Latash M.L., Danion F., Scholz J.F., Zatsiorsky V.M., Schoner G.** (2003), Approaches to analysis of handwriting as a task of coordinating a redundant motor system. *Human movement science*. Vol 22, 153-71.
- Latash M.L., Scholz J.F., Danion F., Schoner G.** (2002a), Finger coordination during discrete and oscillatory force production tasks. *Experimental brain research*. Vol 146, 419-32.
- Latash M.L., Scholz J.P., Schoner G.** (2002b), Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. *Exercise and sport sciences reviews*. Vol 30, 26-31.
- Latash M.L., Scholz J.P., Schoner G.** (2007), Toward a new theory of motor synergies. *Motor control*. Vol 11, 276-308.
- Li Z.M.** (2006), Functional degrees of freedom. *Motor control*. Vol 10, 301-10.
- Liebermann D.G., Biess A., Friedman J., Gielen C.C., Flash T.** (2006a), Intrinsic joint kinematic planning. I: reassessing the Listing's law constraint in the control of three-dimensional arm movements. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung*. Vol 171, 139-54.
- Liebermann D.G., Biess A., Gielen C.C., Flash T.** (2006b), Intrinsic joint kinematic planning. II: hand-path predictions based on a Listing's plane constraint. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung*. Vol 171, 155-73.
- 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, 129-34.
- Ma S., Feldman A.G.** (1995), Two functionally different synergies during arm reaching movements involving the trunk. *Journal of neurophysiology*. Vol 73, 2120-2.
- Maciejewski A.A., Klein C.A.** (1985), Obstacle Avoidance for Kinematically Redundant Manipulators in Dynamically Varying Environments. *International Journal of Robotics Research*. Vol 4, 109-17.
- Mah C.D., Hulliger M., Lee R.G., O'Callaghan I.S.** (1994), Quantitative analysis of human movement synergies: constructive pattern analysis for gait. *Journal of motor behavior*. Vol 26, 83-102.
- Mansouri I., Ouali M.** (2009), A new homogeneous manipulability measure of robot manipulators, based on power concept. *Mechatronics*. Vol 19, 927-44.

- Marciello M.A., Herbison G.J., Cohen M.E., Schmidt R.** (1995), Elbow extension using anterior deltoids and upper pectorals in spinal cord-injured subjects. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. Vol 76.
- Marey E., Demeny M.** (1886), Mesure du travail mécanique effectué dans la locomotion de l'homme. *Compte-rendu de l'académie des sciences*. Vol 19, 905-9.
- Marteniuk R.G., Leavitt J.L., MacKenzie C.L., Athènes S.** (1990), Functional relationships between grasp and transport components in a prehension task. *Human Movement Science*. Vol 9, 149-76.
- Maurel W., Thalmann D.** (2000), Human shoulder modeling including scapulothoracic constraint and joint sinus cones. *Computers and Graphics*. Vol 24, 203-18.
- McMahon P.J., Jobe F.W., Pink M.M., Brault J.R., Perry J.** (1996), Comparative electromyographic analysis of shoulder muscles during planar motions: anterior glenohumeral instability versus normal. *Journal of shoulder and elbow surgery*. Vol 5, 118-23.
- Meskers C.G., Fraterman H., van der Helm F.C., 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, 629-33.
- Meskers C.G., van der Helm F.C., Rozendaal L.A., Rozing P.M.** (1998), In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. *Journal of biomechanics*. Vol 31, 93-6.
- 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, 219-34.
- Michel-Pellegrino V., Amoud H., Hewson D.J., Duchene J.** (2006), Identification of a degradation in postural equilibrium invoked by different vibration frequencies on the tibialis anterior tendon. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. Vol 1, 4047-50.
- Missaoui B., Portero P., Bendaya S., Hanktie O., Thoumie P.** (2008), Posture and equilibrium in orthopedic and rheumatologic diseases. *Clinical neurophysiology*. Vol 38, 447-57.
- Mitra S., Amazeen P.G., Turvey M.T.** (1998), Intermediate motor learning as decreasing active (dynamical) degrees of freedom. Vol 17, 17-65.
- Moberg E.** (1975), Surgical treatment for absent single-hand grip and elbow extension in quadriplegia. *Journal of Bone & Joint Surgery, American Volume*. Vol 57, 196-206.
- Molina-Vilaplana J., Lopez Coronado J.** (2006), A neural network model for coordination of hand gesture during reach to grasp. *Neural Networks*. Vol 19, 12-30.
- 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, 497-501.
- Monnier G.** (2004), Simulation de mouvements humains complexes et prédiction de l'inconfort associé –

Application à l'évaluation ergonomique du bouclage de la ceinture de sécurité. *Thèse*, INSA;PhD.

