



HAL
open science

Analyse biomécanique et simulation du mouvement de préhension : application aux mouvements altérés

Nasser Rezzoug

► **To cite this version:**

Nasser Rezzoug. Analyse biomécanique et simulation du mouvement de préhension : application aux mouvements altérés. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Toulon, 2014. tel-01102053v1

HAL Id: tel-01102053

<https://univ-tln.hal.science/tel-01102053v1>

Submitted on 12 Jan 2015 (v1), last revised 16 Jan 2015 (v2)

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

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

UNIVERSITE de TOULON

Habilitation à diriger des recherches

Spécialité : **Biomécanique**

**Analyse biomécanique et simulation du mouvement de
préhension : application aux mouvements altérés**

Présentée par

Nasser REZZOUG

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

Soutenue le 12 décembre 2014 devant le jury composé de :

Patrick LACOUTURE	PR	Université de Poitiers	<i>Rapporteur</i>
Frédéric MARIN	PR	Univ. Tech. Compiègne	<i>Rapporteur</i>
Philippe PUDLO	PR	Université de Valenciennes	<i>Rapporteur</i>
Brice ISABLEU	MCF HDR	Université Paris Sud 11	<i>Examinateur</i>
François PRINCE	Prof. Titulaire	Université de Montréal	<i>Examinateur</i>
Wafa SKALLI	PR	ENSAM ParisTech	<i>Examinateur</i>
Philippe GORCE	PR	Université de Toulon	<i>Directeur</i>

A Chiraz et Lila,

*Pierrot : C'est pas mauvais, cette petite potée.
Jean-Claude : Oui. Pas de quoi écrire une thèse.*

*Patrick Dewaere, Gérard Depardieu, Les Valsenses (1974), écrit par Bertrand Blier & Philippe
Dumarçay*

Remerciements

J'avais dit dans les remerciements de ma thèse de doctorat que j'étais heureux de disposer d'une tribune afin de pouvoir exprimer mes remerciements aux personnes qui m'ont aidé et soutenu. C'est encore plus vrai aujourd'hui.

Je vais commencer par ma femme, Chiraz, qui m'a vraiment soutenu lors de la rédaction de ce mémoire et qui s'est maintes fois occupée de notre fille Lila pendant que je rédigeais. Merci à toi pour ta patience (si...si...) et ta compréhension. Sans toi je n'y serais pas arrivé.

Maintenant Philippe. Tu as cru en moi et tu ne m'as jamais laissé tomber, je veux te remercier pour cela. Après ma thèse de doctorat, tu m'as permis d'intégrer des projets européens afin de continuer à développer ma thématique et « accessoirement » manger car mon objectif était de devenir enseignant/chercheur. Lors de ton départ à Toulon en tant que Professeur, tu m'as proposé de te suivre. Je n'ai pas regretté ce choix. Par la suite, j'ai pu co-encadrer des doctorats sous ta direction et ainsi pouvoir préparer l'habilitation. Les recherches présentées sont le fruit de notre travail commun et de notre collaboration. Parfois nous n'étions pas d'accord mais bien souvent tu avais raison et tu m'as ainsi évité de commettre pas mal d'erreurs. Je souhaite ainsi exprimer ma gratitude, mon respect et ma loyauté envers la personne, l'enseignant/chercheur et le directeur de laboratoire que tu es.

Je remercie chaleureusement les membres du jury, tous des personnalités reconnues dans leur champ thématique.

Je suis très heureux que le Pr. Patrick Lacouture, le Pr. Frédéric Marin et le Pr Philippe Pudlo aient accepté d'être les rapporteurs de mes travaux. J'ai beaucoup de respect pour vous et vos travaux de recherche toujours originaux et à la pointe de ce qui se fait en biomécanique. De plus, je vous apprécie en tant que personnes lorsque j'ai pu vous côtoyer lors de soutenances, lors des congrès et des réunions du CA de la Société de Biomécanique.

Pr. François Prince, j'ai rarement rencontré quelqu'un d'aussi accessible et humain alors que tu exerces de hautes responsabilités et que tu mènes des recherches de haut niveau. Toujours prêt à conseiller et motiver les plus jeunes et à transmettre ta passion de la recherche. Je suis très honoré que tu aies accepté d'être dans mon jury d'Habilitation.

Dr. Brice Isableu, je souhaite te remercier pour la collaboration que nous menons sur le lien entre biomécanique et contrôle moteur. Merci aussi pour l'opportunité que tu m'as offerte de co-encadrer Clint sur un de tes contrats doctoraux dont je présente une partie des travaux dans ce manuscrit. J'espère que tu pourras concrétiser tes aspirations le plus rapidement possible. Tes compétences reconnues en contrôle moteur enrichissent ce jury.

Je tiens enfin à remercier le Pr Wafa Skalli de sa présence dans ce jury. Votre persévérance et votre esprit d'innovation avec le système EOS et l'ensemble des recherches originales associées font de vous un modèle dont on s'inspire.

Je tiens aussi à remercier les étudiants que j'ai co-encadrés en thèse de doctorat ou de master 2 qui m'ont

tous apporté beaucoup. Tout d'abord, Julien Jacquier-Bret. Je suis content que tu aies été recruté en tant que MCF, tu le mérites amplement. Lorsque tu étais doctorant et par la suite, tu as été exemplaire et je t'apprécie tant pour tes qualités humaines que pour ton implication dans le cadre de la recherche et dans le laboratoire. Tu ne m'as jamais déçu et je suis content que tu sois maintenant un de mes pairs. Clint Hansen, j'ai beaucoup apprécié notre collaboration et je loue aussi bien ton savoir être que ta force de travail inépuisable qui m'a impressionné. Je te souhaite bonne chance pour la suite de ta carrière qui, je n'en doute pas, sera brillante.

Je remercie aussi les doctorants que je co-encadre actuellement : Karim Bakal, Khaireddine Ben Mansour Vincent Hernandez et Amina Rouis pour l'apport qu'ils contribuent à donner à mes travaux de recherche.

Je remercie Florian Savona, Benjamin Muzeau, et Anoir Kebir pour leurs travaux de Master.

Je n'oublie pas Nicolas Louis, qui outre ses qualités humaines, est un collègue apprécié qui m'a souvent aidé sur la mise en place des expérimentations notamment par l'usinage de pièces à l'IUT et par son apport au matériel du laboratoire. Un mot spécial pour Marie Géronimi, que j'ai connue étudiante et qui a fait un sacré chemin dans la recherche et développement en entreprise depuis cette fameuse soutenance de Maîtrise.

Un mot aussi pour Patrice et Franck, dits Fabrice et Patrick, pour les fameux « target tactile ». Dr. Patrice Bendahan, merci pour la collaboration avec ta société qui j'espère va prospérer davantage. Je pense aussi à mes collègues enseignants/chercheurs du laboratoire Mohamed Moncef Ben Khelifa, Hachem Amine Lamti et Olivier Gavarry. Olivier et Mohamed, vous êtes les prochains sur la liste.

Les travaux de recherche présentés dans ce mémoire sont issus de collaborations, je souhaite remercier les chercheurs qui y ont contribué :

le DR. Jean-Pierre Merlet et le CR David Daney dans le cadre de la thèse de doctorat de Karim Bakal à la lisière de la biomécanique et de la robotique,

Houcine Boubaker et le Dr Monji Kerallah pour la collaboration sur la modélisation 3D des trajectoires de la main,

Le Dr. Gentiane Venture pour les travaux menés sur la validation de sa méthode originale d'identification des paramètres inertiels du corps humain avec Clint, Brice et Philippe,

Le Pr Hubert Tournebise de l'hôpital Renée Sabran pour nous avoir permis d'analyser la motricité de personnes atteintes d'une lésion médullaire,

Le Pr Sylvie Gibet, le Pr. Franck Multon, le Dr. Nicolas Courty et le Dr. Alexis Héloir dans le cadre du projet Robea Hugex.

Table des matières

1. Curriculum vitae	21
1.1. Informations générales	21
1.2. Titres universitaires	21
1.3. Parcours	21
2. Activités dans l'unité de recherche de rattachement	22
2.1. Engagement au sein du laboratoire	22
2.2. Prime d'excellence scientifique	22
2.3. Jury de thèse	22
2.4. Commissions de spécialistes et comités de sélection	22
2.5. Coordination d'ouvrage	22
2.6. Relecture d'articles de journaux	23
2.6.1. Revues internationales	23
2.6.2. Revues nationales	23
2.7. Relecture d'articles pour des conférences	23
2.7.1. Conférences internationales	23
2.7.2. Conférences nationales	23
2.8. Relecture de dossiers scientifiques	23
2.9. Organisation lors de manifestations	24
2.10. Implication dans des groupements de recherche	24
3. Activités pédagogiques	24
3.1. Encadrements	24
3.1.1. Thèse de doctorat soutenue	24
3.1.2. Thèse de doctorat en cours	26
3.1.3. Master 2	27
3.1.4. Master 1	28
3.2. Enseignements	28
3.2.1. Avant ma nomination au poste de maître de conférences	28
3.2.2. Depuis ma nomination au poste de maître de conférences	29
3.3. Activités administratives, pédagogiques et fonctions électives	29
3.3.1. Responsabilités pédagogiques	29
4. Liste des publications	29
4.1. Revues internationales avec comité de lecture	30
4.2. Chapitres dans des ouvrages	31
5. Liste des communications	31
5.1. Conférences internationales avec comité de lecture et publication d'actes	31
5.2. Conférences nationales avec comité de lecture et publication de notes dans une revue, d'actes ou de CD rom	33
5.3. Rapports de contrats	36
6. Synthèse des travaux de recherche	37
7. Posture de la main et du membre supérieur : modèle d'apprentissage et mesure	41
7.1. Introduction	41
7.2. Apprentissage de la posture du membre supérieur	41
7.2.1. Revue de littérature	42
7.2.2. Définition du problème et hypothèses retenues	44
7.2.3. Approche retenue	45
7.2.4. Structure et principe du modèle	46
7.2.5. Cinématique inverse des doigts [CI 14]	47
7.2.6. Apprentissage par renforcement de l'attitude de la paume : le neurone SRV	47
7.2.7. Résultats de simulation de la posture de saisie de la main avec incertitude [RI 16], [RI 17], [RI 19], [RI 20], [CI 12], [CI 13] et [CN 24]	49
7.2.8. Détermination de la posture du membre supérieur complet sans collision avec des obstacles. [RI 11], [RI 13], [CI 9] et [CO 1]	51

7.2.8.1. Modèle du membre supérieur	52
7.2.8.2. Amélioration de l'apprentissage par le "façonnage"	53
7.2.8.3. Simulation	55
7.2.8.4. Extraction de « comportements » et renforcement	58
7.3. Vers un apprentissage des postures de la main [RI 12]	60
7.3.1. Mesure des mouvements de la main dans le cadre du projet Robea HUGEX [RI 14], [CI 8] et [CN 21]	61
7.3.2. Modèle d'apprentissage	62
7.3.3. Résultats	63
7.4. Discussion et conclusion	65
8. Analyse biomécanique du mouvement de préhension contraint et altéré : indices quantitatifs de la gestion de la redondance motrice	67
8.1. Introduction	67
8.2. Indices d'étude de la coordination motrice	68
8.2.1. Calcul de V_{UCM} et V_{ORT}	70
8.3. Indices d'étude de la performance posturale et motrice issus de la robotique	72
8.4. Gestion de la redondance motrice lors de la saisie avec obstacle [RI 10], [CN 20]	74
8.4.1. Présentation du protocole expérimental	76
8.4.2. Synthèse des résultats de l'analyse UCM	79
8.4.3. Analyse de la manipulabilité	83
8.4.4. Synthèse de l'analyse de la manipulabilité	85
8.4.5. Discussion	85
8.4.5.1. La structure de la variabilité articulaire	85
8.4.5.2. L'apport de la manipulabilité dans l'analyse des synergies	87
8.4.6. Conclusion	87
8.5. Gestion de la redondance motrice dans le cas d'une déficience motrice [RI 5], [CI 4], [CI 5], [CI 7], [CN 17] et [CN 19]	88
8.5.1. Analyse du mouvement chez le sujet atteint de tétraplégie	89
8.5.2. Sujets	91
8.5.3. Résultats	95
8.5.3.1. Synthèse des résultats de l'activation musculaire	95
8.5.3.2. Synthèse de l'analyse des paramètres cinématiques	95
8.5.3.3. Synthèse de l'analyse UCM	96
8.5.3.4. Synthèse de l'analyse de la manipulabilité	98
8.5.4. Discussion	98
8.5.4.1. Cinématique du poignet	98
8.5.4.2. Distance à l'objet	99
8.5.4.3. Réorganisation motrice au niveau musculaire	99
8.5.5. Adaptation de la coordination du membre supérieur	101
8.6. Discussion et conclusion	101
8.6.1. Manipulabilité lors de la propulsion en fauteuil roulant manuel [CN 13]	103
8.7. Indice postural de production de force : validation et application dans le cadre du mouvement altéré	105
8.7.1. Indice postural de production de force lors de la propulsion en fauteuil roulant manuel à bras [RI 6]	105
8.7.2. Indices biomécaniques globaux de capacité de génération de forces statiques et dynamiques [CI 2], [CN 4]	107
8.7.3. Comparaison d'indices de génération de forces basées sur la modélisation par rapport à leur mesure directe [CN 4]	109
8.8. Mouvement et tenseur d'inertie [RI 4], [RI 9], [CN 10], [CN 11] et [CN 12]	115
8.8.1. Contraintes de vitesse et variabilité d'axes d'intérêts [RI 9]	115
8.8.1.1. Résultats	118
8.8.2. Effet de la consigne initiale et de la latéralité sur la variabilité des axes [RI 4]	120
8.8.3. Effet de l'élévation de l'épaule sur la variabilité des axes	122
8.8.4. Effet d'une contrainte de précision et de temps sur la variabilité des axes	124
8.8.5. Discussion	125
9. Conclusions et perspectives	129
9.1. Perspectives de recherche	129
9.1.1. Simulation de la variabilité par modèle de type Uncontrolled manifold [CN 1]	129
9.1.2. Indices biomécaniques globaux de capacité de génération de forces statiques et dynamiques	130
9.1.3. Indices biomécaniques globaux mesurés par capteurs embarqués pour la prévention-santé et	

l'accompagnement des personnes âgées et/ou en situation de handicap [CN1-3] et [CI 1] _____ 131

10. Références bibliographiques _____ **133**

Table des illustrations

Figure 1 : A. Modèle 3D de la main, B. définition du problème à résoudre.....	44
Figure 2 : Architecture du modèle d'apprentissage de la posture de la main.....	46
Figure 3 : Evolution des paramètres d'apprentissage selon le niveau de bruit: A. Signal de renforcement et B. erreurs correspondantes (m).....	50
Figure 4 : Postures obtenues par le RNCM pour chaque tâche A. saisie du verre par le dessus à l'aide de 3 doigts, B. saisie du verre par le coté à l'aide de 4 doigts, C. saisie du parallélépipède rectangle à l'aide de 5 doigts.....	51
Figure 5 : A. Modèle complet du membre supérieur, B. Architecture globale du modèle incluant le bras et l'évitement d'obstacle.....	52
Figure 6 : Evolution des renforcements R_2 , R_3 et R_4 avec $R_1 = 0.99$ en fonction du nombre d'itérations (axes des abscisses) et d'interpénétrations noté C sur le schéma.....	53
Figure 7 : Environnements pour la tâche de saisie considérée.....	55
Figure 8 : Exemples d'évolution des paramètres d'apprentissage pour la tâche 1 obtenus avec A. R_1 , B. R_2 , C. R_3 et D. R_4	56
Figure 9 : Evolution du nombre d'interpénétrations lors d'une simulation utilisant R_3	57
Figure 10 : Posture du membre supérieur lors de la saisie d'un objet entouré de 3 obstacles.....	58
Figure 11 : Postures prototypiques obtenues à partir de l'algorithme LBG.....	58
Figure 12 : Groupement des postures selon la définition des signaux de renforcement.....	60
Figure 13 : Modèle cinématique de la main droite (articulation inter-phalangienne distale, IPP : articulation inter-phalangienne proximale, MCP : articulation métacarpo-phalangienne, CMC : articulation carpo-métacarpienne, FLEX-EXT : Flexion-extension, ABD-ADD : abduction-adduction, AXIAL ROT : rotation axiale).....	63
Figure 14 : Trajectoire simulée de l'extrémité de l'index A. trajectoire rectiligne de l'extrémité de l'index et espace de travail du doigt (chaque couleur correspond à un expert), B. Généralisation du réseau : relation entre la flexion ($^\circ$) des articulations inter-phalangiennes proximale (PIP) et distale (DIP) lors du mouvement rectiligne de l'extrémité du majeur. Le trait plein correspond aux points de l'ensemble d'apprentissage alors que les pointillés correspondent au mouvement simulé.....	64
Figure 15 : 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).	69
Figure 16: Passage de l'espace articulaire à l'espace de tâches.....	73
Figure 17 : Schéma du dispositif expérimental. S représente le sujet en posture initiale, main et avant-bras au repos sur la table.....	76
Figure 18: Profils moyens de vitesse présentés pour les trois conditions expérimentales sans obstacle (SO), avec petit obstacle (PO) et avec grand obstacle (GO) pour les trois articulations.....	80
Figure 19: Evolution des écart-types des trajectoires cartésiennes de chaque articulation dans chacune des trois conditions expérimentales.....	81
Figure 20: 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 radians au carré. Chaque rectangle représente la moyenne de l'ensemble des essais réalisés par tous les sujets.....	82
Figure 21 : 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.	82
Figure 22 : 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 %	84
Figure 23 : Evolution des trois indices de manipulabilité calculés au niveau du poignet en fonction des phases du mouvement pour chaque condition expérimentale.	84
Figure 24 : 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)	87
Figure 25: 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_{mi}) sur chacun des trois axes.	92
Figure 26 : Ergomètre développé pour mesurer les forces maximales des sujets. Représentation schématique à gauche et photographie d'ergomètre assemblé à droite.	93
Figure 27: Représentation schématique de postures standardisées lors du test de contractions isométriques volontaires maximales. P : face palmaire de la main. D : face dorsale de la main. Flèches rouges : direction de l'application de la force durant la contraction isométrique.	93
Figure 28: 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.	97
Figure 29 : Représentation schématique de l'ellipsoïde de manipulabilité d'un sujet atteint de paraplégie aux 3 instants considérés du cycle de propulsion (de gauche à droite prise de contact avec la main courante, passage à la verticale de l'axe de la roue et lâcher de la main courante.	104
Figure 30 : Représentation schématique de l'ellipsoïde de force et le mode de calcul de PFPI. L représente la longueur du grand axe de l'ellipsoïde de force, \vec{F}_{tang} la direction de la tangente à la main courante et L_{tang} la longueur du segment partant du centre de l'ellipsoïde jusqu'à sa surface et pointant selon la direction \vec{F}_{tang}	106
Figure 31 : A. Représentation schématique des segments corporels du membre supérieur durant un cycle de propulsion, de la force totale appliquée sur la poignée du FRM à bras (en rouge) et de de l'ellipsoïde de force évaluée à partir de la posture du membre supérieur (grand axe en vert et petit axe en noir). B. Evolution des paramètres FFE et PFPI lors du cycle de propulsion.	106
Figure 32 : Vues de la plate-forme de force AMTI équipée du système de fixation de la poignée (A. et B.) et du système de caméra optoélectronique répartie autour du système Biodex (C.)	110
Figure 33 : Direction d'application des forces données en consigne aux sujets A. dans le plan transversal pour les conditions parallèles au sol à gauche B. dans le plan sagittal	110
Figure 34 : Dispositif expérimental de mesure des couples articulaires maximaux isométriques sur Biodex (à gauche). Dispositif expérimental de mesure des forces maximales isométrique sur plate-forme de force (à droite). La sangle sur l'avant-bras n'est pas serrée.	111
Figure 35 : Polytope de force biomécanique (PFB) en mauve et polytope de forces mesurées (PFM) en rouge vus dans le plan transversal pour les 7 sujets.	112
Figure 36 : Comparaison des isotropies des EFN, EFB, PFN, PFB et PFM (A.), des volumes des EFB, PFB et PFM (B.) et des forces maximales de l'EFB, du PFB et du PFM (C.) (* $p < 0.05$)	113
Figure 37 : Rotation du bras autour de l'axe minimum de rotation (A.) articulaire EP-CO , (B.) passant par le centre de masse EP-CM (C) e_3 . L'insert supérieur montre l'évolution des écarts angulaires formés entre les différents axes en fonction de l'angle du coude.	117