Morasso P. (1981), Spatial control of arm movements. *Experimental brain research*. Vol 42, 223-7.

Muybridge E. (1887), Animal locomotion. *LS RiB ed*, Dover.

Nait Chabane K. (2006), Exploitation de la redondance pour la commande coordonnée d'un manipulateur mobile d'assistance aux personnes handicapées. *Thèse*, Université d'Evry – Val d'Essonne: 156.

Nakamura Y., Hanafusa H. (1986), Inverse Kinematics Solutions with Singularity Robustness for Robot Manipulator. *Control Journal Dynamic Systems, Measurement, and Control*. Vol 108

163-71

Newell K.M., Broderick M.P., Deutsch K.M., Slifkin A.B. (2003), Task goals and change in dynamical degrees of freedom with motor learning. *Journal of experimental psychology*. Vol 29, 379-87.

Newell K.M., Vaillancourt D.E. (2001), Dimensional change in motor learning. *Human movement science*. Vol 20, 695-715.

Newell K.M., van Emmerik R.E.A. (1989), The acquisition of coordination: Preliminary analysis of learning to write. *Human Movement Science*. Vol 8, 17-32.

Newton I. (1687), *Philosophiae Naturalis Principia Mathematica*.

O'Brien J.F., Bodenheimer B.E., Brostow G.J., Hodgins J.K. (2000), Automatic Joint Parameter Estimation from Magnetic Motion Capture Data. *Proceedings of Graphics Interface*, Montreal, Quebec, Canada 53-60.

Oyama E., Tachi S. (1999a), Coordinate transformation learning of hand position feedback controller by using change of position error norm. *Advances in Neural Information Processing Systems 11*, MIT Press.

Oyama E., Tachi S. (1999b), Inverse kinematics model learning by modular architecture neural network. *Proceedings of the International Joint Conference on Neural Networks*, Washington DC.

Oztop E., M.A.Arbib M.A. (2002), Schema design and implementation of the grasp-related mirror neuron system. Vol 87, 116-40.

Palluel-Germain R. (2004), Planification et contrôle de la trajectoire d'un mouvement d'atteinte de cible : Influence des contraintes visuelles. *Thèse*, Université Pierre Mendès France.

Paloski W.H., Reschke M.F., Black F.O., Doxey D.D., Harm D.L. (1992), Recovery of postural equilibrium control following spaceflight. *Annals of the New York Academy of Sciences*. Vol 656, 747-54.

-
- Paraskevas G., Papadopoulos A., Papaziogas B., Spanidou S., Argiriadou H., Gigis J.** (2004), Study of the carrying angle of the human elbow joint in full extension: a morphometric analysis. Vol 26, 19-23.
- Paulignan Y., Frak V.G., Toni I., Jeannerod M.** (1997), Influence of object position and size on human prehension movements. *Experimental brain research*. Vol 114, 226-34.
- Paulignan Y., Jeannerod M.** (1996), Prehension movements : The visuomotor channels hypothesis revisited. Dans: *A.M. Wing PHJRF ed, Hand and brain : the neurophysiology and psychology of hand movements*. Academic Press, London, 265-82.
- Paulignan Y., Jeannerod M., MacKenzie C., Marteniuk R.** (1991), Selective perturbation of visual input during prehension movements. 2. The effects of changing object size. *Experimental brain research*. Vol 87, 407-20.
- Pontryagin L.S., Boltyanskii V.G., Gamkrelidze R.V., Mishchenko E.F.** (1964.), *The Mathematical Theory of Optimal Processes*. Pergamon Press, New York, . Pergamon Press, New York, .
- Prablanc C., Desmurget M., Grea H.** (2003), Neural control of on-line guidance of hand reaching movements. *Progress in brain research*. Vol 142, 155-70.
- Prablanc C., Echallier J.F., Komilis E., Jeannerod M.** (1979), Optimal response of eye and hand motor systems in pointing at a visual target. I. Spatio-temporal characteristics of eye and hand movements and their relationships when varying the amount of visual information. *Biological cybernetics*. Vol 35, 113-24.
- Pudio P., Barbier F., Angué J.C.** (1998), Assessing co-ordination of rowers. Vol 31, 179-.
- Pudio P., Barbier F., Angué J.C.** (1998), Assessing co-ordination of rowers. Vol 31, 179-.
- Pudio P., Lempereur M., Gorce P., Lepoutre F.-X.** (2009), A new method for simulating the car-entering movement. *International Journal of Vehicle Design (IJVD)-special issue on digital human modeling and simulation, and applications in vehicle design, . International Journal of Vehicle Design (IJVD)-special issue on digital human modeling and simulation, and applications in vehicle design* Vol 51, 341-58.
- Reft J., Hasan Z.** (2002), Trajectories of target reaching arm movements in individuals with spinal cord injury: effect of external trunk support. Vol 40, 186-91.
- Reisman D.S., Scholz J.P.** (2006), Workspace location influences joint coordination during reaching in post-stroke hemiparesis. *Experimental brain research*. Vol 170, 265-76.
- Remy-Neris O., Milcamps J., Chikhi-Keromest R., Thevenon A., Bouttens D., Bouilland S.** (2003), Improved kinematics of unrestrained arm raising in C5-C6 tetraplegic subjects after deltoid-to-triceps transfer. *Spinal Cord*. Vol 41, 435-45.
- Revol M., Cormerais A., Laffont I., Pedelucq J.P., Dizien O., Servant J.M.** (2002), Tendon transfers as applied to tetraplegia. *Hand clinics*. Vol 18, 423-39.
- Revol M., Cormerais A., Laffont I., Pedelucq J.P., Dizien O., Servant J.M.** (2008), Upper limb surgery for tetraplegia: assessment of a 10-point strategy. *Chirurgie de la main*. Vol 27, 97-103.
-

- Rezzoug N., Gorce P.** (1999), Dynamic control of pushing operation. *Robotica*. Vol 17, 613-20.
- 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, 817-34.
- Rezzoug N., Gorce P.** (2008), Prediction of fingers posture using artificial neural networks. *Journal of biomechanics*. Vol 41, 2743-9.
- Rezzoug N., Gorce P.** (2009), A reinforcement learning based neural network architecture for obstacle avoidance in multi-fingered grasp synthesis. *Neurocomputing*. Vol 72, 1229-41.
- Richards J.G.** (1999), The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. *Human Movement Science*. Vol 18, 589-602
- Rosenbaum D.A., Loukopoulos L.D., Meulenbroek R.G., Vaughan J., Engelbrecht S.E.** (1995), Planning reaches by evaluating stored postures. *Psychological review*. Vol 102, 28-67.
- Rosenbaum D.A., Meulenbroek R.G., Vaughan J., Jansen C.** (1999a), Coordination of reaching and grasping by capitalizing on obstacle avoidance and other constraints. *Experimental brain research*. Vol 128, 92-100.
- Rosenbaum D.A., Meulenbroek R.J., Vaughan J.** (1999b), Remembered positions: stored locations or stored postures? *Experimental brain research*. Vol 124, 503-12.
- Rosenbaum D.A., Meulenbroek R.J., Vaughan J., Jansen C.** (2001), Posture-based motion planning: applications to grasping. *Psychological review*. Vol 108, 709-34.
- Rosenbaum D.A., Slotta J.D., Vaughan J., Plamondon R.J.** (1991), Optimal movement selection. *Psychological Science*. Vol 2, 86-91.
- Rossetti Y., Stelmach G., Desmurget M., Prablanc C., Jeannerod M.** (1994), The effect of viewing the static hand prior to movement onset on pointing kinematics and variability. *Experimental brain research*. Vol 101, 323-30.
- Sabes P.N.** (1996), The planning of visually guided arm movements: feedback perturbation and obstacle avoidance studies. Vol.
- Sabes P.N., Jordan M.I.** (1997), Obstacle avoidance and a perturbation sensitivity model for motor planning. *The Journal of Neuroscience*. Vol 17, 7119-28.
- Sahlstrand T., Ortengren R., Nachemson A.** (1978), Postural equilibrium in adolescent idiopathic scoliosis. *Acta orthopaedica Scandinavica*. Vol 49, 354-65.
- Sainburg R.L., Kalakanis D.** (2000), Differences in control of limb dynamics during dominant and nondominant arm reaching. *Journal of neurophysiology*. Vol 83, 2661-75.
- Saling M., Alberts J., Stelmach G.E., Bloedel J.R.** (1998), Reach-to-grasp movements during obstacle avoidance. *Experimental brain research*. Vol 118, 251-8.