Figure 38 : Conditions expérimentales de rotation du bras (A) Coude activement maintenu à 90° (B) et coude variable.	118
Figure 39 : Variabilité des déplacements de l'extrémité des axes EP-CO, EP-CM et e_3 dans l'espace cartésien en fonction des conditions de vitesses (lente, intermédiaire, rapide) et de configuration du coude (90° vs Variable).	118
Figure 40 : Variabilité des déplacements de l'extrémité des axes EP-CO, EP-CM et e_3 , dans la configuration du coude à 90° et pour les groupes G1, G2 et G3, en fonction des conditions de vitesses (lente, intermédiaire, rapide).	119
Figure 41 : Variabilité des déplacements de l'extrémité des axes EP-CO, EP-CM et e_3 , dans la configuration du coude variable et pour les groupes G1, G2 et G3, en fonction des conditions de vitesses (lente, intermédiaire, rapide).	119
Figure 42 : Mouvements à exécuter dans les deux conditions de flexion de coude. A. configuration du bras B. position relatives des axes EP-CO (vert), EP-CM (bleu) et e_3 (rouge).....	122
Figure 43 : Instruction d'élévation du coude de 0° à -135°	123
Figure 44 : Variabilité des axes en fonction de la vitesse du mouvement et de l'angle d'élévation de l'épaule	123
Figure 45 : Position relative du sujet par rapport au lanceur de balles et différentes hauteurs d'interception.	124
Figure 46 : Variabilité du déplacement des axes en fonction des conditions de vitesse et de position de la balle à l'interception.	124

Table des Tableaux

Tableau 1 : Espace de recherché des solutions pour la saisie de l'objet parallélépipédique à l'aide de 5 doigts.....	50
Tableau 2 : Résultats de simulation à l'aide de RNCM, les erreurs sont données en mm et les temps en s.51	51
Tableau 3 : Résultats de simulation pour la tâche 1.....	55
Tableau 4 : Résultats de simulation pour la tâche 2.....	56
Tableau 5 : Degrés de liberté du modèle biomécanique poly-articulé de l'ensemble tronc-membre supérieur.....	77
Tableau 6 : 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.....	77
Tableau 7 : Description du protocole expérimental.....	78
Tableau 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).....	79
Tableau 9 : Informations sur les sujets atteints de LME (AIS : grade ASIA Impairment Scale, AD : deltoïde antérieur, DP : deltoïde postérieur, PM : pectoralis major, ECR : extensor capi radialis, BB : biceps brachii, TB : Triceps brachii.....	91
Tableau 10 : Tableau des muscles retenus et leur rôle dans le mouvement.....	94
Tableau 11 : Synthèse des différentes étapes du second protocole expérimental.....	94
Tableau 12: 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.....	97
Tableau 13 : Angle entre les axes principaux des ellipsoïdes (* $p < 0.05$ plus grand que EF40°) et isotropie : EF : ellipsoïde de force (ζ $p < 0.05$ plus grand que EF80° et EF100°, $\$$ $p < 0.05$ plus grand que EF100°). EFB : ellipsoïde de force biomécanique (\S $p < 0.05$ plus grand que EF60°). # $p < 0.05$ EFB _{w2} plus grand que EFW ₂	109
Tableau 14 : VEF: volume de l'ellipsoïde de force (* $p < 0.05$ plus grand que EF60° et EF80°) et VEFB : volume de l'ellipsoïde de force biomécanique pour les différentes valeurs de flexion du coude.....	109
Tableau 15 : Caractéristiques anthropométriques des sujets (moyenne \pm écart-type).....	110
Tableau 16 : Angle formé par l'axe principal de l'EFN, l'EFB, du PFN et du PFB avec le PFR.....	113

1. Curriculum vitae

1.1. Informations générales

Nom et prénom : **REZZOUG Nasser**
Date et lieu de naissance : **14 mars 1971 à Paris 13 (75)**
Nationalité : **Française**
Situation de famille : **Marié avec 1 enfant**
Adresse personnelle : **880 avenue de la Victoire du 8 mai 1945 83000 Toulon**
Téléphone : **04 94 14 67 21 / 06 72 35 44 00**
E-mail : rezzoug@univ-tln.fr
Fonction : **Maître de conférences section 74**
Classe Normale 5^{ème} échelon
Titularisation : **Septembre 2004**
Affectation : **UFR Staps, Université du Sud Toulon Var**
Laboratoire : **HandiBio EA 4322**
HIndex : 8 <http://scholar.google.fr/citations?user=o41r5G4AAAAJ&hl=fr>

1.2. Titres universitaires

Sept 2000 : **Thèse de doctorat** dans la spécialité biomécanique, Université Paris XI, Laboratoire CREARE, Unité INSERM U483 mention : Très Honorable (Orsay Paris XI ne délivre pas les félicitations)

Directeur : Philippe Gorce (MC HDR) section 60

Titre : Modélisation dynamique du mouvement de préhension : Assistance à la manipulation en milieu encombré.

Jury :

Pr. Jean-Paul LALLEMAND, Professeur de l'Université de Poitiers (Rapporteur).

Pr. Juan LOPEZ-CORONADO, Professeur de l'Université de Carthagène (Rapporteur).

Pr. Bernard MATON, Président du Jury, Professeur de l'université Paris XI (Examinateur)

Pr. Yves BURNOD, Professeur de l'Université Paris VI (Examinateur)

Pr. Christian RIBREAU, Professeur de l'Université Paris XI (Examinateur)

Mr. Jean-Claude CUNIN, Conseiller technique au sein de l'AFM (Examinateur)

Juin 1995 : **Diplôme d'Etudes Approfondies** en mécanique des tissus et des fluides biologiques, Université Paris XII mention assez Bien

Juin 1994 : **Maitrise de mécanique**, Université Paris VI mention Passable

Juin 1993 : **Licence de mécanique**, Université Paris VI mention Passable

Juin 1991 : **Diplôme Universitaire de Technologie** option génie mécanique et productique, IUT de Cachan, Université Paris XI

Juin 1989 : **Baccalauréat** série C, Lycée Claude Monet, Paris 13^{ème} mention Passable

1.3. Parcours

Jan. 2008 – à nos jours : Université du Sud Toulon-Var, Laboratoire HandiBio EA 4322

Maître de conférences section 74

- Jan. 2006 – Déc. 2007 :** Université du Sud Toulon-Var, Laboratoire HandiBio-ESP EA 3162
Maître de conférences section 74
- Sept. 2003 – Déc. 2005 :** Université du Sud Toulon-Var, Laboratoire ESP EA 3162
Maître de conférences section 74
- Sept. 2002 – Sept. 2003 :** Université du Sud Toulon-Var, laboratoire ESP EA 3162
1/2 ATER à l'UFR Staps de l'université du Sud Toulon-Var
- Sept. 2000-Sept. 2002 :** Université Paris XI, Laboratoire CREARE, Unité INSERM U483
Ingénieur de recherche contractuel

2. Activités dans l'unité de recherche de rattachement

2.1. Engagement au sein du laboratoire

- Membre élu du conseil de laboratoire depuis janvier 2011
- Responsable des séminaires de laboratoire en 2008-2009
- Responsable du planning des expérimentations et du matériel de biomécanique depuis 2008
- Correspondant de sécurité du laboratoire depuis mai 2011

2.2. Prime d'excellence scientifique

Titulaire pour les périodes 2009 – 2013 et 2014 - 2018

2.3. Jury de thèse

2011 : Examineur pour la thèse de doctorat de Mylène Villars, Influence des propriétés rhéologiques et géométriques de l'articulation coxo-fémorale sur les champs de pression de contact au cours de différentes activités de la vie quotidienne, sous la direction de Sébastien Thibaud, Fabrice Richard et Jean-Yves Cornu, ENSMM, Université de Besançon, 13 décembre 2011, mention Très honorable.

2013 : Examineur pour la thèse de doctorat de Arsène Thouzé, Méthode numérique d'estimation du mouvement des masses molles, sous la direction de Patrick Lacouture, Mickael Bégon et Tony Monnet, Universités de Poitiers et Montréal, 18 décembre 2013,.

2.4. Commissions de spécialistes et comités de sélection

2004 – 2007 : Membre de la commission de spécialiste de l'UFR STAPS de Toulon.

Mai 2007 : Commission de spécialiste pour le recrutement d'un poste de MC en section 61 à l'IUT de Toulon

Mai 2011 : Comité de sélection pour le recrutement d'un poste de MC en section 60 à l'IUT de Toulon dans le département génie mécanique et productique.

2.5. Coordination d'ouvrage

2009 : P. Gorce, F. Prince, **N. Rezzoug**, Co-éditeur du numéro spécial de la revue Computer Methods

in Biomechanics and Biomedical Engineering publié lors du 34^{ème} congrès de la Société de Biomécanique

2.6. Relecture d'articles de journaux

2.6.1. Revues internationales

- 1 : Journal of Intelligent and Robotic Systems (2008)
- 2 : Robotica (2009, 2012)
- 3 : Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (2010, 2012, 2013)
- 1 : Technology and disability (2007)
- 1 : Computational and Mathematical Methods in Medicine (2013)
- 1 : IRBM (2013)
- 1 : Journal of Robotic and Autonomous Systems (2014)
- 1 : Ergonomics (2014)
- 1 : Biomechanics International (2014)

2.6.2. Revues nationales

- 2 : Sciences et motricité (2004)

2.7. Relecture d'articles pour des conférences

2.7.1. Conférences internationales

- 2010** : 36th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society (2 articles)
- 2011** : 33rd Annual IEEE International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society (1 article)
- 2012** : 34th Annual IEEE International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society (6 articles)
36th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society (1 article)
- 2013** : 35th Annual IEEE International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society (6 articles)
2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2013) (1 article)
- 2014** : 36th Annual IEEE International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society (7 articles)

2.7.2. Conférences nationales

- 2009** : 34^{ème} congrès de la Société de Biomécanique (10 résumés)
- 2011** : 36^{ème} congrès de la Société de Biomécanique (6 résumés),
Conférence ASSISTH (2 résumés).
- 2012** : 37^{ème} congrès de la Société de Biomécanique (7 résumés).
- 2013** : 38^{ème} congrès de la Société de Biomécanique (6 résumés).
- 2014** : 39^{ème} congrès de la Société de Biomécanique (8 résumés).

2.8. Relecture de dossiers scientifiques

- 2008** : Expertise d'un projet pour l'ANR dans le cadre de l'appel à projet TECSAN 2008
- 2013** : Expert ANR dans le cadre de l'appel à projet TECSAN 2013
Expert de la région Ile de France dans le cadre d'évaluation des bourses doctorales régionales.

2014 : Expert ANR dans le cadre de l'appel à projet générique 2014

2.9. Organisation lors de manifestations

2009 : Membre du comité d'organisation et scientifique du 34^{ème} congrès de la Société de Biomécanique, Toulon.

2011 : Membre du comité scientifique et chairman de la session « biomécanique du sport » dans le cadre du 36^{ème} congrès de la Société de Biomécanique, Besançon.
Membre du comité scientifique de la conférence ASSISTH.

2012 : Membre du comité scientifique du 37^{ème} congrès de la Société Biomécanique.

2013 : Membre du comité scientifique du 38^{ème} congrès de la Société Biomécanique.

Chairman de la session « Robotique humanoïde » du 38^{ème} congrès de la Société de Biomécanique

2014 : Membre du comité scientifique du 39^{ème} congrès de la Société Biomécanique.

2.10. Implication dans des groupements de recherche

Depuis 2000 : Membre de la Société de Biomécanique.

Depuis 2010 : Membre élu du CA de la Société de Biomécanique réélu en septembre 2013.

3. Activités pédagogiques

3.1. Encadrements

3.1.1. Thèse de doctorat soutenue

Julien Jacquier-Bret (Co-encadrement à 50% avec le Philippe Gorce, PU)

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

Date de début : 1^{er} Sept 2006

Date de soutenance : 9 décembre 2009

Financement : Allocation de recherche et monitorat

Membres du Jury

Rapporteurs : P. Lacouture (PU, 74^{ème} section), P. Pudlo (MCF HDR, 61^{ème} section)

Examineurs : M.C. Ho-Ba-Tho (PU, 60^{ème} section), F. Prince (PU, Canada)

Directeur : P. Gorce (PU, 74^{ème} section, 50%)

Encadrant : N. Rezzoug (MCF, 74^{ème} section, 50%)

Mention :

Très Honorable avec les félicitations du Jury

Résumé :

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 la notion de synergie. 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 afin d'évaluer les capacités de déplacement du poignet. Ces analyses sont appliquées à des mouvements contraints ou altérés afin d'identifier les modifications de la coordination motrice. La première étude a consisté à évaluer l'effet d'une contrainte spatiale matérialisée par un obstacle lors de la phase d'approche. La seconde étude a visé à identifier la coordination motrice du membre supérieur de sujets atteints d'une lésion médullaire (C6 et C7). Nos résultats suggèrent que la présence d'un 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 SNC pourrait prendre en compte la présence d'une contrainte spatiale. Parallèlement, 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. 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 sujets déficients moteurs en vue d'évaluer et améliorer la rééducation.

Production scientifique au moment de la soutenance :

- 2 Articles dans des revues internationales,
- 3 Conférences internationales avec comité de lecture et publication d'actes (dont 2 IEEE)
- 3 Conférences nationales avec comité de lecture et publication d'actes.

Qualification CNU : sections 60, 61 et 74

Devenir du doctorant :

Poste ATER, UFR Staps, université du sud Toulon Var (2009-2010, 2010-2011)
Contrat de Recherche Post-doctoral USTV (2011-2012)
Ingénieur de recherche USTV (2013-2014)
Maitre de Conférences à l'Université de Toulon à l'UFR Staps (rentrée 2014)

Clint Hansen (Co encadrement à 33% avec Brice Isableu, MC HDR et Philippe Gorce, PU)

Titre : Rôle des axes minimums de rotation dans le contrôle 3D des mouvements multiarticulés.

Financement : Sept 2010 – Sept 2013 : Contrat doctoral Université Paris Sud

Date de début : 1^{er} septembre 2010

Date de soutenance : 4 juillet 2013

Membres du Jury

Rapporteurs : F. Marin (PU, 60^{ème} section), E. Guigon (MCF HDR, 61^{ème} section)
Examineurs : B. Bardy (PU, 74^{ème} section, président du jury)
Directeurs : B. Isableu (MCF HDR, 74^{ème} section, 33%), P. Gorce (PU, 74^{ème} section, 33%)
Coencadrant : N. Rezzoug (MCF, 74^{ème} section, 33%)

Mention :

Très Honorable

Résumé : Les activités motrices de la vie quotidienne ou sportive se caractérisent par des mouvements de rotations complexes 3D des membres supérieurs pouvant s'effectuer autour d'axes de rotation distincts (i) articulaires (ii) d'inertie ou (iii) passant par le centre de masse du bras, chacun relevant de référentiels distincts. Une étude récente a montré que selon les contraintes de vitesse, un changement d'axe de rotation s'opère dans le cadre de l'exécution d'un mouvement simple de rotation du bras par rapport au tronc (Isableu et al., 2009). Dans ce cadre, l'objectif de la thèse a été de compléter cette première analyse et d'évaluer la robustesse de l'hypothèse selon laquelle les axes autour desquels s'organise le mouvement dépendent de la vitesse du mouvement et des contraintes liées à la tâche en général. L'hypothèse formulée est que l'axe correspondant à l'inertie minimum verra sa variabilité diminuée avec des vitesses qui augmentent par rapport à un axe lié au centre de masse (épaule-centre de masse du membre supérieur) ou géométrique (axe-épaule-coude). Cette étude s'effectue en considérant des mouvements « simples » et plus complexes incluant des gestes sportifs. Ainsi, les études effectuées ont porté sur l'influence des contraintes liées à la tâche et leur incidence sur le choix des axes de rotation. Tout d'abord le rôle de l'instruction initiale est testé. Deuxièmement, la variabilité de l'axe d'inertie minimum est évaluée au cours d'une tâche de précision. Troisièmement, l'hypothèse est testée dans le cadre d'une tâche d'interception qui implique des contraintes de temps. Enfin, nous avons testé le rôle des axes lors de gestes complexes, à grande vitesse, notamment lors de lancer à bras cassé et lors du service au tennis. Les résultats obtenus permettent de discuter l'hypothèse de l'importance de l'axe d'inertie minimum lors de l'exécution de mouvements volontaires du membre supérieur.

Production scientifique au moment de la soutenance :

- 1 Article dans une revue internationale,
- 4 Conférences internationales avec comité de lecture et publication d'actes,
- 5 Conférences nationales avec comité de lecture et publication d'actes.

Qualification CNU : en cours

Devenir du doctorant :

- Stage post-doctoral à l'Université Technologique de Compiègne (2014-2015)
- 2 publications dans des revues internationales sur la thématique de la thèse (Journal of Biomechanics, Journal of Sports Engineering and Technology)

3.1.2. Thèse de doctorat en cours

1. Vincent Hernandez

Titre : Validation et application d'indices biomécaniques globaux d'évaluation des capacités de génération de forces isométriques basés sur un modèle musculo-squelettique du membre supérieur.

Financement : Septembre 2013 – septembre 2016 : Bourse Ministérielle

Date de début : 1er septembre 2013

Taux d'encadrement : 50%

Philippe Gorce (directeur, PU) 50%, Rezzoug Nasser (co-encadrant, MCF) 50%.

2. Karim Bakal

Titre : Analyse par intervalles d'indices biomécaniques globaux de capacité de génération de forces pour l'évaluation de la fragilité.

Financement : Décembre 2012 – décembre 2015 : Bourse INRIA PAL

Date de début : 1er décembre 2012

Taux d'encadrement : 25%

Philippe Gorce (co-directeur, PU) 25%, Jean-Pierre Merlet (co-directeur, DR INRIA) 25%, David Daney (co-encadrant, CR INRIA) 25%, Rezzoug Nasser (co-encadrant, MCF) 25%.

2. Khaireddine Ben Mansour

Titre : Développement de marqueurs biomécaniques de l'altération motrice pour les personnes âgées : vers une autonomie sécurisée et acceptée

Financement : Septembre 2012 – septembre 2015 : Bourse Régionale PACA volet DAS

Date de début : 1^{er} septembre 2012

Taux d'encadrement : 50%

Philippe Gorce (directeur, PU) 50%, Rezzoug Nasser (co-encadrant, MCF) 50%.

3. Rouis Amina

Titre : Suivi et caractérisation de l'activité par capteurs embarqués.

Résumé : L'objectif de ce travail de recherche est de développer de nouveaux outils d'évaluation de l'équilibre postural basés sur l'utilisation de capteurs inertiels.

Financement : Janvier 2012 – Janvier 2015 : Bourse Régionale PACA volet DAS

Date de début : 1^{er} janvier 2012

Taux d'encadrement : 50%

Philippe Gorce (directeur, PU) 50%, Rezzoug Nasser (co-encadrant, MCF) 50%.

3.1.3. Master 2

1. Vincent Hernandez

Co-encadrement à 50 % avec le Pr. Philippe Gorce

Janvier 2013 – Juin 2013

Validation d'indices posturaux de capacité de génération de force

Laboratoire HandiBio EA 4322, Université du Sud Toulon-Var

2. Anoir kebir

Co-encadrement à 50 % avec le Pr. Farhat Fnaiech

Décembre 2010 – Janvier 2012

Classification automatique des stratégies de saisie chez le sujet valide et/ou pathologique en vue de la simulation ergonomique du mouvement de préhension

Laboratoire HandiBio EA 4322, Université du Sud Toulon-Var

Laboratoire SICISI, Université de Tunis, Ecole supérieure des sciences et technique de Tunis

3. Alexandre Botte

Co-encadrement à 50 % avec le Pr. Philippe Gorce

Janvier 2008 – Juin 2008

Analyse du mouvement de préhension chez la personne atteinte de tétraplégie au niveau C6

Laboratoire HandiBio EA 4322, Université du Sud Toulon-Var.