- Saling M., Stelmach G.E., Mescheriakov S., Berger M.** (1996), Prehension with trunk assisted reaching. *Behavioural brain research*. Vol 80, 153-60.
- Sande de Souza L.A., Dionisio V.C., Lerena M.A., Marconi N.F., Almeida G.L.** (2009), The linear covariance between joint muscle torques is not a generalized principle. Vol 19, e171-9.
- Sanger T.D.** (2000), Human arm movements described by a low-dimensional superposition of principal components. *The Journal of Neuroscience* Vol 20, 1066-72.
- Santello M., Flanders M., Soechting J.F.** (1998), Postural hand synergies for tool use. *The Journal of Neuroscience*. Vol 18, 10105-15.
- Santello M., Soechting J.F.** (1998), Gradual molding of the hand to object contours. *Journal of neurophysiology*. Vol 79, 1307-20.
- Scholz J.P., Reisman D., Schoner G.** (2001), Effects of varying task constraints on solutions to joint coordination in a sit-to-stand task. *Experimental brain research*. Vol 141, 485-500.
- Scholz J.P., Schoner G.** (1999), The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Experimental brain research*. Vol 126, 289-306.
- Scholz J.P., Schoner G., Latash M.L.** (2000), Identifying the control structure of multijoint coordination during pistol shooting. *Experimental brain research*. Vol 135, 382-404.
- Schoner G.** (1990), A dynamic theory of coordination of discrete movement. *Biological cybernetics*. Vol 63, 257-70.
- Schöner G.** (1995), Recent developments and problems in human movement science and their conceptual implications. *Ecological Psychology*. Vol 8, 291–314.
- Schoner G., Kelso J.A.** (1988), Dynamic pattern generation in behavioral and neural systems. *Science (New York, N.Y.)*. Vol 239, 1513-20.
- Seay J.F., Haddad J.M., van Emmerik R.E., Hamill J.** (2006), Coordination variability around the walk to run transition during human locomotion. *Motor control*. Vol 10, 178-96.
- Seelen H.A., Potten Y.J., Drukker J., Reulen J.P., Pons C.** (1998), Development of new muscle synergies in postural control in spinal cord injured subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Vol 8, 23-34.
- SENIAM** (1999), European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, deliverable of the SENIAM project. H.J. Hermens et al., Roessingh Research and Development b.v. Vol.
- Senk M., Cheze L.** (2006), Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. Vol 21 Suppl 1, S3-8.
- Shrout P.E., Fleiss J.L.** (1979), Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological bulletin*. Vol 86, 420-8.
- Smeets J.B., Brenner E.** (1999), A new view on grasping. *Motor control*. Vol 3, 237-71.
-

- Soderkvist I., Wedin P.A.** (1993), Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *Journal of biomechanics*. Vol 26, 1473-7.
- Soechting J.F., Buneo C.A., Herrmann U., Flanders M.** (1995), Moving effortlessly in three dimensions: does Donders' law apply to arm movement? Vol 15, 6271-80.
- Soechting J.F., Flanders M.** (1997), Flexibility and repeatability of finger movements during typing: analysis of multiple degrees of freedom. *Journal of computational neuroscience*. Vol 4, 29-46.
- Soechting J.F., Flanders M.** (1993), Parallel, interdependent channels for location and orientation in sensorimotor transformations for reaching and grasping. *Journal of neurophysiology*. Vol 70, 1137-50.
- Soechting J.F., Lacquaniti F.** (1981), Invariant characteristics of a pointing movement in man. *The Journal of Neuroscience*. Vol 1, 710-20.
- Soechting J.F., Lacquaniti F.** (1983), Modification of trajectory of a pointing movement in response to a change in target location. *Journal of neurophysiology*. Vol 49, 548-64.
- St-Onge N., Feldman A.G.** (2003), Interjoint coordination in lower limbs during different movements in humans. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung*. Vol 148, 139-49.
- Steenbergen B., Marteniuk R.G., Kalbfleisch L.E.** (1995), Achieving Coordination in Prehension: Joint Freezing and Postural Contributions. *Journal of motor behavior*. Vol 27, 333-48.
- Stratford P.W., Goldsmith C.H.** (1997), Use of the standard error as a reliability index of interest: an applied example using elbow flexor strength data. *Physical therapy*. Vol 77, 745-50.
- Thomas C.K., del Valle A.** (2001), The role of motor unit rate modulation versus recruitment in repeated submaximal voluntary contractions performed by control and spinal cord injured subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Vol 11, 217-29.
- Thomas J.S., Corcos D.M., Hasan Z.** (2005), Kinematic and kinetic constraints on arm, trunk, and leg segments in target-reaching movements. *Journal of neurophysiology*. Vol 93, 352-64.
- Thorsen R.A., Occhi E., Boccardi S., Ferrarin M.** (2006), Functional electrical stimulation reinforced tenodesis effect controlled by myoelectric activity from wrist extensors. *Journal of rehabilitation research and development*. Vol 43, 247-56.
- Todorov E.** (2004), Optimality principles in sensorimotor control. *Nature neuroscience*. Vol 7, 907-15.
- Todorov E.** (2005), Stochastic optimal control and estimation methods adapted to the noise characteristics of sensorimotor system. *Neural Computation*. Vol 17, 1084-108.
- Todorov E., Jordan M.I.** (2002), Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nature neuroscience*. Vol 5, 1226-35.
- Tolani D., Goswami A., Badler N.I.** (2000a), Real-time inverse kinematics techniques for anthropomorphic limbs. Vol. 62. Academic Press, Inc., 353-88.

- Tolani D., Goswami A., Badler N.I.** (2000b), Real-time inverse kinematics techniques for anthropomorphic limbs. *Graphical models*. Vol 62, 353-88.
- Tresilian J.R.** (1998), Attention in action or obstruction of movement? A kinematic analysis of avoidance behavior in prehension. *Experimental brain research*. Vol 120, 352-68.
- Tseng Y., Scholz J.P., Schoner G.** (2002), Goal-equivalent joint coordination in pointing: affect of vision and arm dominance. *Motor control*. Vol 6, 183-207.
- Tseng Y.W., Scholz J.P., Schoner G., Hotchkiss L.** (2003), Effect of accuracy constraint on joint coordination during pointing movements. *Experimental brain research*. Vol 149, 276-88.
- Uno Y., Kawato M., Suzuki R.** (1989), Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. Minimum torque-change model. *Biological cybernetics*. Vol 61, 89-101.
- Valero-Cuevas F.J.** (2009), A Mathematical Approach to the Mechanical Capabilities of Limbs and Fingers. Dans, *Progress in Motor Control*. 619-33.
- Van Emmerik R.E.A., Newell K.M.** (1990), The influence of task and organismic constraints in intralimb and pen-point kinematics in a drawing task. *Acta psychologica* Vol 73, 171-90.
- Vanel O., Gorce P.** (1997), A new approach to dynamic posture control. *Robotica*. Vol 15, 449 - 59
- 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, 45-54.
- Vernazza-Martin S., Tricon V., Martin N., Mesure S., Azulay J.P., Le Pellec-Muller A.** (2008), Effect of aging on the coordination between equilibrium and movement: what changes? *Experimental brain research*. Vol.
- Wampler C.W.** (1986), Manipulator inverse kinematic solutions based on vector formulations and damped least-squares methods. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*. Vol SMC-16, 93-101.
- Wang J., Stelmach G.E.** (2001), Spatial and temporal control of trunk-assisted prehensile actions. *Experimental brain research*. Vol 136, 231-40.
- Wang X.** (1999), A behavior-based inverse kinematics algorithm to predict arm prehension postures for computer-aided ergonomic evaluation. *Journal of biomechanics*. Vol 32, 453-60.
- Wang X.** (2008), Contribution à la simulation du mouvement humain en vue d'applications en ergonomie. *Thèse*, Université Claude Bernard – Lyon I;HDR: 66.
- Wang X., Chevalot N., Monnier G., Ausejo S., Suescun Á., Celigüeta J.** (2005), Validation of a model-based motion reconstruction method developed in the Realman project. . Vol 2005-01-2743.
- Wang X., Maurin M., Mazet F., De Castro Maia N., Voinot K., Verriest J.P., Fayet M.** (1998), Three-dimensional modelling of the motion range of axial rotation of the upper arm. *Journal of biomechanics*. Vol 31, 899-908.