4. Julien Jacquier-Bret

Co-encadrement à 50 % avec le Pr. Philippe Gorce

Janvier 2006 – Juin 2006

Etude de la variabilité des paramètres cinématiques du mouvement de préhension en milieu encombré dans le cadre de l'hypothèse « Uncontrolled manifold »

Laboratoire ESP EA 3162, Université du Sud Toulon-Var.

3.1.4. Master 1

1. Vincent Hernandez (2011-2012)

Indices posturaux de capacité de génération de force
Laboratoire HandiBio EA 4322
Co-encadrement à 50% avec le MCF Arnaud Faupin

2. Florian Savona (2009- 2010)

Analyse biomécanique du mouvement de pointage : Effet d'un obstacle sur la coordination motrice.
Laboratoire HandiBio EA 4322
Encadrement à 100%

3. Benjamin Muzeau (2007-2008)

Etude de la répétabilité des mesures du Cyberglove : gant de réalité de virtuelle.
Laboratoire HandiBio EA 4322
Encadrement à 100%

4. Eric Moutou (2007-2008)

Stabilisation de l'orientation du poignet lors d'une tâche de saisie avec obstacle : hypothèse UCM.
Co-encadrement à 50% avec le Pr. Philippe Gorce.
Laboratoire HandiBio EA 4322

5. Alexandre Botte (2006-2007)

Etude de la variabilité des paramètres cinématiques du mouvement de préhension en milieu encombré dans le cadre de l'hypothèse « Uncontrolled manifold ».
Co-encadrement à 50% avec le Pr. Philippe Gorce
Laboratoire HandiBio EA 4322

Maitrise : option : ergonomie du sport et performance motrice.

1. Romain Ponce (2002 –2003)

Développement d'un outil d'analyse et de simulation d'un gymnaste effectuant un soleil à la barre fixe.
Co-encadrement à 50 % avec le Pr. Philippe Gorce
Laboratoire ESP EA 3162, Université du Sud Toulon-Var.

3.2. Enseignements

3.2.1. Avant ma nomination au poste de maître de conférences

Mes interventions ont été effectuées dans le cadre du premier cycle technologique (IUT GMP et GE), d'un DEUG STAPS et dans le cadre d'un DEA. J'ai enseigné quatre matières différentes (Biomécanique, statistiques, programmation C et MATLAB et Fabrication). Le détail est fourni dans le tableau ci-dessous.

Année	Cursus	Discipline	Type	Heures	Etablissement
1996 - 1997	DUT – GMP	Fabrication	TP	144	IUT de Cachan
1997 - 1998	DUT – GMP	Fabrication	TP	120	IUT de Cachan
1998 - 1999	DUT – GMP	Fabrication	TP	120	IUT de Cachan
1999 - 2000	DUT – GE	Informatique : langage C	TD	30	IUT de Créteil
1999 - 2000	DUT – GE	Informatique : MATLAB	TD TP	27	IUT de Créteil
2000 - 2001	DEA Biomécanique	Modélisation : Biomécanique de la main	CM	2.5	Université Paris XI
2002 - 2003	DEUG – STAPS	Statistiques	TD	80	Université de Toulon et du Var
2002 - 2003	DEUG – STAPS	Biomécanique	TD	24	Université de Toulon et du Var

3.2.2. Depuis ma nomination au poste de maître de conférences

Les enseignements que j'ai assurés dans le cadre du poste de MCF au sein de l'UFR Staps de l'université du Sud - Toulon - Var sont en relation avec la biomécanique, l'analyse du mouvement et le traitement des données.

	2003 2004	2004 2005	2005 2006	2006 2007	2007 2008	2008 2009	2009 2010	2010 2011	2011 2012	2012 2013
Statistiques (+1, +2, +3, +4)										
Biomécanique (+1, +2, +3)										
Bureautique – C2I (+2, +3)										
Traitement du signal (+4)										
MATLAB (+4)										
Analyse du mouvement (+4)										
Ingénierie des handicaps (+4)										
Modélisation 3D (+5)										

3.3. Activités administratives, pédagogiques et fonctions électives

3.3.1. Responsabilités pédagogiques

De 2006 à 2008 : Membre élu du conseil de L'UFR STAPS

2008 - 2013 : Correspondant C2i de l'UFR Staps

2012 - 2013 : Correspondant pédagogique C2i de l'USTV

4. Liste des publications

Revue internationale avec comité de lecture :	23 dont 18 avec impact Factor
Chapitres de livre :	2

4.1. Revues internationales avec comité de lecture

- [RI 1.] H. Boubaker, **N. Rezzoug**, M. Kherallah, P. Gorce, A. Alimi (2014), Spatio-temporal representation of 3D Hand Trajectory based on Beta-Elliptic models, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Sous presse. **IF : 1,793**
- [RI 2.] C. Hansen, G. Venture, **N. Rezzoug**, P. Gorce, B. Isableu (2014), An individual and dynamic Body Segment Inertial Parameter validation method using ground reaction forces, *Journal of Biomechanics*, 47(7), 1577-1581. **IF 2.716**
- [RI 3.] C. Hansen, **N. Rezzoug**, B. Isableu, P. Gorce (2014), An inexpensive solution for Motion Analysis, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, doi: 10.1177/1754337114526868. **IF 0.615**
- [RI 4.] B. Isableu, C. Hansen, **N. Rezzoug**, P. Gorce, C. Pagano (2013), Velocity-dependent changes of rotational axes during the control of unconstrained 3D arm motions depend on initial instruction on limb position. *Human Movement Science*, 32(2), 290-300. **IF 2.062**
- [RI 5.] J. Jacquier-Bret, **N. Rezzoug**, P. Gorce (2013), Effect of spinal cord injury at C6–C7 on global upper-limb coordination during grasping: Manipulability approach, *IRBM*, 34(1), 69-73. **IF 0.398**
- [RI 6.] J. Jacquier-Bret, A. Faupin, **N. Rezzoug**, P. Gorce, (2013), A new postural force production index to assess propulsion effectiveness during handcycling, *Journal of Applied Biomechanics*. 29(6), 798-803. **IF 1.259**
- [RI 7.] J. Jacquier-Bret, P. Gorce, **N. Rezzoug**, (2012), The manipulability: a new index for quantifying movement capacities of upper extremity, *Ergonomics*, 55, 69-77. **IF 1.377**
- [RI 8.] **N. Rezzoug**, J. Jacquier-Bret, et P. Gorce (2010), A method for estimating 3D human arm movement with two electromagnetic sensors, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(6), 663-668. **IF 1.454**
- [RI 9.] B. Isableu, **N. Rezzoug**, G. Mallet, D. Bernardin, P. Gorce et C. Pagano, (2009), Velocity-dependent changes of rotational axes in the non-visual control of unconstrained 3D arm motions. *Neurosciences*, 164 (4), 1632-47. **IF 3.556**
- [RI 10.] J. Jacquier-Bret, **N. Rezzoug** et P. Gorce (2009), Adaptation of joint flexibility during a reach-to-grasp movement, *Motor Control*, 13, 342-361. **IF 1.578**
- [RI 11.] **N. Rezzoug** et P. Gorce, (2009), A reinforcement learning based neural network architecture for obstacle avoidance in multi-fingered grasp synthesis, *Neurocomputing*, 72(4-6), 1220-1241. **IF 1.234**
- [RI 12.] **N. Rezzoug** et P. Gorce, (2008), Prediction of fingers posture using artificial neural networks, *Journal of Biomechanics* 41(12), 2743-2749. **IF 2.784**
- [RI 13.] **N. Rezzoug** et P. Gorce, (2006), Upper-limb posture definition during grasping with task and environment constraints, *Lecture Notes in Computer Science / Artificial Intelligence* 3881, 212 - 223. **IF 0.372**
- [RI 14.] S. Gibet, A. Héloir, N. Courty, J. Kamp, **N. Rezzoug**, P. Gorce, F. Multon , C. Pelachaud. (2006) Virtual Agent for Deaf Signing Gestures AMSE, *Journal of the Association for the Advancement of Modelling and Simulation Techniques in Enterprises (Special edition HANDICAP)*, 2006, 67, pp.127-136.

- [RI 15.] **N. Rezzoug**, P. Gorce, P. Hoppenot et E. Colle, (2006), Assistive robotics : semi-autonomous definition of ARPH mobile platform configuration, *Technology and Disability* 18(4), 189-194.
- [RI 16.] P. Gorce et **N. Rezzoug**, (2005), Grasping posture learning from noisy sensing information for a large scale of multi-fingered robotic systems, *Journal of Robotic Systems* 22(12), 711-724. **IF 0.483**
- [RI 17.] P. Gorce et **N. Rezzoug**, (2005), A modular neural network architecture to learn the kinematics of hand posture during a prehension task, *Control and Intelligent Systems* 33(3).
- [RI 18.] **N. Rezzoug**, P. Gorce, P. Hoppenot et E. Colle (2005), Semi-autonomous grasping in unstructured environment, *AMSE Journal of Modelling, Measurement and Control Series C* 65(7/8), 131-143. Handicap 2004 special issue
- [RI 19.] P. Gorce et **N. Rezzoug**, (2004), A method to learn hand grasping posture from noisy sensing information, *Robotica*, 22(3), 309-318. **IF 0.76**
- [RI 20.] **N. Rezzoug** et P. Gorce, (2003), A biocybernetic method to learn hand grasping posture, *Kybernetes*, 32(4), 478-490. **IF 0.278**
- [RI 21.] P. Gorce et **N. Rezzoug**, (2000), Numerical method applied to object tumbling with multi-body systems, *Computational Mechanics* 24(6), 426-434. **IF 0.9**
- [RI 22.] **N. Rezzoug** et P. Gorce, (2000), Manipulation d'objets en milieu encombré : application à l'assistance robotisée, *Journal Européen des Systèmes Automatisés, APII-JESA* 34(6-7), 817-834.
- [RI 23.] **N. Rezzoug** et P. Gorce, (1999), Dynamic control of pushing operation, *Robotica* 17(6), 613-620. **IF 0.427**

4.2. Chapitres dans des ouvrages

- [CO 1.] **N. Rezzoug** et P. Gorce, (2006), *Robotic grasping: a generic neural network architecture*, Mobile Robotics, moving intelligence, Editions Avanced Robotic Systems International & Pro Verlag. Source: *Mobile Robots Towards New Applications*, ISBN 3-86611-314-5, Edited by Aleksandar Lazinica, pp. 784, ARS/pIV, Germany, December 2006
- [CO 2.] **N. Rezzoug** et P. Gorce, (2000), *Modèle de contrôle de la main pour des tâches de manipulation*, Mécano-transduction 2000, Matériaux et structures des sciences de l'ingénieur et du vivant, Editions Tec et Doc (GAMAC : éditeur) ISBN : 2-84107-432-3, p. 293-300.

5. Liste des communications

Conférences internationales avec comité de lecture et actes :	19 dont 11 IEEE
Conférences nationales avec comité de lecture et actes :	32
Rapports de contrats :	6

5.1. Conférences internationales avec comité de lecture et publication d'actes

- [CI 1.] A. Rouis, **N. Rezzoug** et P. Gorce, 2014, Test-retest reliability and validation of a low cost wearable device for balance control and stability evaluation, *Computer Methods in*

Biomechanics and Biomedical Engineering, Amsterdam, 13-15 octobre, communication orale.

- [CI 2.] **N. Rezzoug**, J. Jacquier-Bret, V. Hernandez et P. Gorce, (2012). Application of Robotic Indices to Evaluate Human Upper-limb Force Capacities, 38th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society, p. 5568 – 5573, Montréal, Canada. 25-28 Oct. 2012,
- [CI 3.] J. Jacquier-Bret, N. Louis, **N. Rezzoug** et P. Gorce, (2011). Dexterity evaluation of the upper limb during a grasping task: a comparison between subjects with a SCI at C6/C7 and able-bodied subjects. 2ème Conférence Internationale sur l'Accessibilité et les Systèmes de Suppléance aux Personnes en Situation de Handicap. Paris, France, January 17-19, 2011.
- [CI 4.] J. Jacquier-Bret, **N. Rezzoug** et P. Gorce, (2010). Biomechanical evaluation of the upper limb dexterity during a reach-to-grasp task: able-bodied subjects versus C6/C7 quadriplegic patients. 1st IEEE International Conference on Applied Bionics and Biomechanics – ICABB 2010. October 14-16, 2010. Venice. Italy.
- [CI 5.] J. Jacquier-Bret, **N. Rezzoug**, J.M. Vallier, H. Tournebise et P. Gorce, (2009) Reach to grasp kinematics and EMG analysis of C6 quadriplegic subjects. International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp 5934-5937, Minneapolis, MN, 3-6 sept 2009.
- [CI 6.] B. Isableu, **N. Rezzoug**, G. Mallet, D. Bernardin, P. Gorce et C. Pagano (2009). Axes of rotation in the non-visual control of unconstrained 3d multijoint movements. Satellite PreConference, XIX ISPGR Congress. Pavia, Italy. June 19-20, 2009
- [CI 7.] J. Jacquier-Bret, **N. Rezzoug** et P. Gorce, 2008. Synergies during reach-to-grasp: a comparative study between healthy and C6-C7 quadriplegic subjects. International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2008, p. 5366-5369.
- [CI 8.] **N. Rezzoug**, P. Gorce, A. Héloir, S. Gibet, N. Courty, J. Kamp, F. Multon et C. Pelachaud, (2006), Humanoids with expressive communication gestures : the HuGEx project , IEEE International conference on Systems Man and Cybernetics, Vol. 5, p. 4445-4450, 8-11 Oct. 2006, Taipei, Taiwan.
- [CI 9.] **N. Rezzoug**, P Gorce, A. Abellard, M. Ben Khelifa et P. Abellard, (2006), Learning to grasp in unstructured environment by reinforcement learning and shaping, IEEE International conference on Systems Man and Cybernetics, Vol. 6, p. 4487-4492, 8-11 Oct. 2006, Taipei, Taiwan.
- [CI 10.] **N. Rezzoug** et P. Gorce, (2005), Mobile platform configuration definition during grasping, AAATE 2005, Lille, 6-9 Septembre 2005. p. 429-433.
- [CI 11.] **N. Rezzoug** et P. Gorce, (2004), Hand posture definition during grasp: a predictive model, European Society of Biomechanics.
- [CI 12.] **N. Rezzoug** et P. Gorce, (2002), A multistage neural network architecture to learn anthropomorphic hand grasping posture, Proceedings of the 2002 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Vol. 2, p. 1705-1710.
- [CI 13.] C. Laschi, P. Gorce, J.L. Coronado, F. Leoni, G. Teti, **N. Rezzoug**, Antonio Guerrero-Gonzales, JL Pedrono-molina, L. Zollo, E. Guglielmelli, P. Dario et Y. Burnod, (2002), An Anthropomorphic Robotic Platform for experimental validation of Biologically-inspired sensory-motor co-ordination in Grasping, Proceeding of the 2002 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Vol. 3., p. 2545-2550.
- [CI 14.] **N. Rezzoug** et P Gorce, (2001), A neural network architecture to learn hand posture

definition, Proceedings of the 2001 IEEE/SMC International Conference on Systems Man and Cybernetics, p. 3019-3025.

- [CI 15.] **N. Rezzoug** et P Gorce, (2001), Biomechanical hand Model to evaluate Its manipulation capabilities, International Society of Biomechanics XVIIIth Congress.
- [CI 16.] **N. Rezzoug** et P Gorce, (1999), Biomechanical analysis and control model of the hand for object tumbling, Proceedings of the 1999 IEEE/SMC International Conference on System, Man and Cybernetics, Vol. 2, p. 704-709.
- [CI 17.] **N. Rezzoug**, P. Gorce et A. Sirigu, (1999), Biomechanical model of hand control during manipulation tasks, International Society of Biomechanics XVIIth Congress, p. 572.
- [CI 18.] P. Gorce et **N. Rezzoug**, (1998), Manipulation assisting system in unstructured environment for disabled persons, Proceedings of the 1998 IEEE/SMC International Conference on System, Man and Cybernetics, Vol. 4, p. 3454-3458.
- [CI 19.] **N. Rezzoug** et P Gorce, (1998), Manipulation assisting system for the disabled, Third World Congress of Biomechanics WCB'98, p. 515.

5.2. Conférences nationales avec comité de lecture et publication de notes dans une revue, d'actes ou de CD rom

- [CN 1.] A. Rouis, **N. Rezzoug**, P. Gorce, 2014, Validation of a low cost wearable accelerometer for body sway parameters evaluation, résumé accepté pour le XXXIX^{ème} congrès de la Société de Biomécanique, Valenciennes, publié dans la revue Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. Vol 17 n°S1.
- [CN 2.] K. Ben Mansour, **N. Rezzoug**, J. Jacquier-Bret, P. Gorce, Validation of low cost wearable accelerometer for temporal gait parameters quantification. résumé accepté pour le XXXIX^{ème} congrès de la Société de Biomécanique, Valenciennes, publié dans la revue Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. Vol 17 n°S1.
- [CN 3.] J. Jacquier-Bret, **N. Rezzoug**, P. Gorce, B. Isableu, Rôle du couple d'interaction au coude lors de la saisie : comparaison de sujets atteints d'une lésion médullaire et de sujets valides, Conférence Handicap 2014, session Defisens, Paris 12-13 juin 2014.
- [CN 4.] **N. Rezzoug**, V. Hernandez, J. Jacquier-Bret, P. Gorce. (2013). Comparison between model-based and measured force polytopes: toward isometric force capacity evaluation. résumé accepté pour le XXXVIII^{ème} congrès de la Société de Biomécanique, Marseille, publié dans la revue Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol. 16 n° S1, pp 172-174.
- [CN 5.] **N. Rezzoug**, J. Jacquier-Bret, P. Gorce. (2013). Joint intra-individual variability simulation based on UCM hypothesis. résumé accepté pour le XXXVIII^{ème} congrès de la Société de Biomécanique, Marseille, publié dans la revue Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol. 16 n°S1, pp 75-77.
- [CN 6.] C. Hansen, **N. Rezzoug**, P. Gorce, G. Venture, B. Isableu. (2013). Rotation axes in overarm throwing, résumé accepté pour le XXXVIII^{ème} congrès de la Société de Biomécanique, Marseille, publié dans la revue Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol. 16 n°S1, pp 70-71.
- [CN 7.] C. Hansen, **N. Rezzoug**, P. Gorce, B. Isableu, G. Venture. (2013). Contact forces computation based on BSIPs, résumé accepté pour le XXXVIII^{ème} congrès de la Société de Biomécanique, Marseille, publié dans la revue Computer Methods in Biomechanics and Biomedical

Engineering, Vol. 16 n° S1, pp 72-74.