- Weir J.P.** (2005), Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *Journal of strength and conditioning research*. Vol 19, 231-40.
- Welman C.** (1993), Inverse kinematics and geometric constraints for articulated figure manipulation. *Thèse*, Simon Fraser Université.
- Wing A.** (1996), Anticipatory control of grip force in rapid arm movement. *Wing A, Haggard P and Flanagan JR eds. Academic press, San Diego.*
- Winter D.A.** (1990), Biomechanics and motor control of human movement. *Second Edition. David A. Winter JWS ed. Wiley-Interscience, New York.*
- Wolpert D.M., Ghahramani Z., Jordan M.I.** (1995), Are arm trajectories planned in kinematic or dynamic coordinates? An adaptation study. *Experimental brain research*. Vol 103, 460-70.
- Woodworth R.W.** (1899), The accuracy of voluntary movement. *Psychological review*. Vol 3, 1-119.
- Wu G., Siegler S., Allard P., Kirtley C., Leardini A., Rosenbaum D., Whittle M., D'Lima D.D., Cristofolini L., Witte H., Schmid O., Stokes I.** (2002), ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *Journal of biomechanics*. Vol 35, 543-8.
- Wu G., van der Helm F.C., Veeger H.E., Makhsous M., Van Roy P., Anglin C., Nagels J., Karduna A.R., McQuade K., Wang X., Werner F.W., Buchholz B.** (2005), ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics*. Vol 38, 981-92.
- Yang J., Marler R., Beck S., Abdel-Malek K., Kim J.** (2006), Real-Time Optimal Reach-Posture Prediction in a New Interactive Virtual Environment. Vol 21, 189-98.
- Yang J.F., Scholz J.P.** (2005), Learning a throwing task is associated with differential changes in the use of motor abundance. *Experimental brain research*. Vol 163, 137-58.
- Yokogawa R., K. H.** (2004), Manipulabilities of the Index Finger and Thumb in Three Tip-Pinch Postures. *Journal of Biomechanical Engineering*. Vol 126, Issue 2, 212 (8 pages) 212-9.
- Yoshikawa T.** (1983), Analysis and control of robot manipulator with redundancy. *Robotic research, The First International Symposium, MIT Press, 735-48.*
- Yoshikawa T.** (1985), Manipulability of Robotic Mechanisms. *The International Journal of Robotics Research*. Vol 4, 3-9.
- Zampagni M.L., Casino D., Zaffagnini S., Visani A.A., Marcacci M.** (2008), Estimating the elbow carrying angle with an electrogoniometer: acquisition of data and reliability of measurements. *Orthopedics*. Vol 31, 370.
- Zancolli E.** (1979), Quadriplegia. Dans: *Zancolli E ed, Structural and dynamic bases of hand surgery. Lippincott JB, Philadelphia, 263-83.*



***Publications
personnelles***

Publications personnelles

Revue internationale impactée à comité de lecture

Jacquier-Bret J, Rezzoug N, Gorce P (2009). *Adaptation of joint flexibility during a reach-to-grasp movement*. *Motor Control*. 13, 342-361.

Rezzoug N, Jacquier-Bret J, Gorce P (2009). A method for estimating human arm movement with two electromagnetic sensors. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, in Press.

Conférences internationales à comité de lecture avec publication d'actes:

Jacquier-Bret J, Rezzoug N, Vallier JM, Tournebise H, Gorce P (2009). Reach to grasp kinematics and EMG analysis for C6 quadriplegics: an assistance for clinicians in decision making. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. September 2-6, 2009. Minneapolis. USA.

Jacquier-Bret J, Rezzoug N, Gorce P (2008). Synergies during reach-to-grasp: a comparative study between healthy and C6-C7 quadriplegic subjects. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. August 20-24, 2008. Vancouver. Canada.

Jacquier-Bret J, Rezzoug N, Gorce P (2006). Stabilization of task variables during reach-to-grasp movements in a cluttered environment. *3rd International Conference on Enactive Interfaces* - November 20 & 21, 2006. Montpellier. France.

Conférence nationale comité de lecture avec publication d'actes:

Jacquier-Bret J, Rezzoug N, Vallier JM, Tournebise H, Gorce P (2009). A comparative study between C6-C7 quadriplegic and healthy subjects during the reach to grasp movement.

XXXIV^{ème} Congrès annuel de la Société de Biomécanique. 31 Aout, 1^{er} et 2 Septembre 2009. Toulon. France. Publié dans *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical engineering*, Vol 12 N° S1, 2009, pages 155-156.

Jacquier-Bret J, Rezzoug N, Vallier JM, Tournebise H, Gorce P (2009). Coordination study during a reach-to-grasp task involving quadriplegic patients: an EMG analysis. 24^{ème} Congrès de Médecine Physique et de Réadaptation - SOFMER. 15, 16 et 17 Octobre 2009. Lyon. France. Publié dans *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 52S (2009), page e121.

Jacquier-Bret J, Rezzoug N, Gorce P (2008). Reach-to-grasp: a comparative study between C6 C7 quadriplegic and healthy subjects. XXXIII^{ème} Congrès annuel de la Société de Biomécanique. 1^{er}, 2 et 3 Septembre 2008. Compiègne. France. Publié dans *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical engineering*, Suppl. 1, 2008, pages 119-120.

Jacquier-Bret J, Rezzoug N, Gorce P (2007). Effect of spatial constraints on the underlying joint coordination during reach-to-grasp movements: UCM analysis. XXXII^{ème} Congrès annuel de la Société de Biomécanique. 28 et 29 Août 2007. Lyon. France.

Biomechanical analysis of a constrained and altered reach-to-grasp movement: quantitative indexes of the motor redundancy

Through the assessment of quantitative indexes, this work focused on the biomechanical analysis of the upper limb redundancy and motor coordination during a reach-to-grasp movement. Based on the Uncontrolled Manifold approach, we considered, on one hand, a particular aspect of the synergies, i.e. the covariation of elemental variables of a system that lead to a stabilization of a particular performance variable. In this framework, it was hypothesized that degrees of freedom were not frozen as suggested by Bernstein but combined in order to ensure performance and stability. On the other hand, we used a robotic index, the manipulability, allowing the assessment of wrist displacement capacities during the grasping task. The aim of the present work was to study the motor coordination during constrained and altered upper limb movements through the evaluation of these two. In this framework, the first analysis consisted in evaluating the effect of a spatial constraint materialized by an obstacle during the transport phase of the reach-to-grasp movement. The second part consisted in identifying motor coordination of the upper limb for spinal cord injury patients, especially quadriplegic patients, using both kinematics and electromyographic (EGM) analyses. Two experiments were conducted to record kinematics and EMG activity of upper limb muscles with adapted apparatus. In the presence of an obstacle, results showed that wrist Cartesian trajectory was stabilized through flexible combination of joint synergy.. Also, the results showed an increase of goal equivalent configurations to stabilize the elbow trajectory when an obstacle was present. This result suggests that the increase of the joint angle flexibility may be a mechanism by which the central nervous system takes into account a spatial constraint during obstacle avoidance. In the same time, the increase of the manipulability of the wrist joint center was found. For quadriplegic patients, EMG analysis showed a compensation of the weakness or paralysis of particular muscles, particularly the triceps brachii, by an increase of the relative activation of the shoulder muscles. In addition, these subjects presented a variance decomposition similar to the one of the control group suggesting that, despite the presence of a motor deficiency, goal equivalent joint configuration during the execution of the movement are still present or have been recovered. Also, for manipulability, patients have strong similarities with the control group. Considering these results, we think that the exploration of synergies through the proposed indices could be an interesting tool to study the impact of external constraint and impairment on the biomechanical parameters of movement. These works open the way for interesting applications in the field of movement simulation by considering the variability of joint trajectories in relation to a performance variable. Also, they may be applied to the assessment of the coordination of impaired subjects in order to evaluate and improve rehabilitation programs by providing quantitative information on the contribution of all the degrees of freedom.