- [CN 8.] K. Ben Mansour, **N. Rezzoug**, P. Gorce. (2013). Accelerometric signal during gait: cut-off frequency as a function of movement speed and sensor location, résumé accepté pour le XXXVIIIème congrès de la Société de Biomécanique, Marseille, publié dans la revue Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol 16 n°S1, pp 68-69.
- [CN 9.] **N. Rezzoug**, J. Jacquier-Bret, V. Hernandez, P. Gorce, (2012). Biomechanical versus Robotic Indices to Assess Isometric Force Generation Capabilities, XXXVIIème Congrès de la Société de Biomécanique, Toulouse, Résumé paru dans la revue Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol 15 n°S1, p. 153-155.
- [CN 10.] C. Hansen, Q. Wei, JS. Shieh, **N. Rezzoug**, P. Gorce, B. Isableu, (2012). Quantifying standing posture during multi-joint movements. XXXVIIème Congrès de la Société de Biomécanique, Toulouse, Résumé paru dans la revue Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol 15 n°S1, p. 256-258.
- [CN 11.] C. Hansen C, JL. Honeine, D. Gibas, **N. Rezzoug**, P. Gorce P, B. Isableu, (2012). Low-cost motion capture systems in practice. XXXVIIème Congrès de la Société de Biomécanique, Toulouse, Résumé paru dans la revue Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol 15 n°S1, p. 253-255.
- [CN 12.] C. Hansen, **N. Rezzoug**, P. Gorce, B. Isableu, (2012). Is the time of release during a precision throwing task, predictable? XXXVIIème Congrès de la Société de Biomécanique, Toulouse, Résumé paru dans la revue Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vo 15 n° S1, pp 250-252.
- [CN 13.] J. Jacquier-Bret, **N. Rezzoug**, P. Gorce, (2011) Manipulability of the upper limb during wheelchair propulsion, XXXVIème Congrès de la Société de Biomécanique, Besançon, Résumé paru dans le revue Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. , Vol 14 n° S1, p. 87-89.
- [CN 14.] J. Jacquier-Bret, **N. Rezzoug**, P. Gorce, (2010), Manipulability of the upper limb during grasping, XXXVème Congrès de la Société de Biomécanique, Le Mans, France, 31 août 2 septembre 2010. Résumé paru dans le revue Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol 13 n°S1, p. 73-75.
- [CN 15.] J. Jacquier-Bret, **N. Rezzoug**, P. Gorce, (2009), Reach-to-grasp: a comparative study between C6-C7 quadriplegic and healthy subjects, XXXIVème Congrès de la Société de Biomécanique, Toulon, France, 31 août 2septembre 2009. Résumé paru dans le revue Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol 12, n° S1, p. 155-156. **(IF: 1.454)**.
- [CN 16.] B. Isableu, **N. Rezzoug**, G. Mallet, P. Gorce, C. Pagano (2009). Axes of rotation in the non-visual control of unconstrained 3D multijoint movements. XXXIVème Congrès de la Société de Biomécanique, Toulon, France, 31 août 2septembre 2009. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering. Vol 12, n° S1, p. 153-154. **(IF: 1.454)**
- [CN 17.] J. Jacquier-Bret, **N Rezzoug**, JM. Vallier, H. Tournebise, P. Gorce, (2009). Coordination study during a reach-to-grasp task involving quadriplegic patients: an EMG analysis. 24ème 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.
- [CN 18.] B. Isableu, **N. Rezzoug**, D. Bernardin, P. Gorce, C. Pagano, (2009), Axes of rotation for the non-visual control of unconstrained multijoint 3D arm movements. 13ième Congrès International de l'ACAPS. Lyon, 2009. pp 73-74.

- [CN 19.] J. Jacquier-Bret, **N. Rezzoug**, P. Gorce, (2008), Reach-to-grasp: a comparative study between C6-C7 quadriplegic and healthy subjects, XXXIII^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique, Compiègne, France, 28-29 septembre 2008. Résumé paru dans le revue Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 11 supplément 1, 119-120.
- [CN 20.] J. Jacquier-Bret, **N. Rezzoug**, P. Gorce, (2007), Effect of spatial constraints on the underlying joint coordination during reach-to-grasp movements: UCM analysis, XXXII^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique, Lyon, France, 28-29 août 2007. Résumé paru dans le revue Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 10 supplément 1, 23-24.
- [CN 21.] A. Héloir, S. Gibet, N. Courty, J.F. Kamp, **N. Rezzoug**, P. Gorce F. Multon et C. Pelachaud, (2006), Agent virtuel signeur - aide à la communication pour personnes sourdes. Conférence Handicap 2006.
- [CN 22.] R. Gharbi, **N. Rezzoug**, P. Gorce, P. Hoppenot et E. Colle, (2004), Assistance à la saisie en milieu encombré, Actes de la conférence Handicap 2004, p. 12-17.
- [CN 23.] P. Bendahan, P. Gorce et **N. Rezzoug**, (2003), Modélisation biomécanique d'une tâche de préhension, 16^{ième} Congrès Français de Mécanique Nice, 1-5 septembre 2003.
- [CN 24.] **N. Rezzoug** et P Gorce, (2002), Human upper limb posture definition : a neural network based approach, Archives of Physiology and Biochemistry (XXVII^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique), 110, p. 118.
- [CN 25.] **N. Rezzoug** et P Gorce, (2001), A 3D anthropomorphic hand model to study manipulation gesture, Archives of Physiology and Biochemistry (XXVI^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique), 109, p. 111.
- [CN 26.] **N. Rezzoug** et P Gorce, (2000), Manipulation d'objets en milieu encombré : application à l'assistance robotisée, Conférence Handicap 2000, p. 49-54.
- [CN 27.] **N. Rezzoug**, Gorce et A. Sirigu (1999), Toward complex manipulations tasks modeling : experimental task decomposition, Archives of Physiology and Biochemistry (XXIV^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique), 107 (supplement), p. 61.
- [CN 28.] S. Baron, P. Gorce, N. Didi, P. Pradat-Diehl, **N. Rezzoug** et A. Sirigu, (1999), Behavioural analysis of hand movements during a prehension task, Archives of Physiology and Biochemistry (XXIV^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique), 107 (supplement), p.20.
- [CN 29.] **N. Rezzoug** et P Gorce, (1999), Modélisation biomécanique du contrôle de la main lors d'une tâche de manipulation, Congrès 1999 de l'Association Universitaire de Mécanique AUM'99, communication n°976 (CD ROM).
- [CN 30.] **N. Rezzoug** et P Gorce, (1998), Aide au Handicap : comment résoudre les problèmes de prise d'objet dans un milieu encombré, Archives of Physiology and Biochemistry (XXIII^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique), 106(B), p. 169.
- [CN 31.] P. Gorce et **N. Rezzoug**, (1997), Handicap et aide technique : développement d'une orthèse multifonctions, Actes du 2nd Colloque National de Productique, CFAO et ingénierie simultanée, Casablanca.
- [CN 32.] **Rezzoug**, P. Gorce et J. L. Miramand, (1996), Comment passer d'un geste naturel perturbé de la main au développement d'une prothèse multifonctions Archives of Physiology and Biochemistry (XXI^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique), 104(5), p 710.

5.3. Rapports de contrats

- [RC 1.] C. Laschi, F. Leoni, P. Gorce, **N. Rezzoug**, J.L. Coronado, A. Guerrero, (2002), Systems Neuroscience and Engineering Research for Anthropomorphic Grasping and Handling, **BRITE** Project Basic Research BE 4505, **SYNERAGH**, Report D7.2 Anthropomorphic grasping technique, Février 2002.
- [RC 2.] P. Gorce, **N. Rezzoug**, (2001), Systems Neuroscience and Engineering Research for Anthropomorphic Grasping and Handling, **BRITE** Project Basic Research BE 4505, **SYNERAGH**, Report D2.2 Hand Gesture library, Décembre 2001.
- [RC 3.] P. Gorce, **N. Rezzoug**, (2001), Systems Neuroscience and Engineering Research for Anthropomorphic Grasping and Handling, **BRITE** Project Basic Research BE 4505, **SYNERAGH**, Report D3.4 Grasp planner, Mars 2001.
- [RC 4.] P. Gorce, **N. Rezzoug**, (2000), Systems Neuroscience and Engineering Research for Anthropomorphic Grasping and Handling, **BRITE** Project Basic Research BE 4505, **SYNERAGH**, Report D3.3 Task attribute language definition, Octobre 2000.
- [RC 5.] P. Gorce, **N. Rezzoug**, (2000), Systems Neuroscience and Engineering Research for Anthropomorphic Grasping and Handling, **BRITE** Project Basic Research BE 4505, **SYNERAGH**, Report D3.1 Grasping simulation language, Octobre 2000.
- [RC 6.] **N. Rezzoug**, P. Gorce, (1997), Base rotative : Phase de conception, rapport d'activité, Projet Base rotative, **AFM**, septembre 1997.

6. Synthèse des travaux de recherche

Le membre supérieur et la main à son extrémité distale constituent les effecteurs de l'acte de préhension. Le bras possède au moins 5 articulations si on considère la ceinture scapulaire avec plus d'une dizaine de degrés de liberté articulaires selon les modélisations choisies, la main quant à elle en comporte plus d'une vingtaine. Les structures osseuses sont mises en mouvement par des muscles intrinsèques et extrinsèques, de nombreux capteurs sensoriels transmettent les informations au cerveau. Cet ensemble complexe est sous le contrôle du système nerveux central (SNC) qui planifie et coordonne les actions à mener en vue de l'exécution d'une tâche motrice. Traduites en activations musculaires, elles conduisent au mouvement, à l'interaction et à la vie sociale de l'individu. Le système neuro-musculo-squelettique est complexe non seulement d'un point de vue biomécanique car il fait intervenir de nombreuses structures du corps humain (os, articulations, muscles, tendons) mais aussi de par les processus du cycle de perception, de planification et d'action. Dans ce cadre, la préhension et les mouvements du membre supérieur occupent une place de choix dans le répertoire des mouvements intentionnels dirigés vers un but. De ce fait, ils sont associés à un champ d'applications très important dans les domaines de la biomécanique, de la rééducation, de l'ergonomie assistée par ordinateur, de la robotique ou de l'animation. Aussi, leur étude et leur simulation chez le sujet jeune, adulte, âgé, valide ou atteint d'une déficience motrice permet d'apporter des éléments de réponse à des questions scientifiques importantes concernant le contrôle du mouvement et notamment la gestion de la redondance motrice par le système nerveux central (SNC). C'est dans ce double contexte applicatif et plus fondamental que se situent les travaux décrits dans ce mémoire.

Plus précisément, notre démarche consiste à exploiter les outils de modélisation de la biomécanique, de la robotique et des réseaux de neurones, afin de développer des outils et méthodologies pour :

- la proposition d'outils de simulation du mouvement humain basés sur les principes de contrôle par le SNC.
- Une meilleure compréhension de la motricité humaine et de la coordination motrice par le SNC chez des sujets valides ou atteints de pathologies par la quantification d'indices biomécaniques globaux caractérisant l'utilisation de l'ensemble des degrés de liberté des segments du membre supérieur. Ils peuvent conduire à une meilleure évaluation de la motricité de patients et ainsi contribuer à l'amélioration des protocoles de réhabilitation et de rééducation ainsi qu'à l'optimisation du mouvement ou de l'environnement dans le cadre d'applications en ergonomie.

Les travaux de recherche ont été menés dans la continuité de ceux de la thèse de doctorat au cours de laquelle nous avons développé une architecture de contrôle des forces de préhension basée sur une décomposition des fonctions de planification, coordination et contrôle de bas niveau du SNC. Nous avons abordé des aspects plutôt liés à la coordination et au contrôle bas niveau, la planification étant basée sur une observation directe du comportement de sujets humains lors de saisie et de manipulations non préhensibles (pousser, basculement). Dans ce contexte, j'ai eu la chance de participer au projet

Européen Syneragh (1999-2002) puis au début du projet Paloma (2002-2003). dans lesquels des aspects plus haut niveau liés à la planification des tâches de saisie ont été abordés. Ces travaux qui font appel à des techniques connexionistes (réseau de neurone et apprentissage par renforcement) sont décrits dans la première partie du mémoire. Depuis mon recrutement à Toulon, J'ai pu continuer à travailler sur la simulation de la posture de saisie en parallèle d'une activité de recherche plus centrée sur l'application des outils de la modélisation à l'analyse du mouvement de sujets valides ou atteints de déficience. La démarche a consisté à proposer des indices globaux permettant de caractériser la coordination des degrés de liberté du système musculo-squelettique de mouvement altérés soit par des contraintes externes (obstacles), par la présence d'une lésion motrice (lésion médullaire), (thèse de doctorat de Julien Jacquier-Bret), dans le cadre de la propulsion en fauteuil roulant manuel à main courante ou à bras ou dont les caractéristiques sont affectées par la vitesse d'exécution (Thèse de Clint Hansen). Ces indices sont intéressants car ils permettent d'avoir une vision globale de la motricité en caractérisant l'implication des différents degrés de liberté et la capacité des sujets dans l'ensemble des directions de l'espace. Ces travaux sont décrits dans la seconde partie du manuscrit.

Les travaux présentés ont été effectués dans le cadre de projets et de collaborations dans lesquels j'ai apporté ma contribution et qui sont maintenant présentés :

Pour la partie simulation du mouvement :

- **Projet Européen Syneragh 2000-2002 puis Paloma 2002-2003 :**

Ces projets visaient à développer des schémas neuronaux pour synthétiser des mouvements d'approche et de saisie à l'aide de mains robotiques de manière adaptative. Les applications étudiées concernaient la robotique de service pour l'aide aux personnes en situation de handicap. L'objectif scientifique du projet visait à transférer les principes biologiques fondamentaux issus du comportement moteur humain vers la robotique anthropomorphe afin de construire une bibliothèque de mouvements élémentaires de la main. Le contrôleur proposé devait permettre de s'appliquer à différents modèles de main.

Participants : Prof P. Gorce (PR, LESP EA 3162, Université du Sud –Toulon-Var), Prof. J. Lopez-Coronado (PR, Université de Carthagène), Prof. Y. Burnod (CREARE Unité INSERM U496, université paris VI), Prof. P. Dario (The Biorobotics Institute, Scuola Superiore Sant'Anna).

- **Projet Robea Hugex 2006**

L'objectif de ce projet consistait à concevoir un humanoïde artificiel doué de comportements gestuels expressifs et « intelligents » en tenant compte de la qualité expressive des gestes (e.g. fluide, tendu, énérvé) et de ses représentations sémantiques. L'application envisagée est celle d'un humanoïde signeur capable de générer un ensemble de gestes de la langue des signes française (LSF). Dans cette optique, une base de données de gestes capturés comprenant les mouvements corporels, les gestes des bras et des mains ainsi que les mimiques faciales a été constituée. Dans ce cadre, nous étions chargés de la capture et du traitement des mouvements de la main à l'aide de deux gants Cyberglove. L'analyse des signaux de cette

base de données a permis d'extraire des caractéristiques propres à la variabilité des gestes qui sont intégrées dans des modèles de synthèse évalués qualitativement par l'intelligibilité et le réalisme des animations produites.

Participants : Prof. S Gibet, N Courty, A. Héloir (SAMSARA, Univ. Bretagne Sud), F. Multon (LPBEM, Rennes II), Prof C. Pelachaud (LINC-Paragraphe, Paris VIII), Prof. P. Gorce (LESP EA 3162, Université du Sud –Toulon-Var).

Pour la partie analyse biomécanique de la posture et du mouvement

- **Collaboration et convention avec l'hôpital Renée Sabran (2008- 2009)**

Cette collaboration visait à étudier la coordination des degrés de liberté du membre supérieur lors de gestes d'atteinte ou de saisie dans le cadre du mouvement altéré suite à une lésion médullaire. Les indices choisis sont issus du domaine du contrôle moteur (théorie de l'Uncontrolled manifold) et de la robotique (ellipsoïde de manipulabilité). Leur intérêt est qu'ils permettent de caractériser globalement l'implication des degrés de liberté du membre supérieur. Les travaux de thèse de J. Jacquier-Bret ont été effectués en partie lors de cette collaboration.

Participants : Prof. P. Gorce (HandiBio EA 4322), J. Jacquier-Bret (HandiBio EA 4322), P. Gorce, J.M. Vallier (HandiBio EA 4322), Pr. H. Tournebise (Hôpital Renée Sabran).

- **Projet Neuro IC – CNRS (2010- 2011)**

L'étude du rôle des axes minimums de rotation dans la production des coordinations sensorimotrices 3D des membres supérieurs est un enjeu de recherche fondamentale et appliquée, mais aussi d'innovation technologique. Ce projet se situe à l'interface des neurosciences, de la psychologie expérimentale, de la biomécanique, de l'ergonomie et des interactions homme-machine. Au niveau fondamental, ce projet a pour objectif d'identifier le rôle et les conditions de détection proprioceptive et d'exploitation des axes minimums de rotation (Isableu et al., 2009) chez des sujets à mobilité réduite (vieillesse, handicaps (amputation), pathologies), ii) mais aussi de faciliter l'apprentissage de nouvelles coordination motrices complexes, iii) d'optimiser la performance des experts dans le cadre de leurs activités sportives c) d'améliorer l'ergonomie des postes de travail.

Participants : B. Isableu (Laboratoire CIAMS EA 4532, Orsay), Prof. P. Gorce (HandiBio EA 4322, Université du Sud –Toulon-Var), C. Hansen, (Laboratoire CIAMS EA 4532, Orsay).

- **Projet Bodyscoring Investissement d'avenir e-santé**

L'objectif du projet est de proposer une solution innovante et de nouveaux services associés, utilisant les Nouvelles Technologies de l'Information et de la Communication et les derniers travaux de recherches en science du sport et de l'activité physique, aux personnes saines afin de les inciter à garder un niveau d'activité optimale dans le cadre de la prévention-santé.

L'enjeu de ce projet est de développer la solution BodyScoring regroupant d'une part, une technologie

embarquée communicante de mesure de l'activité physique, et d'autre part, des applications web et mobiles permettant d'offrir les services de « monitoring », de « testing », de « coaching » et de suivi de l'activité physique.

Participants : Prof. P. Gorce (HandiBio EA 4322, Université du Sud –Toulon-Var), J. Jacquier-Bret (HandiBio EA 4322), Lamti Hachem (HandiBio EA 4322), P. Bendahan (Société ESPHI), V. Gies (Laboratoire Protée, Université du Sud Toulon Var), V. Billat (UBIAE - unité INSERM 902, Evry).

L'ensemble des travaux est maintenant présenté. Tout au long du texte, les publications associées sont indiquées dans les titres et sous-titres des différents paragraphes. La nomenclature suivante été adoptée (X correspond au numéro de l'item considéré) :

[RI X] : Revue internationale avec comité de lecture

[CI X] : Conférence internationales avec comité de lecture et publication d'actes

[CN X] : Conférence nationale avec comité de lecture et publication d'actes

[CO X] : Chapitre d'ouvrage

[RC X] : Rapport de contrat

Les références complètes correspondantes sont données dans les chapitres 4 et 5.

Pour chaque unité thématique, une synthèse encadrée est proposée qui résume les contributions en précisant les projets, les encadrements et les publications/communications associées.

7. Posture de la main et du membre supérieur : modèle d'apprentissage et mesure

7.1. Introduction

Dans le contexte de la biomécanique, la simulation couplée à la mesure de mouvement est un outil intéressant qui permet de prédire le mouvement et les postures du corps humain à partir de la définition des contraintes liées à la tâche et au système musculo-squelettique. Dans ce chapitre, nous présentons les différentes contributions liées au développement d'outils de mesure et de simulation de la posture d'un modèle polyarticulé du membre supérieur incluant la main lors de tâches de saisie et lors de gestes de la langue des signes française. Ces travaux ont été effectués dans le cadre du projet européen Syneragh pour la partie simulation et dans le cadre du projet Robea Hugex pour la partie relative à la mesure du mouvement.

7.2. Apprentissage de la posture du membre supérieur

Le projet Européen SYNERAGH avait pour objectif de proposer une architecture neuronal permettant la planification et l'exécution de tâches de saisie en s'inspirant des fonctions du système nerveux central et en intégrant les notions d'apprentissage et de variabilité caractéristiques de la motricité humaine. Dans ce projet, notre contribution consistait à proposer et implémenter un formalisme de détermination de la posture de saisie. L'outil de simulation développé intègre l'ensemble des paramètres lié au membre supérieur incluant la main et des contraintes externes telles que des obstacles situés dans l'environnement. De plus, le formalisme développé génère des solutions variables de par sa structure, un des aspects important, mais encore peu abordé, de la simulation du mouvement humain. La méthode proposée a été appliquée à la main seule puis au membre supérieur dans son ensemble. Le modèle est composé d'un module générique dont les entrées-sorties varient en fonction de la structure considérée (la main seule, le membre supérieur complet...). Un second module est dédié à la résolution du problème de la cinématique inverse des doigts. Il fait appel à une architecture modulaire composée d'un ensemble de réseaux de neurones. Basé sur un algorithme d'apprentissage par renforcement, le module principal optimise la position et l'orientation globales de la paume de la main ou les angles articulaires du membre supérieur selon le modèle choisi en tenant compte d'informations sensorielles bruitées. Enfin, l'association des deux modules et les échanges d'informations entre eux permettent de définir la posture complète des chaînes cinématiques. L'intérêt principal de cet architecture est qu'elle est générique et qu'elle permet de déterminer la posture de la main, celle du bras et de la main ou celle d'un robot non anthropomorphe (e.g. le MANUS: un robot d'assistance aux personnes handicapées) avec des informations sensorielles bruitées ou des obstacles avec peu de modifications. Afin d'illustrer les capacités de cette architecture nous présentons et commentons les résultats de simulation qui considèrent différentes architectures de système mécaniques et différentes contraintes liées à la tâche à effectuer.

Ce chapitre est organisé de la manière suivante. Après une présentation des travaux du domaine, la structure du modèle est décrite. La section suivante est consacrée au modèle d'apprentissage de la cinématique inverse des doigts. La procédure d'optimisation de la posture de la structure mécanique par apprentissage par renforcement est ensuite décrite. Dans les sections suivantes, les résultats de simulation sont présentés afin d'attester des performances du modèle lorsque l'on considère la main seule, puis le membre supérieur dans son ensemble.

7.2.1. Revue de littérature

La préhension est un sujet pluridisciplinaire qui a suscité des travaux dans de nombreux domaines : la biomécanique, l'ergonomie assistée par ordinateur, la robotique, les neurosciences et l'animation. Dans le cadre de chacun d'eux, les chercheurs ont tenté de simuler la posture et le mouvement de préhension afin de :

1. Permettre de prédire les mouvements d'un sujet afin d'améliorer les performances de dispositifs tout en diminuant les contraintes et l'inconfort liés à une tâche motrice. En effet, les mouvements et postures associés peuvent être répétitifs, fatigants, inconfortables et peuvent conduire à des troubles musculosquelettiques (TMS). La simulation des mouvements humains, permet d'évaluer l'espace de travail atteignable (Chaffin et al., 2000; Chaffin, 2002; Doriot et Wang, 2006; Chateauroux et Wang, 2008) et de prédire les mouvements exécutés (Aalto et al., 1990; Jung et al., 1995; Wang, 1999; Maurel et Thalmann, 2000; Tolani et al., 2000; Chevalot et Wang, 2004; Park et al., 2004; Park et al., 2006) ainsi que les postures de la main (Endo et al., 2006; Endo et al., 2009; Chang et al., 2010; Chopp et al., 2010)
2. Mettre au point des algorithmes de synthèse de saisie et de manipulation exécutées par des robots manipulateurs anthropomorphes, (Borst et al., 2002; Miller et Allen, 2004; Ju et Liu, 2010),
3. Mieux comprendre la motricité humaine et la préhension par l'intermédiaire de modèles d'apprentissage qui émulent le fonctionnement du système nerveux central (Oztop et Arbib, 2002; Carenzi et al., 2004; Oztop et al., 2004; Gorce et Bendahan, 2005; Bendahan et Gorce, 2006; Bonaiuto et al., 2007),
4. Proposer des animations des mouvements humains les plus fidèles possibles afin de renforcer leur réalisme dans le cadre de l'animation (Albrecht et al., 2003; Tsang et al., 2005).

Dans ce cadre, plusieurs paradigmes ont été proposés pour la planification de saisie (l'opération qui consiste à définir la configuration géométrique des degrés de liberté de la structure mécanique afin d'assurer la saisie de l'objet). Globalement, on peut les classer dans quatre catégories :

1. **Planification basée sur la connaissance** : Les méthodes font référence aux techniques de calcul de la posture de la main exploitant une connaissance directe ou indirecte de la préhension humaine. Afin de mieux comprendre les différents paramètres impliqués, un certain nombre d'études a été mené afin de proposer des classifications des postures manuelles. Elles sont basées sur l'idée que des postures prototypiques sont utilisées en fonction de contraintes liées à la main à

la tâche et à l'environnement (Napier, 1956; Tomovic et al., 1987; Cutkosky, 1989; Iberall et MacKenzie, 1990; Bekey et al., 1993; Iberall, 1997; Saito et Nagata, 1999; Feix et al., 2009; Goldfeder et al., 2009). Ses classifications ont beaucoup été utilisées afin de proposer des solutions en robotique en particulier dans le cadre de l'intelligence artificielle et des systèmes experts (Pook et Ballard, 1993; Kang et Ikeuchi, 1997). D'autres techniques sont plus directement basées sur l'observation du comportement humain et des solutions « optimales » peuvent être obtenues par observation directe d'un opérateur humain et par l'extraction des paramètres liés au mouvement à l'aide de capteurs appropriés (caméras, datagloves, capteurs de force et de mouvement) (Wren et Fisher, 1995; Lee et Yangsheng, 1996; Becker et al., 1999; Romero et al., 2008; Argall et al., 2009; Do et al., 2009; Romero et al., 2009; Romero et al., 2010; Ficuciello et al., 2011; Kjellström et al., 2011). Ces méthodes sont très efficaces mais nécessitent des moyens de mesure appropriés. Une seconde difficulté vient du fait que le robot ne peut reproduire que ce qui est observé et il est difficile de généraliser à partir des données recueillies.

2. **Planification basée sur des données**, dans ce cadre une grande masse de données est exploitée afin de proposer une solution adaptée. Une solution initiale acceptable est recherchée dans la base existante de postures. Elle est affinée afin de répondre parfaitement aux contraintes liées à la prise courante en utilisant des techniques de cinématique inverse. Enfin la nouvelle prise obtenue est incorporée et vient enrichir la base de données de départ (Wang et al., 2005; Ait El Menceur et al., 2008; Curtis et Jing, 2008; Wang, 2008; Ait El Menceur et al., 2009; Pudlo et al., 2009).
3. **Planification basée sur la géométrie de la tâche** : les algorithmes géométriques de synthèse de saisie ont été développés afin de déterminer le lieu optimal de l'ensemble des contacts sur l'objet afin de garantir certaines propriétés mécaniques de la saisie telles que la fermeture en force et en forme (Force et form closure) (Kerr et Roth, 1986; Nguyen, 1986b, a, 1987; Ferrari et Canny, 1992; Gorce et al., 1994; Mirtich et Canny, 1994; Miller et Allen, 1999, 2004). Dans ce cas, la main est représentée par un ensemble de contacts. L'intérêt majeur de ce type de méthodes réside dans le fait qu'elles sont applicables indépendamment de l'architecture de la main. Cependant, elles laissent le problème de la posture de la main sans solution. Généralement, on peut utiliser des méthodes d'optimisation pour déterminer cette configuration (Borst et al., 2002; Guan et Zhang, 2003; Endo et al., 2006; El-Khoury et al., 2007; Endo et al., 2009; El-Khoury et Sahbani, 2010; Sahbani et al., 2012).
4. **Planification guidée par les capteurs et à base d'apprentissage** Elles émulent la capacité des systèmes biologiques à utiliser les données sensorielles afin de construire une représentation de la tâche. Ainsi, un modèle inexact peut être compensé par une correction ou une adaptation à l'objet ou l'environnement inconnu directement par une gestion en ligne des informations sensorielles ou par apprentissage (Coelho et Grupen, 1997; Wheeler et al., 2002; Carenzi et al., 2004; Pelosof et al., 2004; Gorce et Bendahan, 2005; Pedreño-molina et al., 2005; Zollo et al., 2005; Bendahan et Gorce, 2006). Dans ce cadre, plusieurs travaux ont été menés, (Kuperstein, 1991) ont proposé un

modèle basé sur des réseaux de neurones pour un robot doté de 5 degrés de liberté. (Uno et al., 1995; Taha et al., 1997) ont utilisé un réseau à couches cachées capable de construire une représentation distribuée des objets et de la forme correspondante de la main. De manière similaire (Moussa et Kamel, 1998) ont proposé une architecture capable d'apprendre des règles de saisie. Ce modèle représente la connaissance relative à la saisie sous la forme d'une association entre deux repères : celui attaché à la main et celui attaché à l'objet.

Dans le cadre de la simulation de l'acte de préhension et notamment des prises de précision avec l'extrémité des doigts, le bras et la main constituent un système multi-chaines redondant. On est alors confronté à un problème de cinématique inverse (Borst et al., 2002) qui nécessite de positionner de manière adéquate l'ensemble des chaînes. Dans le cadre du projet SYNERAGH, un aspect rarement envisagé dans les études décrites précédemment qui est la variabilité de la réponse des sujets humains a été intégrée dans la définition du modèle proposé. En effet, cette dernière est présente à plusieurs niveaux :

1. Les individus adoptent des stratégies différentes en fonction de leur morphologie, âge, condition physique et état psychologique (Park et al., 2005; Ait El Menceur et al., 2008; Ait El Menceur et al., 2009; Pudlo et al., 2009),
2. Dans le cadre de la même stratégie, il existe des différences interindividuelles qui peuvent être dues aux mêmes facteurs,
3. Un individu ne reproduit jamais le même mouvement deux fois de la même manière et les paramètres biomécaniques présentent de la variabilité du fait du bruit sensorimoteur et des perturbations externes.

Dans la suite de ce chapitre, les différents éléments sont présentés en commençant par la description des hypothèses retenues. Ensuite, certains détails d'implémentation et les résultats sont présentés et discutés.

7.2.2. Définition du problème et hypothèses retenues

La démarche adoptée va être présentée en considérant la configuration de la main seule (i.e. la position et l'orientation globale de la paume). Peu de modifications sont à apporter quand on considère le membre supérieur dans son intégralité.

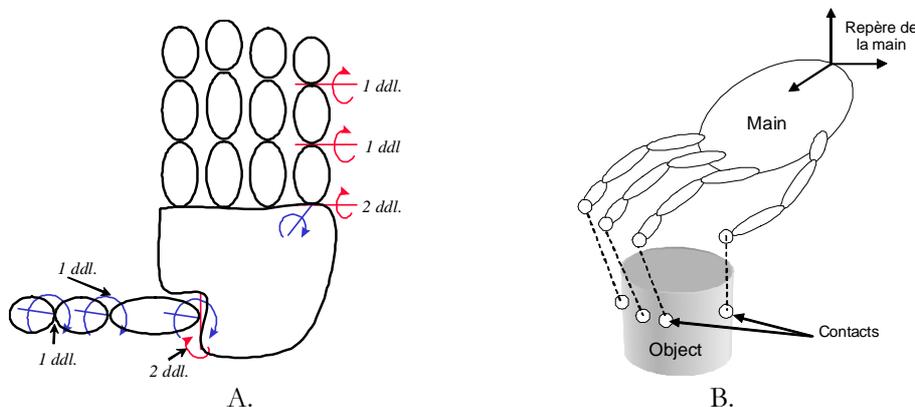


Figure 1 : A. Modèle 3D de la main, B. définition du problème à résoudre.

Le modèle de la main est composé de 5 chaînes articulaires représentant les doigts longs. Elles sont connectées à un corps commun qui représente la paume (Figure 1A.). Chaque doigt est constitué de trois segments rigides avec un total de quatre degrés de liberté. La configuration globale de la main correspond à la position et orientation du repère de base du solide représentant la paume. Ainsi, le modèle complet comprend 26 degrés de liberté décomposés en deux groupes : 20 pour la configuration des doigts et 6 pour la paume. L'ensemble de valeurs constitue la *posture manuelle*.

Etant donné un objet dont on connaît la géométrie et un ensemble de points de contacts sur cet objet représenté par leurs coordonnées dans un repère lié à l'objet, nous cherchons à définir la posture manuelle du modèle de la main telle que les extrémités des doigts atteignent leur position sur l'objet à saisir. Cette tâche doit pouvoir être exécutée en présence de bruit et d'incertitude. Le nombre de contacts est compris entre deux et cinq. (Figure 1B.).

Les hypothèses suivantes ont été adoptées :

1. Seules des saisies de précision (precision grasp) sont considérées et donc il n'y a qu'un seul contact par doigts,
2. On considère que l'ensemble des contacts défini au préalable possède les caractéristiques mécaniques adéquates (fermeture en force notamment),
3. Chaque contact sur la surface de l'objet est associé à un doigt particulier.

Les données d'entrée du modèle sont :

1. La géométrie de la main (dimensions),
2. Le nombre de contacts,
3. Le doigt associé à chaque contact,
4. La position 3D des contacts par rapport au repère de l'objet,
5. Les limites de l'espace 6D des solutions pour la configuration de la paume.

Les sorties du modèle sont :

1. La position et l'orientation du repère de la paume exprimées dans le repère global,
2. La posture des doigts.

7.2.3. Approche retenue

Définir la *posture manuelle* en une seule étape est un problème complexe du fait du nombre important de degrés de liberté. On peut considérer qu'il correspond à un problème de cinématique inverse d'un mécanisme multi-chaînes redondant avec plusieurs objectifs. En effet, chacun des doigts est impliqué et la configuration de la paume parmi l'infinité de solutions possibles doit conduire à une posture adéquate de tous les doigts. La résolution s'effectue en 2 étapes : la première concerne les doigts et la seconde l'attitude de la paume ou les articulations du poignet, du coude et de l'épaule selon la modélisation choisie. En effet, si l'attitude de la paume est fixée, il est possible de calculer la posture des doigts par cinématique inverse. De plus, si on exprime la position désirée de l'extrémité des doigts dans leur repère et que l'on construit un modèle de la cinématique inverse de chacun d'eux par apprentissage, il est possible de calculer très

rapidement la posture des doigts. Ainsi, le nombre de paramètres à déterminer chute à 6 ce qui correspond à l'attitude de la paume. Afin, d'intégrer du bruit dans les informations sensorielles et de l'incertitude, une procédure de recherche stochastique utilisant un algorithme à base d'apprentissage par renforcement est utilisé.

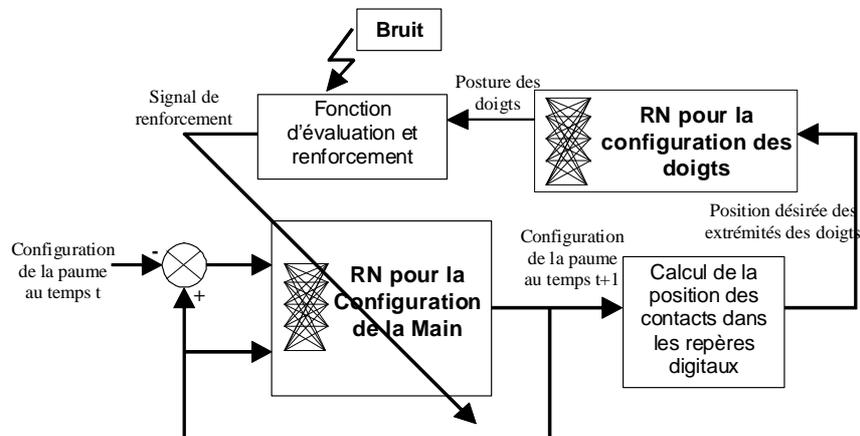


Figure 2 : Architecture du modèle d'apprentissage de la posture de la main

7.2.4. Structure et principe du modèle

La structure du modèle est composée de deux modules utilisant des réseaux de neurones travaillant en boucle fermée (Figure 2). Le premier « module » (RNCM) est chargé de déterminer la posture du repère lié à la paume (position et orientation) par rapport au repère global. Il s'agit d'un réseau à plusieurs couches ayant recours à un algorithme d'apprentissage par renforcement. Ce dernier est basé sur l'incorporation d'un neurone artificiel particulier appelé neurone SRV (acronyme de Stochastic Real Valued). La structure détaillée de ce neurone formel est donnée dans la section 7.2.6. Le réseau « RNCD », le second type de module, est dédié à la définition de la posture des doigts dans l'espace articulaire à partir de la position désirée de l'extrémité des doigts (section 7.2.5). Les données angulaires fournies en sortie sont utilisées afin de qualifier la posture complète au travers d'un paramètre d'évaluation. Le signal de renforcement qui en est dérivé est utilisé par le RNCM afin de mettre à jour ses paramètres internes.

Le principe de fonctionnement du RNCM est le suivant :

1. La position courante de la paume et la différence entre la position courante et la position à l'instant précédent est envoyé en entrée du réseau RNCM. En sortie, on obtient une nouvelle configuration de la paume,
2. A partir de la position de la paume, on exprime la position des contacts sur l'objet dans le repère de la racine de chacun des doigts correspondant,
3. En utilisant le réseau implémentant la cinématique inverse (RNCD) on évalue la posture des doigts,
4. La *posture manuelle* est évaluée à l'aide d'un critère et un signal de renforcement est calculé afin de mettre à jour les paramètres internes du RNCM,
5. L'ensemble des étapes 1 à 4 est itéré tant qu'une solution satisfaisante est trouvée (c'est à dire

pour laquelle le renforcement prend une valeur suffisamment importante et le critère optimisé) ou laquelle tant que le nombre d'itération maximum est atteint.

La fonction d'évaluation qui est estimée à chaque itération correspond à la somme des erreurs de positionnement des doigts sur l'objet.

$$E_k = \sum_{i=1}^n \left\| \mathbf{PX}_i^D - \mathbf{PX}_i^M \right\| \quad (1)$$

\mathbf{PX}_i^D et \mathbf{PX}_i^M correspondent à la position désirée et mesurée de l'extrémité du doigt i dans le repère global à l'itération k . Dans l'optique de modéliser du bruit dans la mesure et des informations capteurs plus ou moins fiables, la valeur de la fonction d'évaluation est modifiée par l'ajout d'un bruit blanc gaussien de caractéristiques connues (voir section 7.2.6).

7.2.5. Cinématique inverse des doigts [CI 14]

Etant donné l'ensemble de contacts dont la position est exprimée dans un repère lié à l'objet et une posture de la paume de la main, on cherche à déterminer la posture des doigts dans l'espace articulaire. Afin de mener à bien cette tâche, nous avons utilisé une version modifiée (Rezzoug et Gorce, 2001; Gorce et Rezzoug, 2005) de l'architecture modulaire proposée par (Oyama et al., 2001a; Oyama et al., 2001b). Le principal avantage de ce formalisme par rapport aux autres modèles connexionnistes est qu'il permet de par sa structure de tenir compte de la discontinuité de la cinématique inverse de systèmes poly-articulés avec limites articulaires.

Le principe de ce formalisme est basé sur trois points particuliers :

1. L'apprentissage de la cinématique inverse est basé sur la création incrémentale de plusieurs réseaux de neurones appelés des « experts » chacun d'eux couvrant correctement une partie de l'espace de travail du doigt.
2. Lorsqu'un expert est créé, une *posture représentative* du doigt lui est associée,
3. Après apprentissage et pour une position désirée du point terminal de la chaîne, les angles articulaires sont obtenus par une compétition appropriée entre les « experts ».

7.2.6. Apprentissage par renforcement de l'attitude de la paume : le neurone SRV

Le processus de détermination de la posture de la paume est basé sur un algorithme d'apprentissage par renforcement (Sutton, 1988; Watkins, 1989; Kaelbling et al., 1996; Doya, 2000b). Dans ce cadre, le réseau doit inférer les actions adéquates à entreprendre en se basant uniquement sur une information concernant sa performance après exécution. Cette dernière prend la forme d'un scalaire. Le formalisme ainsi choisi est implémenté sous la forme d'un réseau qui intègre des neurones SRV (Stochastic Real Valued) spécifiques pour l'apprentissage par renforcement (Gullapalli, 1990; Gullapalli, 1995a, b). Afin d'appréhender le fonctionnement de ce type de neurones, nous fournissons une description des entrées/sorties ainsi que l'algorithme d'apprentissage. Un vecteur d'entrée \mathbf{i}_k de $\mathbf{X} \subseteq \mathfrak{R}^n$, où \mathfrak{R} est l'ensemble des nombre réel est envoyé à l'entrée d'un neurone SRV à l'instant k . Cette unité produit une sortie aléatoire \mathbf{o}_k sélectionnée à

partir d'une densité de probabilité interne définie sur un intervalle $O \subseteq \mathfrak{R}$. Le neurone SRV utilise son entrée \mathbf{i}_k afin de calculer les paramètres μ_k et σ_k d'une densité de probabilité Gaussienne (μ_k est la moyenne et σ_k l'écart type). Ces paramètres sont obtenus par la somme pondérée du vecteur d'entrée par un ensemble de poids Θ et Φ pour μ_k et σ_k respectivement. Dans le cas d'une couche de neurones SRV θ_j et φ_j correspondent au poids associé au j^{me} composant de \mathbf{i}_k du et k^{me} neurone SRV. Alors, la moyenne de la distribution Normale est obtenue de la manière suivante :

$$\mu_k = \theta^T \mathbf{i}_k \quad (2)$$

θ est le vecteur colonne des poids.