Keywords: Motor coordination, synergy, biomechanics, human, quadriplegia, reach-to-grasp, uncontrolled manifold, manipulability.

Analyse biomécanique du mouvement de préhension contraint et altéré : indices quantitatifs de la gestion de la redondance motrice

Au travers de l'évaluation d'indices quantitatifs, ce travail se focalise sur l'analyse biomécanique de la redondance et des coordinations motrices du membre supérieur lors de la réalisation du mouvement de préhension. En nous basant sur la théorie de « l'uncontrolled manifold », nous abordons, d'une part, un aspect particulier de la notion de synergie qui est relatif à la covariation des paramètres d'état du système afin de stabiliser une variable de performance. En effet, la thématique de la redondance motrice qui est une des caractéristiques principale du système musculo-squelettique a été récemment reformulée. Dans ce cadre, il est postulé que les degrés de liberté ne sont jamais éliminés comme le suggère la théorie proposée par Bernstein mais combinés afin d'assurer performance et flexibilité. D'autre part, nous utilisons un indice issu de la robotique, la manipulabilité permettant d'évaluer les capacités de déplacement du poignet au cours de ce mouvement de saisie. L'objectif de ce travail consiste à appliquer ces deux analyses à des mouvements contraints ou altérés afin d'identifier les modifications de la coordination motrice par rapport à des conditions contrôles. Dans cette optique, la première analyse consiste à évaluer l'effet d'une contrainte spatiale matérialisée par un obstacle lors de la phase d'approche d'un mouvement de préhension par une mesure des paramètres cinématiques du membre supérieur. La seconde étude vise à identifier la coordination motrice du membre supérieur de sujets atteints d'une lésion médullaire et souffrants de tétraplégie par une analyse combinée des paramètres électromyographiques (EMG) de certains muscles impliqués et des paramètres cinématiques. Pour cela nous avons mis en place deux protocoles expérimentaux au cours desquels les angles articulaires du membre supérieur ainsi que le signal EMG ont été évalués par des moyens adaptés. En présence d'un obstacle, nos résultats montrent de manière classique que la position du poignet est stabilisée au travers d'une synergie articulaire. De plus, il semble que la présence d'une contrainte spatiale renforce les synergies pour stabiliser la trajectoire du coude dans la seconde partie du mouvement correspondant au franchissement de l'obstacle. Ce renforcement se caractérise par une utilisation accrue de configurations articulaires équivalentes. Ce résultat suggère que l'augmentation de la flexibilité des configurations articulaires serait un mécanisme par lequel le système nerveux central pourrait prendre en compte la présence d'une contrainte spatiale. Parallèlement, la présence de l'obstacle entraîne des modifications de la manipulabilité du poignet. Pour les sujets souffrants de tétraplégie, l'analyse EMG a montré une compensation de la faiblesse ou la paralysie de certains muscles, le triceps brachial notamment, par une augmentation de l'activité relative des muscles de l'épaule. De plus, ces sujets présentent une décomposition de la variance des angles articulaires similaire à celle du groupe contrôle suggérant que, malgré la présence d'une déficience motrice, la flexibilité des configurations articulaire au cours de l'exécution du mouvement est toujours présente ou a été récupérée. De même pour la manipulabilité, les patients présentent de fortes similitudes avec les sujets valides avec, dans certains cas, des valeurs de manipulabilité du poignet supérieures. Ces résultats nous amènent à penser que l'étude des synergies au travers des indices proposés pourrait constituer un outil intéressant afin d'étudier l'impact d'une contrainte et d'une déficience motrice sur les paramètres biomécaniques du mouvement. Les présents travaux ouvrent des voies intéressantes pour des applications dans le domaine de la simulation du mouvement et de l'évaluation fonctionnelle de la coordination de sujets déficients moteurs en vue d'évaluer et améliorer la rééducation par l'apport d'informations quantitatives aux cliniciens.

Mots clés : Coordination motrice, synergie, biomécanique, humain, tétraplégie, préhension, uncontrolled manifold, manipulabilité.