L'évaluation de l'écart type s'effectue en 2 étapes. Premièrement, un paramètre nommé renforcement attendu est évalué par la somme pondérée de l'entrée \mathbf{i}_k par un vecteur de poids φ .

$$\hat{r}_k = \varphi^T \mathbf{i}_k \quad (3)$$

Alors l'écart type est une fonction du renforcement attendu :

$$\sigma_k = s(\hat{r}_k) \quad (4)$$

Ce dernier est un paramètre qui donne l'estimation interne du renforcement après l'exécution d'une action. $s(\cdot)$ est une fonction positive, décroissante et monotone de \hat{r}_k avec $s(1) = 0$. Dès lors, si le renforcement maximum est attendu, l'écart type est égal à 0. Ce paramètre représente le degré d'exploration autour de la moyenne. De ce fait, si le renforcement attendu est élevé alors l'action exécutée est satisfaisante et le degré d'exploration doit être réduit autour de cette solution. Ainsi, l'écart type devra être faible.

Lorsque μ_k et σ_k sont calculés, le neurone SRV calcule son *activation* a_k . Celle-ci est obtenue par un tirage aléatoire distribué selon la loi Normale de moyenne μ_k et d'écart type σ_k :

$$a_k \sim N(\mu_k, \sigma_k) \quad (5)$$

Enfin, la sortie o_k du neurone est fonction de l'*activation* : $o_k = f(a_k)$. Dans le cas présent, $f(\cdot)$ est la fonction logistique car nous voulons que l'amplitude de la sortie soit comprise entre 0 et 1. Afin d'obtenir une sortie à l'intérieur des bornes définies, o_k est mis à l'échelle :

$$\mathbf{X}_{k+1} = \mathbf{X}_{\min} + (\mathbf{X}_{\max} - \mathbf{X}_{\min}) \otimes o_k \quad (6)$$

\mathbf{X}_{k+1} correspond à la configuration de la paume à l'instant $k+1$, \mathbf{X}_{\min} correspond à la borne inférieure et \mathbf{X}_{\max} à la borne supérieure de l'espace des valeurs admissibles. L'opérateur \otimes correspond au produit

de vecteurs terme à terme. La nouvelle sortie \mathbf{X}_{k+1} , évaluée à partir de la fonction d'évaluation (1) et du contexte $\hat{\mathbf{i}}_k$, retourne une valeur de renforcement $r_k \in \mathbb{R} = [0, 1]$ (7), avec $r_k = 1$ pour le renforcement maximum. Il est calculé de la manière suivante :

$$r_k = 1 - h(E_k) \quad (7)$$

E_k (3) correspond à l'erreur au pas de temps k . h est une fonction monotone croissante de l'erreur E_k qui prend des valeurs dans l'intervalle $[0, 1]$. Si E_k est élevée, h tend vers 1 et le réseau reçoit une « punition maximale » avec un renforcement égal à 0. Au contraire, si E_k est faible, h tend vers 0 et le renforcement augmente. Dans le cas présent, la fonction h est de type tangente sigmoïde.

Afin, de tenir compte de la mauvaise qualité éventuelle des retours sensoriels et du bruit, le renforcement est modifié par l'ajout d'un bruit blanc Gaussien d'écart type connu σ_n .

$$r_k = r_k + N(0, \sigma_n) \quad (8)$$

Afin de mettre à jour les paramètres $\theta(k)$ et $\varphi(k)$ qui permettent de calculer μ_k et σ_k , les règles suivantes sont appliquées :

$$\theta(k+1) = \begin{cases} \theta(k) + \alpha \left((r_k - \hat{r}_k) \left(\frac{a_k - \mu_k}{\sigma_k} \right) \right) (i_k) & \text{if } \sigma_k > 0 \\ \theta(k) & \text{if } \sigma_k = 0 \end{cases} \quad (9)$$

$$\varphi(k+1) = \varphi(k) + \rho (r_k - \hat{r}_k) i_k \quad (10)$$

Les taux d'apprentissage α et ρ prennent des valeurs constantes. Les règles de mise à jour ont pour but de produire le comportement suivant : si la perturbation normalisée ajoutée à la moyenne (fraction de (9)) conduit à un renforcement plus important qu'attendu (c'est à dire que le premier terme entre parenthèse est positif) alors il est souhaitable que le neurone produise une sortie qui se rapproche de la sortie actuelle. Autrement dit la moyenne de la distribution devrait être déplacée dans la direction de la perturbation qui a produit un meilleur renforcement que prévu. Afin de mettre à jour le vecteur φ (10) à chaque vecteur d'entrée est associé un renforcement attendu. Puisque ces 2 valeurs sont disponibles, un apprentissage supervisé de type Widrow-Hoff LMS est implémenté. Le second point important dans la règle d'apprentissage concerne le fait que l'écart type dépend du renforcement attendu (3). De ce fait le neurone SRV peut contrôler l'étendue de l'espace de recherche. En effet, plus l'écart type diminue et plus l'espace de recherche est rétréci dans le voisinage de la sortie moyenne.

7.2.7. Résultats de simulation de la posture de saisie de la main avec incertitude [RI 16], [RI 17], [RI 19], [RI 20], [CI 12], [CI 13] et [CN 24]

L'objectif de cette section est d'étudier les performances du modèle proposé. Nous évaluons la capacité du

modèle proposé à construire des postures de la main pour des types de saisie particuliers en présence de bruit dans l'évaluation. La tâche considérée consiste à saisir à l'aide des 5 doigts un objet de forme parallélépipédique. Avant chaque simulation, les poids du réseau RNCM sont initialisés à des valeurs aléatoires comprises dans l'intervalle $[-0.5, 0.5]$ et la paume de la main est placée dans une configuration aléatoire dans l'espace de recherche de la solution. La procédure d'apprentissage est exécutée tant que le renforcement est inférieur à 0.99 avec une condition d'arrêt fixée pour un nombre d'itérations maximum.

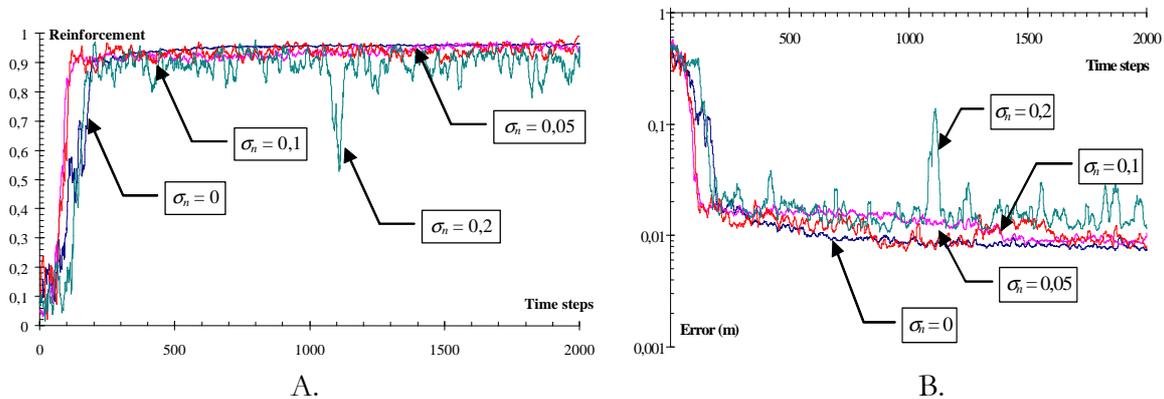


Figure 3 : Evolution des paramètres d'apprentissage selon le niveau de bruit: A. Signal de renforcement et B. erreurs correspondantes (m).

Afin, d'identifier l'influence de l'incertitude et du bruit qui reflète des capteurs de faible qualité, nous avons considéré 4 niveaux de bruits blancs normalisés différents avec des écarts types σ_n égaux à 0.2, 0.1, 0.05 et 0 (qui correspond à un renforcement déterministe, $r_k \in [0, 1]$). Chaque simulation comporte au maximum 2000 itérations. Les bornes de l'espace de recherche sont données dans le Tableau 1. Afin d'obtenir une convergence satisfaisante, les taux d'apprentissage suivants ont été choisis pour le RNCM : $\alpha_{BP} = 0.01$ pour les neurones RGE, $\alpha = 0.01$ et $\rho = 0.01$ pour les neurones SRV.

La Figure 3A. donne l'évolution du renforcement pour les différents niveaux de bruit. Les courbes d'erreur de prédiction sont représentées dans la Figure 3B. L'algorithme trouve une solution même si les courbes semblent plus irrégulières pour des bruits d'écart type élevé. On peut noter que la vitesse de convergence est du même ordre de grandeur que celle des essais avec renforcement déterministe. Aussi, une solution satisfaisante est déterminée après un nombre d'itérations relativement faible. Au début de l'apprentissage, la valeur du renforcement obtenu et attendu sont faibles. Ainsi, le processus d'exploration de l'espace des solutions prédomine. Au fur et à mesure de l'apprentissage, la moyenne des distributions Gaussiennes de chaque neurone SRV de la couche de sortie est graduellement modifiée de telle manière à augmenter le renforcement. En conséquence, le renforcement attendu augmente et l'écart type des neurones SRV diminue. On passe d'un comportement d'exploration à un comportement d'exploitation car l'écart type diminuant, la recherche de solution s'effectue dans un voisinage plus proche de la sortie moyenne du neurone. De ce fait, la configuration de la main est peaufinée et ne subit plus de variations importantes.

Tableau 1 : Espace de recherché des solutions pour la saisie de l'objet parallélépipédique à l'aide de 5

doigts.

	X (m)	Y (m)	Z (m)	θX (°)	θY (°)	θZ (°)
Minimum	-0.1	-0.1	0.15	-45	-45	-135
Maximum	0.1	0.1	0.25	45	45	-45

Des résultats de simulation pour différents types de saisie avec des nombres et positions de contacts différentes sont proposés. Les calculs ont été effectués à l'aide de MATLAB. On considère la saisie d'un verre à l'aide de 3 (tâche n°1) ou 4 doigts (tâche n°2) et la saisie d'un objet parallélépipédique à l'aide 5 doigts (tâche n°3) (Figure 4). Pour chaque tâche, 20 simulations sont considérées. Dans ce cas, nous n'avons considéré que le renforcement déterministe. Les résultats de simulation sont résumés dans le Tableau 2. Pour chaque tâche, on fournit dans la 3ème ligne, l'erreur globale moyenne \pm écart type en mm calculée à partir de (1). Le détail de l'erreur pour chaque doigt est donné dans les lignes suivantes. Les différentes colonnes correspondent aux différentes tâches et aux erreurs après un certain temps d'apprentissage. Le temps moyen \pm écart type de la 3ème colonne correspond au temps nécessaire pour exécuter 2000 itérations pour la tâche 1 et 1000 itérations pour les 2 autres.

Tableau 2 : Résultats de simulation à l'aide de RNCM, les erreurs sont données en mm et les temps en s.

	Tâche n°1			Tâche n°2			Tâche n°3		
Temps	2	5	18.5 \pm 12.3	2	6	14.8 \pm 5.2	3	7	18.9 \pm 3.2
Erreur	9.0 \pm 9.4	4.1 \pm 1.1	3.1 \pm 0.04	8.4 \pm 5.8	6.2 \pm 1.7	5.1 \pm 1.2	21.3 \pm 21.7	9.1 \pm 2.8	6.9 \pm 1.3
Pouce	2.6 \pm 1.4	1.9 \pm 0.8	1.5 \pm 0.7	3.4 \pm 2.9	2.5 \pm 1.3	2.1 \pm 0.9	7.0 \pm 9.8	3.7 \pm 1.5	3.0 \pm 0.9
Index	4.5 \pm 7.5	1.1 \pm 0.7	0.8 \pm 0.4	1.9 \pm 1.5	1.3 \pm 0.3	1.2 \pm 0.4	4.9 \pm 6.2	2.2 \pm 1.3	1.6 \pm 0.9
Majeur	2.0 \pm 2.2	1.1 \pm 0.4	0.8 \pm 0.4	1.5 \pm 1.5	1.2 \pm 0.7	0.9 \pm 0.5	3.5 \pm 5.1	1.1 \pm 0.5	1.0 \pm 0.3
Annulaire				1.6 \pm 0.9	1.2 \pm 0.5	0.9 \pm 0.5	2.2 \pm 2.8	1.0 \pm 0.5	0.7 \pm 0.3
Auriculaire							3.7 \pm 7.4	1.2 \pm 1.0	0.7 \pm 0.3

Dans la Figure 4, nous présentons un exemple de résultat obtenu pour chaque tâche considérée.

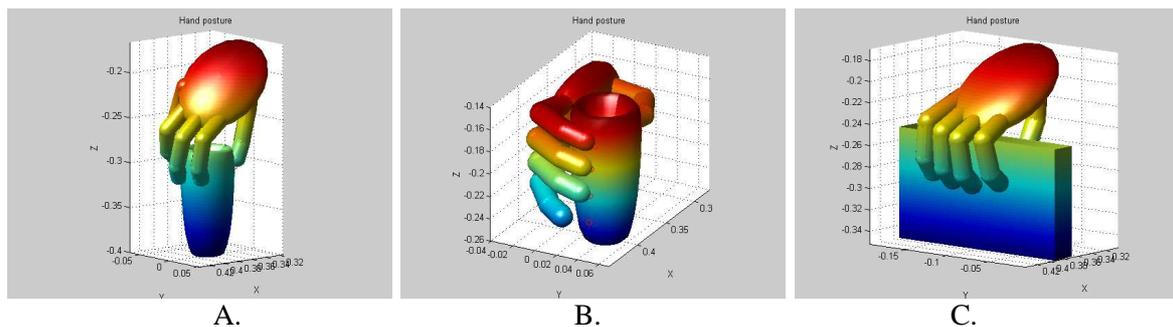


Figure 4 : Postures obtenues par le RNCM pour chaque tâche A. saisie du verre par le dessus à l'aide de 3 doigts, B. saisie du verre par le coté à l'aide de 4 doigts, C. saisie du parallépipède rectangle à l'aide de 5 doigts.

Les résultats obtenus ont été comparés favorablement par rapport à ceux obtenus à l'aide d'une méthode d'optimisation (Borst et al., 2002; Rezzoug et Gorce, 2003; Gorce et Rezzoug, 2004, 2005)

7.2.8. Détermination de la posture du membre supérieur complet sans collision avec des obstacles. [RI 11], [RI 13], [CI 9] et [CO 1]

Dans la suite de nos travaux, nous avons considéré un modèle plus complet du membre supérieur qui inclut le bras, l'avant-bras et la main. Les capacités du modèle ont été étendues d'une part par l'ajout des segments proximaux à la main bras mais aussi en considérant la présence éventuelle d'obstacles dans l'environnement (Rezzoug et Gorce, 2006, 2009). Le principe de résolution reste très similaire à celui utilisé pour la main seule. Au lieu d'optimiser la position de la paume de la main, on considère directement les angles articulaires du bras. De ce fait, le réseau RNCM est remplacé par le RNCB (Réseau de Neurones pour la Configuration du Bras). De plus, on utilise le modèle géométrique direct du bras afin de définir la position des contacts dans le repère du doigt correspondant (Figure 5B).

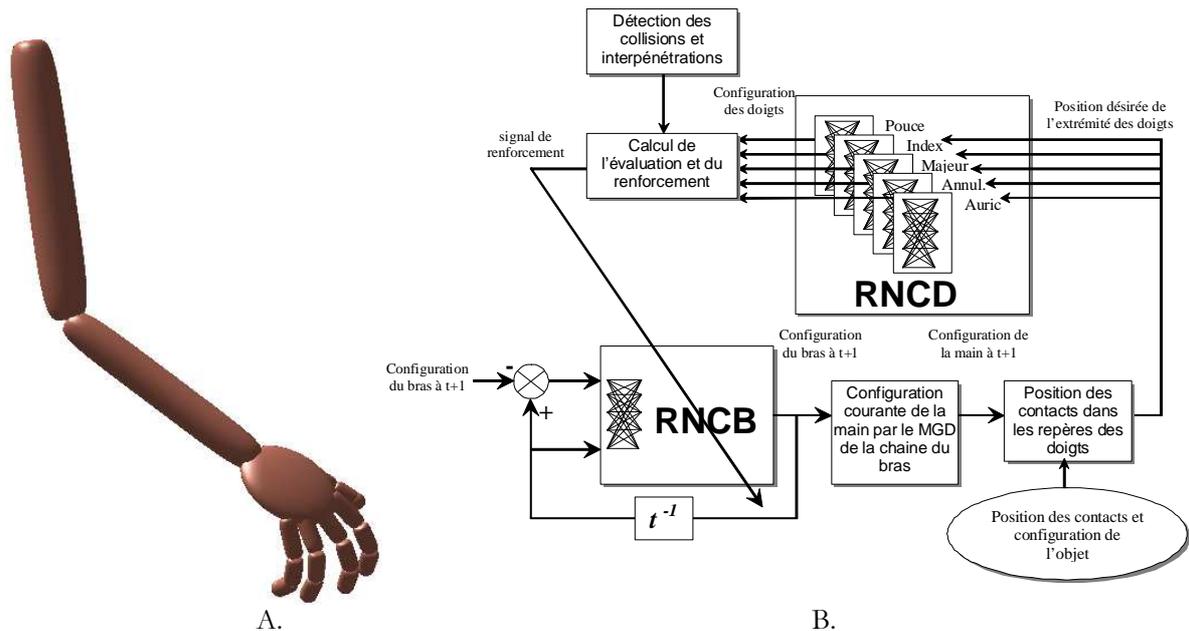


Figure 5 : A. Modèle complet du membre supérieur, B. Architecture globale du modèle incluant le bras et l'évitement d'obstacle.

7.2.8.1. Modèle du membre supérieur

Le modèle du membre supérieur en plus de la main est composé de deux segments et trois articulations (Figure 5A) avec 7 degrés de liberté décrites par le vecteur $\mathbf{q} = [q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, q_6, q_7]^T$. La première articulation localisée à l'épaule (articulation glénohumérale) possède trois degrés de liberté (Plan d'élévation, élévation, rotation axiale), la seconde, l'articulation du coude en possède deux : flexion - extension et pronation - supination. Enfin, le poignet possède deux degrés de liberté : déviation radio-ulnaire et flexion - extension. Le repère en bout de chaîne correspond à l'orientation de la paume de la main.

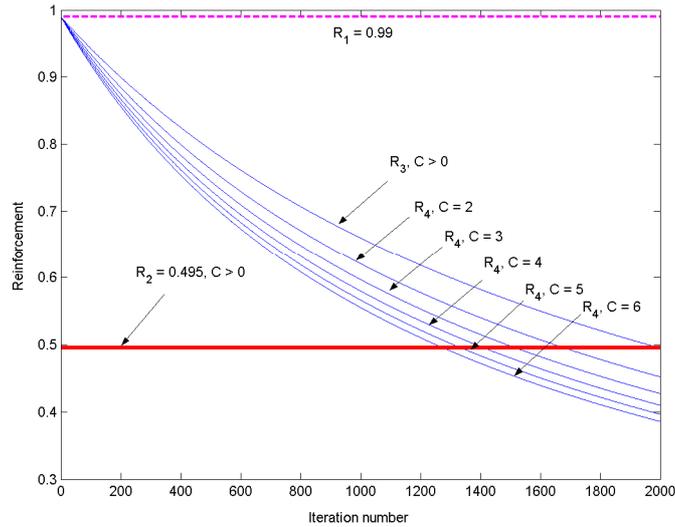


Figure 6 : Evolution des renforcements R_2 , R_3 et R_4 avec $R_1 = 0.99$ en fonction du nombre d'itérations (axes des abscisses) et d'interpénétrations noté C sur le schéma.

7.2.8.2. Amélioration de l'apprentissage par le "façonnage"

Dans le cas où on considère la gestion des interpénétrations et l'évitement d'obstacle, deux aspects de la performance doivent être pris en compte pour définir la valeur du renforcement. Le premier évalue le positionnement du membre supérieur alors que le second est relatif à l'évitement d'obstacle. Afin de définir le signal de renforcement adéquat, nous considérons d'abord l'évaluation de la tâche de positionnement des doigts. Etant donnée la configuration articulaire du bras et des doigts, la position courante de l'extrémité de chacun des doigts peut être évaluée via le modèle géométrique direct. La forme la plus simple du renforcement R_l comme il a été défini précédemment affecte une pénalité maximale si l'erreur E_k est importante. Elle est rappelée ici (a est un scalaire strictement positif) (11) :

$$R_l = 1 - h(a.E_k) \quad (11)$$

En partant de la définition de R_l , l'expression la plus simple d'un signal de renforcement qui induirait un comportement d'évitement d'obstacle pourrait être le suivant :

$$R_2 = \begin{cases} R_l & \text{si pas de collision} \\ R_l / 2 & \text{si collision} \end{cases} \quad (12)$$

Afin de satisfaire le second objectif, le renforcement R_l est divisé par 2 quand une collision ou une interpénétration est détectée entre le membre supérieur et l'environnement. Ainsi, même si la tâche principale est exécutée avec succès, le renforcement prend une valeur faible en raison de l'existence d'une collision. On peut noter au passage la simplicité de l'incorporation du comportement d'évitement d'obstacle dans le processus d'apprentissage car seule la valeur du renforcement est modifiée. Cependant,

il apparaît que le critère R_2 exploite une stratégie plutôt grossière. En effet, le modèle doit découvrir la stratégie adéquate afin de satisfaire simultanément deux types de contraintes. Ceci est une tâche plus complexe que celle de positionnement “simple” du bras.

Afin de contourner cette difficulté, nous avons utilisé une technique inspirée du conditionnement des animaux appelée « façonnage » (shaping en anglais) (Skinner, 1938; Peterson, 2004). Ce concept qui a été appliqué dans le cadre de l'apprentissage par renforcement peut s'énoncer de la manière suivante : “Le principe sous-tendu par le façonnage est que l'apprentissage de tâches complexes peut être facilité en commençant par la considération de tâches plus simples... le comportement d'un contrôleur peut être façonné au cours du temps en augmentant graduellement la complexité de la tâche alors que l'agent est en cours d'apprentissage” (Gullapalli et al., 1997).

Afin d'incorporer la technique du façonnage dans la procédure d'apprentissage, l'idée de base est de laisser l'agent apprendre la tâche de positionnement en premier lieu puis graduellement surimposer la tâche d'évitement d'obstacle. Afin de l'implémenter, on définit un renforcement qui augmente graduellement au cours du temps la pénalisation des éventuelles collisions et interpénétrations. Ainsi, l'agent peut apprendre la tâche principale et modifier petit à petit son comportement afin de satisfaire les contraintes d'évitement d'obstacles. La valeur du renforcement (R_3) est donnée dans l'expression suivante (i correspond au nombre courant d'itérations et p au nombre maximum d'itérations) :

$$R_3 = \begin{cases} R_1 & \text{si pas de collision} \\ R_1 / (1 + i / p) & \text{si collision} \end{cases} \quad (13)$$

On constate que son fonctionnement est très simple. Si une collision ou une interpénétration entre un objet de l'environnement et le bras se produit, pour une même valeur de R_1 une augmentation de i conduit à une augmentation du dénominateur dans (13) et ainsi à une diminution de R_3 . Si $i = p$, on peut remarquer que $R_3 = R_2$ et que donc avec l'augmentation de i on a une transition graduelle de R_1 (pas de pénalité pour les collisions) vers R_2 (pénalité maximale en cas de collision). Cette caractérisation plus “lâche” de la définition de la posture du bras avec évitement d'obstacle pourrait être plus facile à apprendre que l'appréhension directe des 2 tâches comme définie par R_2 . L'évolution de R_3 avec $R_1 = 0.99$ en présence de collisions est représentée dans la Figure 6. L'inconvénient de R_3 est que la même pénalité est appliquée quel que soit le nombre de collisions. Il pourrait être plus facile d'apprendre la tâche, si l'agent pouvait évaluer différemment deux postures qui conduisent à un nombre différent de collisions. Une pénalité plus importante pourrait être attribuée avec un nombre croissant de collisions. Ceci nous a amené à définir le renforcement R_4 de la manière suivante :

$$R_4 = \begin{cases} R_1 & \text{si pas de collision} \\ R_1 / (1 + c^\beta (i / p)) & \text{si collision} \end{cases} \quad (14)$$

c correspond au nombre de collisions ou interpénétrations et β est un nombre réel positif. R_3 et R_4 utilisent la même stratégie, à ceci près que R_4 tient compte du nombre de collisions. Pour la même valeur de R_i , i et p , une augmentation du paramètre c conduit à une diminution du renforcement R_4 . Si $c = 1$, alors $R_4 = R_3$. L'évolution de R_4 , pour différentes valeurs de c est représentée dans la Figure 6.

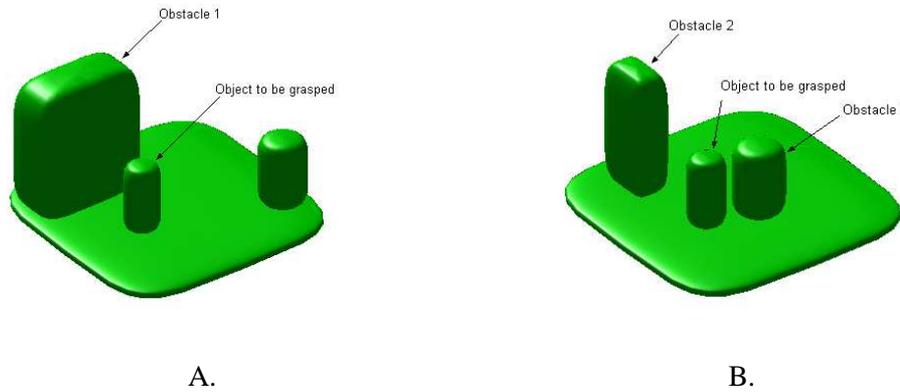


Figure 7 : Environnements pour la tâche de saisie considérée.

7.2.8.3. Simulation

Afin de tester ces modifications et notamment les renforcements proposés, nous avons considéré la tâche de saisie d'un objet cylindrique avec trois doigts. Deux environnements différents ont été considérés (Figure 7). Le premier contient un obstacle de grande dimension entre le bras et l'objet à saisir et le second 2 obstacles dont un placé près de l'objet à saisir. Pour chaque renforcement et chaque environnement, 30 simulations sont exécutées. L'apprentissage est achevé quand le renforcement est supérieur à 0.99 ou lorsque le nombre maximal d'itérations est atteint. L'environnement de simulation avec la détection de collision entre les éléments a été implémenté dans MATLAB en modélisant les objets sous forme de courbes superquadriques (Pelossof et al., 2004; Rezzoug et Gorce, 2009). Les résultats sont présentés dans les Tableaux 3 et 4. Sur la première ligne, le nombre de simulations satisfaisantes est donné. Ceci correspond au cas où le renforcement est supérieur à 0.99. Pour les simulations non satisfaisantes, on indique dans les lignes 2 et 3, le nombre de cas pour lesquels l'échec est dû soit à la tâche de positionnement ou à une collision ou interpénétration. Pour les simulations réussies, on indique dans les lignes 3 et 4 du tableau de résultats le nombre nécessaire d'itérations (moyenne \pm écart type). Les résultats sont donnés pour les 4 renforcements.

Tableau 3 : Résultats de simulation pour la tâche 1.

Renforcement		R_1	R_2	R_3	R_4
Succès		26	20	22	26
Causes d'échec	Positionnement	4	10	7	4
	Collision	22	3	6	2
Nombre d'itérations		$102 \pm 126^*$	$430 \pm 271^\pounds$	281 ± 259	310 ± 245

* ($p < 0.05$) NI significativement plus petit pour R_1 par rapport à R_2 , R_3 et R_4

$^\pounds$ ($p < 0.05$) NI significativement plus grand pour R_2 par rapport à R_1 , R_3 et R_4

Tableau 4 : Résultats de simulation pour la tâche 2.

Renforcement		R ₁	R ₂	R ₃	R ₄
Succès		25	8	22	16
Causes d'échec	Positionnement	5	22	7	14
	Collision	24	4	2	5
Nombre d'itérations		161 ± 120*	266 ± 454 _£	228 ± 273	223 ± 260

* (p<0.05) NI significativement plus petit pour R₁ par rapport à R₂, R₃ et R₄

£ (p<0.05) NI significativement plus grand pour R₂ par rapport à R₃ et R₄

Le renforcement R₁ est utilisé comme référence afin de démontrer que les autres ont effectivement un effet sur l'évitement d'obstacle. La première observation est que les définitions des différents renforcements conduisent bien au comportement désiré même si la tâche de positionnement n'est pas satisfaite. En utilisant R₁, 22 solutions sur 26 conduisent à une collision pour les tâches 1 et 24 sur 25 valides pour la tâche 2. Ce nombre chute à 3, 6 et 2 pour R₂, R₃ et R₄ pour la tâche 1 alors qu'il est de 4, 2 et 5 pour la tâche 2.

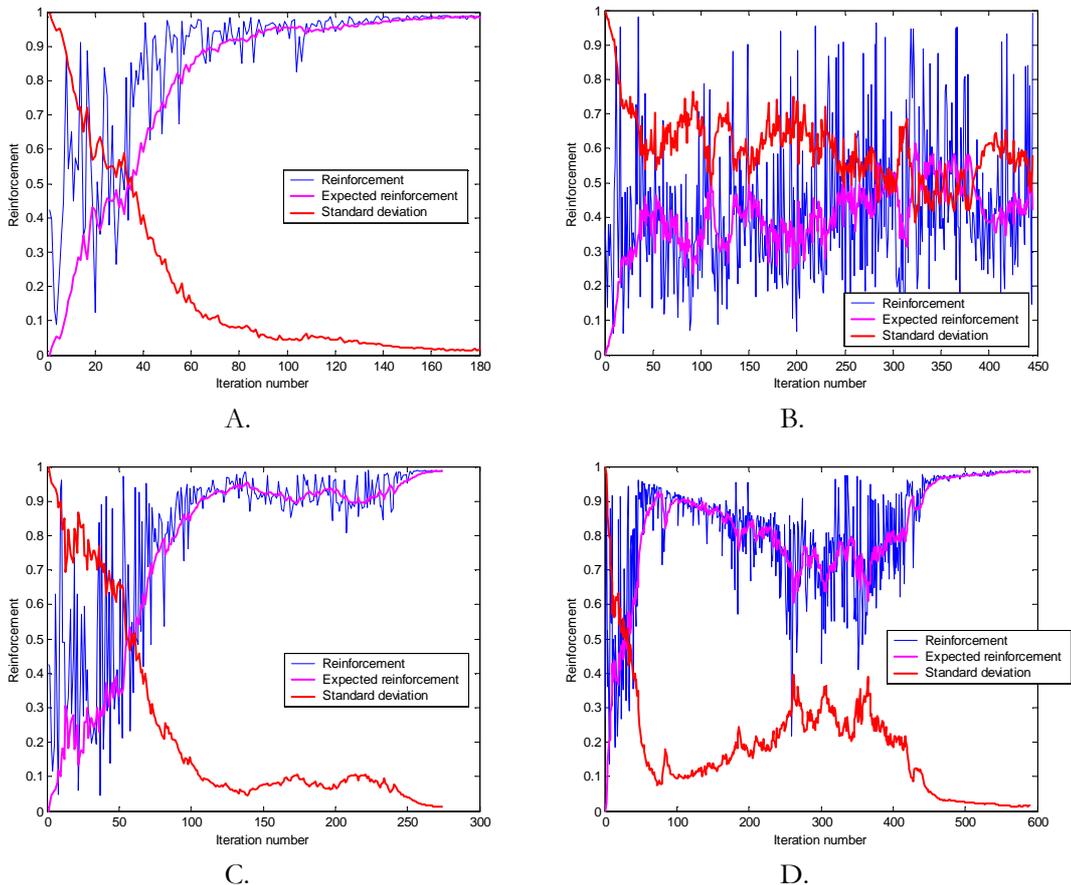


Figure 8 : Exemples d'évolution des paramètres d'apprentissage pour la tâche 1 obtenus avec A. R₁, B. R₂, C. R₃ et D. R₄.

On peut aussi noter une augmentation du nombre de succès avec l'incorporation du "façonnage" par rapport à la stratégie brute implémentée par R₂. Ceci est particulièrement évident pour la seconde tâche avec 8 succès pour R₂ comparés au 22 obtenus avec R₃. Ceci suggère que la stratégie du façonnage conduit

à un nombre plus important de réussites et que donc l'apprentissage est amélioré.

La Figure 8 représente l'évolution des paramètres internes du réseau RNCB en fonction des différents renforcements. Ces courbes donnent des informations intéressantes sur le processus d'apprentissage. Avec R_1 (Figure 8A.), l'évolution du renforcement attendu (magenta) qui est un paramètre interne relié à la performance du modèle a une évolution « monotone » avec une tendance croissante qui suggère que l'apprentissage s'effectue en une seule séquence avec une transition graduelle de l'exploration à l'exploitation. Si on considère R_2 , l'évolution de ce paramètre est beaucoup moins régulière démontrant la difficulté à trouver une solution (Figure 8B.). L'évolution de R_3 et R_4 (Figure 8C. et 8D.) montrent l'effet du façonnage. Au début de l'apprentissage, le renforcement attendu suit la même évolution que celle de R_1 . Avec l'augmentation du nombre d'itérations (NI), l'existence d'interpénétrations est beaucoup plus fortement pénalisée et on assiste à une diminution du renforcement attendu. De manière similaire, l'écart type des neurones SRV augmente ce qui a pour cause d'augmenter l'espace de recherche des solutions. Dans un second temps, en tirant avantage de l'apprentissage déjà acquis de la tâche de positionnement, une solution est finalement trouvée qui présente aussi un comportement d'évitement d'obstacle. Ceci est particulièrement visible sur la Figure 9 qui donne l'évolution du nombre d'interpénétrations pour le critère R_3 . Cette courbe correspond à la Figure 8. L'agent est en cours d'apprentissage de la tâche de positionnement et ne tient pas compte des collisions d'où un nombre élevé de ces dernières. Avec l'augmentation du NI, ce comportement est de plus en plus pénalisé et, en utilisant le « savoir » déjà acquis, l'agent est capable de satisfaire les contraintes d'évitement d'obstacle sans détériorer les performances sur le positionnement des doigts.

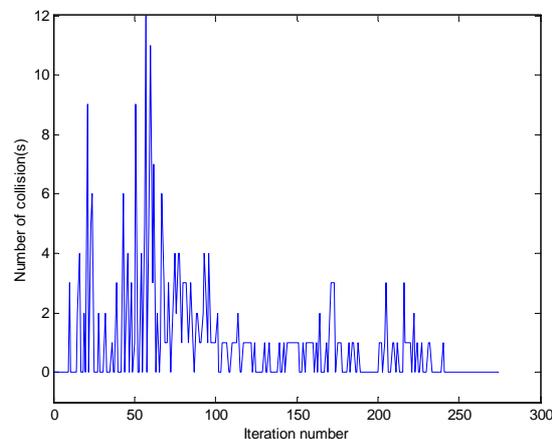


Figure 9 : Evolution du nombre d'interpénétrations lors d'une simulation utilisant R_3 .

Nous montrons aussi que le type de renforcement utilisé à une influence directe sur le NI nécessaire. Une ANOVA sur NI avec le renforcement comme variable indépendante a été conduite en association avec des tests à postériori de type Bonferoni. Les résultats montrent que le type renforcement a une influence sur NI ($F(3, 161) = 14.33, p < 0.0001$). Les tests post-hoc révèlent que le NI pour R_1 est plus faible que pour les 3 autres renforcements ($p < 0.05$) ce qui semble logique vu la difficulté moindre de la tâche. De plus, NI est significativement plus important pour R_2 en comparaison de R_3 ($p < 0.05$) et R_4 ($p < 0.05$) alors

qu'aucune différence significative n'est mise en évidence entre R_3 et R_4 ($p > 0.05$).

Ces résultats suggèrent que l'apprentissage de la tâche de positionnement est plus simple que celle qui inclut l'évitement d'obstacles car en moyenne un nombre plus important d'itérations est nécessaire quel que soit le renforcement choisi. Deuxièmement, l'incorporation de la stratégie de façonnage dans le processus d'apprentissage réduit significativement le nombre d'itérations nécessaire. Enfin, tenir compte du nombre de collisions ne semble pas diminuer de manière significative le NI. De ce fait, le critère R_3 semble être le plus performant dans le cadre du modèle proposé. Dans la Figure 10, la posture obtenue afin de saisir un objet cylindrique, entouré de 3 obstacles est présentée.

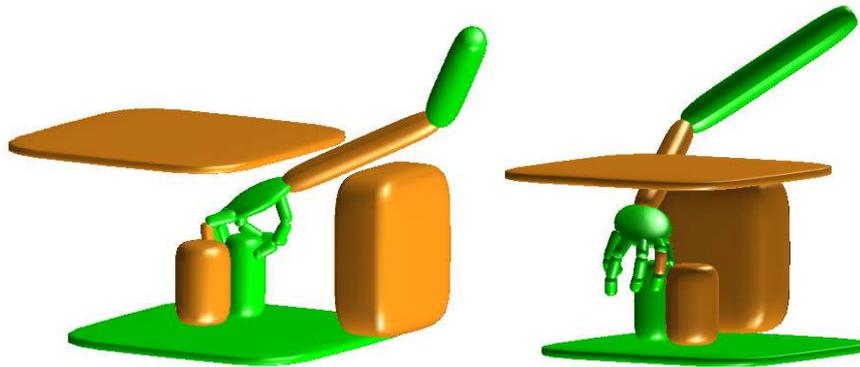


Figure 10 : Posture du membre supérieur lors de la saisie d'un objet entouré de 3 obstacles.

7.2.8.4. Extraction de « comportements » et renforcement

L'objet de ce paragraphe concerne l'étude un peu plus approfondie des différentes postures obtenues. Afin de mener à bien cette analyse, nous avons utilisé un outil de classification afin de déterminer si les postures diffèrent de manière qualitative. Pour la tâche 1, un ensemble de postures prototypiques a été créé en utilisant l'algorithme de quantization de vecteurs LBG (Linde et al., 1980). Alors, les postures obtenues sont associées à un sous ensemble des postures prototypiques. L'ensemble d'apprentissage dans ce cas correspond aux 94 postures du bras (7×1) qui permettaient de réaliser la saisie de la tâche 1. Le nombre de vecteurs ou mots du dictionnaire est égal à 8 (Figure 11).

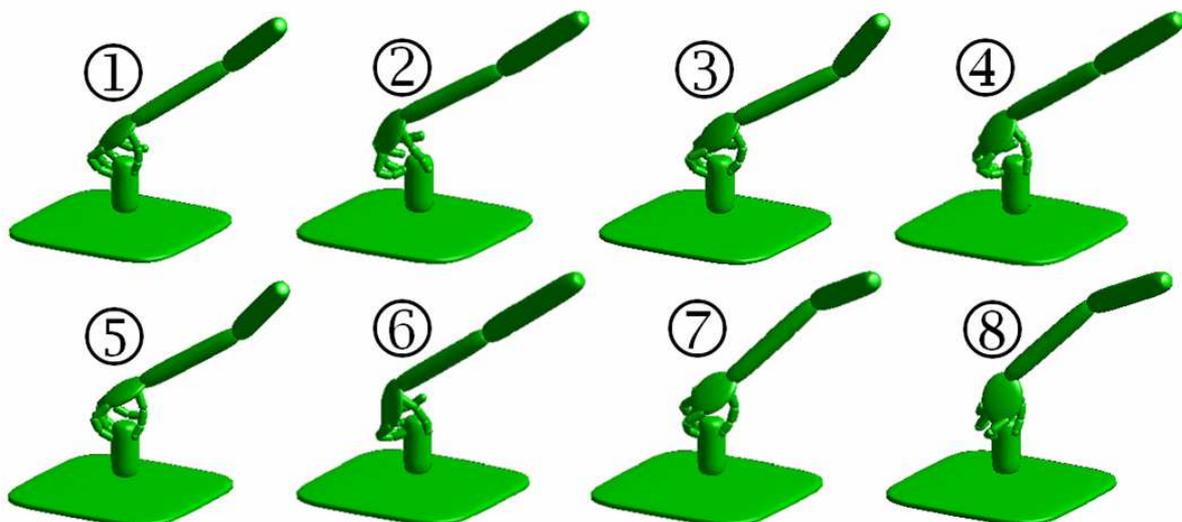


Figure 11 : Postures prototypiques obtenues à partir de l'algorithme LBG

Les postures obtenues sont alors classifiées. Pour chacune d'elles un vecteur de taille 8 est défini qui contient le numéro des mots du dictionnaire par ordre croissant de similitude avec la posture considérée (distance euclidienne). Pour chaque renforcement, le nombre d'occurrences d'un mot à la 1ère, 2nde et 3ème position dans le vecteur de classification est évalué et un score est calculé par la somme pondérée du nombre d'occurrence à chacune des positions considérées :

$$Score_i = 5n_i^{1^{st}} + 2n_i^{2^{nd}} + n_i^{3^{rd}} \quad (15)$$

Les coefficients $n_i^{1^{er}}$, $n_i^{2^{nd}}$ et $n_i^{3^{ème}}$ représentent respectivement le nombre d'occurrence(s) du mot aux rangs 1, 2 et 3 du vecteur de classification. Selon ce classement, on peut noter que les postures générées par le critère R_3 sont relativement similaires à celles générées par R_1 . De plus, une certaine différence apparaît avec celles obtenues par R_2 . En effet, la posture aux rangs 1, 2, et 3 pour R_2 ne correspond pas à celles de R_1 ou R_3 . Les résultats obtenus avec R_4 semblent présenter une plus grande variabilité car chacun des mots apparaît au moins une fois en première position. Il apparaît ainsi que les postures obtenues avec R_3 correspondent à une faible variation de celle de R_1 qui satisfait les contraintes de non collision. Ceci semble être une conséquence directe de la stratégie de façonnage ; en effet, l'agent apprend tout d'abord la tâche de positionnement et le comportement d'évitement est graduellement incorporé sans que l'apprentissage ne reparte de zéro. Une tactique différente est adoptée avec R_2 car l'agent doit trouver directement une solution qui satisfasse directement les 2 types de contraintes. Enfin, malgré le fait que R_4 utilise le façonnage il semble que ce renforcement pénalise trop tôt et trop fort l'occurrence d'une collision durant le processus d'apprentissage. De ce fait les apports de cette stratégie sont moindres que ceux obtenus avec R_3 . Dans la Figure 12, un groupement fonctionnel des postures du dictionnaire en fonction du renforcement choisi est proposé. Les 8 postures sont regroupées en 3 groupes fonctionnels, notés « saisies par le dessus avec coude bas » qui inclut les postures prototypes 1, 3 and 5. Dans ce cas, le centre de la paume est placé au-dessus de l'objet avec le coude en position « basse ». Le second groupe est appelé « saisie avec un décalage de la paume et coude bas » (postures 2, 4 and 6). Dans ce cas, la paume de la main n'est plus située au-dessus de l'objet mais en avant ce qui cause une extension importante du pouce et une flexion importante du poignet qui peut conduire à une posture inconfortable. Ce groupe est associé essentiellement à R_2 . Enfin, le 3ème est appelé « saisie par le dessus avec coude haut » (mots 7 and 8). Dans ce cas, la position verticale du coude est plus haute par rapport aux 2 premiers groupes. Cette stratégie semble être privilégiée par les critères qui incorporent l'évitement des interpénétrations et collisions car elle permet d'éviter le contact de l'avant-bras avec l'obstacle. En effet, pour R_1 , la posture 7 obtient un score de 17 comparé à 25, 26 et 35 pour R_2 , R_3 and R_4 respectivement. On peut noter que pour la posture 8, une pronation importante de l'avant-bras qui conduit à une posture des doigts non réaliste.

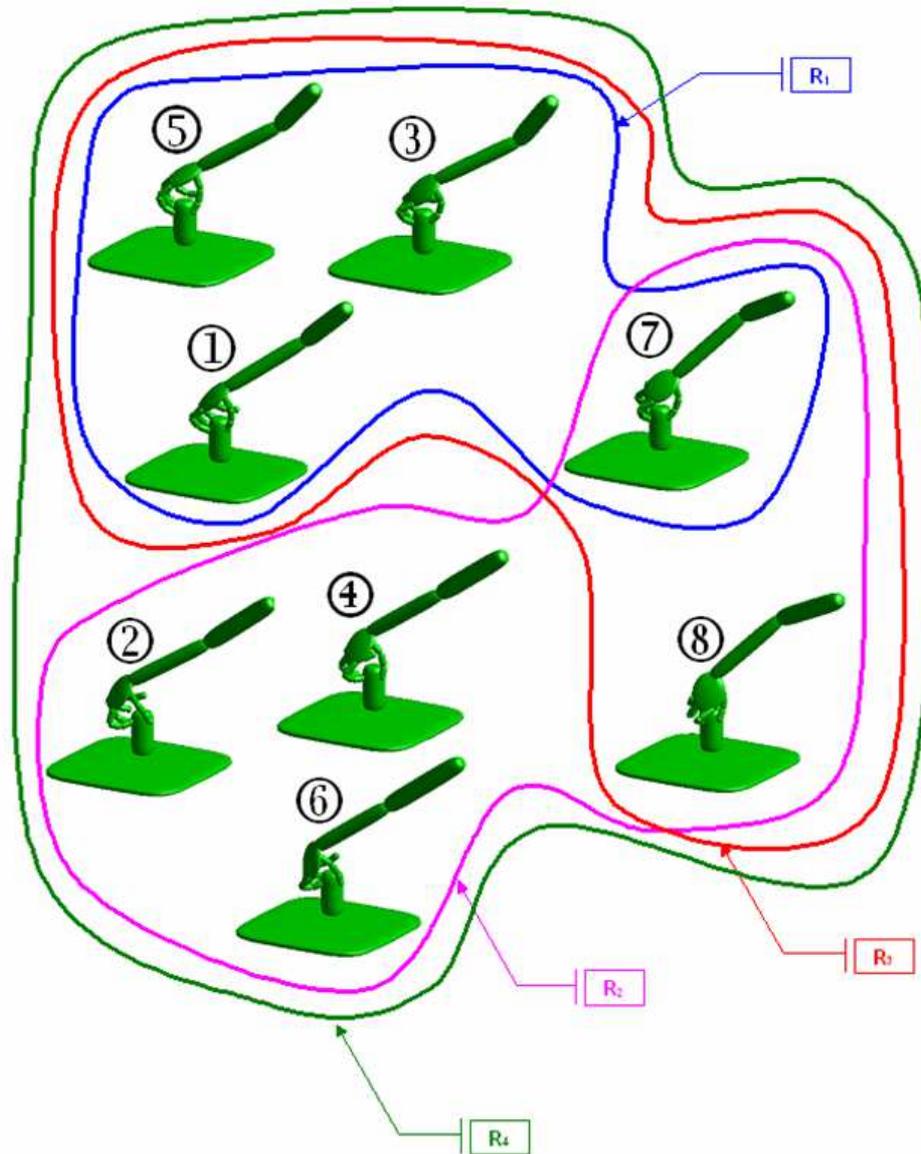


Figure 12 : Groupement des postures selon la définition des signaux de renforcement.

Dans le cadre des simulations présentées dans le 7.2, la cinématique des doigts a été déterminée à partir d'un modèle d'apprentissage partant de zéro, c'est-à-dire sans données provenant d'une mesure expérimentale. Afin de proposer un outil qui permettrait la simulation des postures manuelles, il semble important d'intégrer ce type de données. Ainsi, nous avons proposé une modification de l'architecture au niveau de la cinématique inverse des doigts qui permet d'intégrer des données de sujets humains.

7.3. Vers un apprentissage des postures de la main [RI 12]

Afin d'intégrer des données expérimentales des sujets humains dans le cadre de l'apprentissage de la cinématique inverse des doigts, nous avons proposé une modification de l'architecture présentée au 7.2. au niveau de la cinématique inverse des doigts. Nous avons utilisé un gant de réalité virtuelle de type Cyberglove pour la mesure des mouvements de la main déjà utilisé dans le cadre du projet Robea Hugex

que nous décrivons dans le paragraphe 7.3.2. A la suite de cette présentation, le modèle d'apprentissage adapté est présenté (Rezzoug et Gorce, 2008).

7.3.1. Mesure des mouvements de la main dans le cadre du projet Robea HUGEX [RI 14], [CI 8] et [CN 21]

L'objectif de ce projet consistait à concevoir un humanoïde artificiel doué de comportements gestuels expressifs et intelligents et plus spécifiquement à la qualité expressive des gestes (quel style de geste : fluide, tendu, énervé) et à ses représentations sémantiques. L'application envisagée était celle d'un humanoïde signeur capable de générer un ensemble de gestes de la langue des signes française (LSF). Nous avons constitué une base de données de gestes capturés comprenant les mouvements corporels, les gestes des bras et des mains ainsi que les mimiques faciales. L'analyse des signaux de cette base de données permet d'extraire des caractéristiques propres à la variabilité des gestes, à la fois d'un point de vue sémantique (segmentation suivant la structure des gestes de la LSF) et d'un point de vue du style d'exécution. Dans le cadre de ce projet, notre contribution a porté sur la mesure des mouvements des mains à l'aide de gants Cyberglove équipés de capteurs insérés dans leur trame. Le problème posé par le calibrage du gant n'est pas trivial pour différentes raisons : – Il existe un couplage entre les capteurs : le capteur d'abduction-adduction des doigts longs délivre un signal différent selon que l'articulation est fléchie ou non. Ainsi, le mouvement de flexion a une influence sur la valeur d'abduction.

La cinématique du pouce est complexe :

- l'articulation trapézo-métacarpienne (TMC) à deux axes de rotation concourants et non orthogonaux complexifie la définition d'un modèle cinématique,
- Au niveau de l'articulation TMC il existe un couplage entre les différents capteurs,
- La longueur des segments des doigts est variable d'un individu à un autre.

Les techniques utilisées peuvent se scinder en deux classes : celles qui visent à reproduire visuellement les postures manuelles adoptées par l'opérateur, et celles qui cherchent à mettre en correspondance la position de l'extrémité des doigts avec celle obtenue à partir des angles articulaires dérivés des mesures des capteurs du gant. Cette dernière catégorie de méthodes nécessite de mesurer la position réelle de l'extrémité des doigts. Pour éviter l'utilisation de dispositifs externes, il est possible d'effectuer un calibrage en boucle fermée (constitution d'une chaîne fermée entre le pouce et un autre doigt). Afin d'effectuer le calibrage des gants, la démarche adoptée a consisté à définir un modèle polyarticulé de la main et de son anthropométrie, puis à calibrer les capteurs des doigts. Nous avons utilisé un objet de calibrage pour les capteurs des doigts « longs » et une méthode calibrage dites en « boucle fermée » pour des capteurs du pouce.

Le modèle défini pour la main est composé de cinq chaînes ostéo-articulaires digitales partant du carpe et formant la charpente squelettique. Ces chaînes sont réparties en deux groupes, les doigts « longs » (index, majeur, annulaire et auriculaire) et le pouce. Ce dernier a des capacités fonctionnelles particulières telles

que l'opposition et une mobilité supérieure à celle des autres doigts. Le modèle complet possède 21 degrés de liberté. Le modèle de main retenu est fortement inspiré par les travaux de (Griffin et al., 2000). Les données anthropométriques utilisées pour dimensionner le modèle de la main sont issues des études en ergonomie (Garrett, 1971; Buchholz et Armstrong, 1992). Le premier auteur permet de définir des dimensions moyennes alors que les seconds se sont attachés à fournir des équations de régression permettant de calculer les dimensions des chaînes articulaires et leur emplacement par rapport au repère de la main à partir de mesures globales de longueur et de largeur.

Les capteurs du gant Cyberglove ont des caractéristiques linéaires. Le signal brut est codé sur 8 bits et est proportionnel à la déformation angulaire du capteur inséré dans la trame du gant. Afin de calibrer les articulations MCP et IPP en flexion, nous utilisons un objet de calibrage qui permet de placer les doigts dans des configurations à 45 et 90°. La posture à 0° est obtenue simplement en posant la main à plat sur la surface d'une table. A partir des 3 valeurs d'angles et de la mesure brute capturée, une régression linéaire est effectuée. Le calibrage des articulations du pouce s'effectue au travers d'un formalisme de type "boucle fermée" (Griffin et al., 2000). On considère que l'index est calibré et il constitue une chaîne fermée avec le pouce. Les sujets exécutent un mouvement pouce-index en maintenant les extrémités des doigts jointes. L'erreur (ou séparation) prise en compte est la distance entre l'extrémité des doigts supposés coïncidant durant les mouvements de calibrage et est obtenue par le modèle géométrique direct du pouce et de l'index. En principe, celle-ci doit être nulle à chaque instant du mouvement puisque les 2 doigts sont supposés joints. Les paramètres de calibrage sont obtenus en minimisant la séparation sur l'ensemble du mouvement. L'ensemble des algorithmes pour la définition du modèle morphologique de la main, le calibrage et la sauvegarde des données ont été implémentés au LESP (Toulon) dans l'environnement MATLAB. Plusieurs travaux ont exploité cette méthode de calibrage (Gibet et al., 2006; Rezzoug et al., 2006; Rezzoug et Gorce, 2008).

Dans le cadre du projet Hugex les données gestuelles des mains ont été synchronisées avec les données des mouvements du corps complet et celles des mimiques faciales afin de disposer de l'ensemble des données permettant de représenter toutes les dimensions de la langue des signes. Par la suite, ces données ont été utilisées dans le cadre du développement d'une méthode permettant d'associer à l'exécution d'un geste dit « neutre » différentes états émotionnelles tels que « détendu » ou « en colère » afin de rendre plus attractive l'animation de l'avatar (Heloir et Gibet, 2009).

Les mesures effectuées avec le gant Cyberglove ont été exploitées dans le cadre de l'apprentissage de postures manuelles mesurées que nous présentons maintenant.

7.3.2. Modèle d'apprentissage

Le fonctionnement de l'architecture neuronale est toujours basé sur la création de plusieurs réseaux de neurones « experts » chargés d'évaluer chacun une partie de l'espace de travail des doigts. A la différence du modèle initial, les couples (position de l'extrémité de la chaîne, angles articulaires) sont disponibles du fait des mesures. On utilise donc un nombre prédéfini d'experts et la répartition des données d'entrée s'effectue par sélection directe. La procédure d'apprentissage est maintenant définie et évaluée.

Au début du processus, six experts différents sont initialisés avec un ensemble d'apprentissage vide. Pour un doigt et considérant une époque, les étapes suivantes sont exécutées :

1. Un point est choisi au hasard dans l'ensemble des données mesurées. Il est composé de deux vecteurs \mathbf{X}_D (3x1) et θ_D (N x 1) (N = 5, pour le pouce et N = 4 pour les autres doigts). \mathbf{X}_D correspond à la position de l'extrémité du doigt et θ_D aux angles articulaires correspondants.
2. Le vecteur \mathbf{X}_D est présenté à chaque expert et en sortie on récupère son estimation de la posture θ_i .
3. Pour chaque expert, on calcule \mathbf{X}_A la position de l'extrémité du doigt à partir θ_i .
4. Pour chaque expert, l'erreur de prédiction sur la position cartésienne ($\|\mathbf{X}_A - \mathbf{X}_D\|$) est calculée.
5. Les données \mathbf{X}_D (3x1) et θ_D (N x 1) sont ajoutés à l'ensemble d'apprentissage de l'expert qui a produit l'erreur la plus faible.
6. Quand tout l'ensemble d'apprentissage est parcouru, l'apprentissage du réseau effectué à l'aide d'un algorithme de rétropropagation du gradient de l'erreur est exécuté 2000 fois.

Enfin, les étapes 1 à 6 sont réitérées 30 fois, ceci conduisant à 60000 sessions d'apprentissage pour chaque expert.

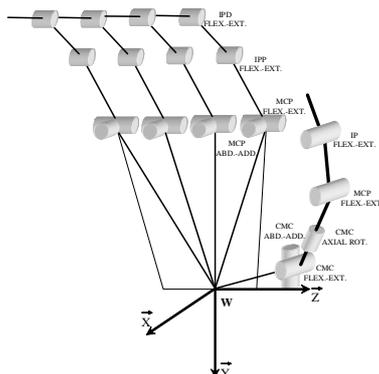


Figure 13 : Modèle cinématique de la main droite (articulation inter-phalangienne distale, IPP : articulation inter-phalangienne proximale, MCP : articulation métacarpo-phalangienne, CMC : articulation carpo-métacarpienne, FLEX-EXT : Flexion-extension, ABD-ADD : abduction-adduction, AXIAL ROT : rotation axiale).

Dans le cadre de cette étude, le modèle de la main a été modifié en tenant compte de la rotation axiale de l'articulation carpo-métacarpienne (CMC). Cette articulation est représentée par une articulation rotule à 3 degrés de liberté (Buchholz et Armstrong, 1992; Savescu et al., 2004; Li et Tang, 2007) afin de tenir compte de la rotation apparente due à la non orthogonalité des axes de l'articulation CMC (Pieron, 1973; Cooney et al., 1981; Hollister et al., 1992; Sancho-Bru et al., 2001; Sancho-Bru et al., 2003; Cheze et al., 2009).

7.3.3. Résultats

Deux ensembles de données ont été utilisés : pour la phase d'apprentissage, les sujets devaient bouger leurs doigts afin de décrire le maximum de postures possibles. Chaque enregistrement durait 60 secondes

c'est-à-dire qu'au total $60 \times F_c$ points d'apprentissage étaient créés ($F_c =$ fréquence d'échantillonnage = 64Hz). Ensuite, l'acquisition des trajectoires des doigts était enregistrée lors de la saisie d'objets de la vie courante de manière à tester dans quelle mesure des réseaux entraînés sur des mouvements libres pouvaient prédire la posture pour des mouvements de saisie. Les objets considérés étaient : un mug (\varnothing 80mm, hauteur 90 mm), une bouteille de 50 cl (\varnothing 60 mm, hauteur 2000, goulot \varnothing 30 mm), un stylo (\varnothing 7mm, longueur 145 mm), un cube (coté = 73mm) et une paire de ciseaux (longueur 175 mm, largeur maximale 60 mm).

Le modèle montre une bonne capacité d'apprentissage avec des erreurs RMS relativement faibles pour l'ensemble d'apprentissage : l'erreur maximale de position de l'extrémité des doigts étant de 0.99 m avec un écart type maximum de 0.76 mm (pour le pouce), l'erreur RMS de prédiction maximale des angles articulaires vaut 2.85° (articulation MCP du pouce). Enfin, l'erreur moyenne maximale vaut $-0.11 \pm 4.34^\circ$. Afin de valider les capacités de prédiction, les mêmes paramètres sont calculés sur l'ensemble de test. Bien que logiquement supérieures les erreurs restent faibles : erreur cartésienne maximale : 1.49 ± 1.62 mm pour le pouce, erreur RMS de 5.10° et erreur moyenne maximale de $-2.52 \pm 6.71^\circ$ pour la MCP de l'index. Une des caractéristiques intéressante du modèle est qu'il permet de coder la motricité de chaque sujet de manière implicite. En effet, il a été montré que non seulement la structure musculo-tendineuse de la main induit des couplages entre articulations mais aussi la commande motrice avec notamment des zones identiques du cerveau qui projettent sur les mêmes muscles. Le modèle neuronal proposé du fait de l'intégration de données réelles contient les couplages de manière implicite et ne se base donc pas sur des coefficients prédéfinis.

Afin de mettre en évidence ce point, un mouvement de l'extrémité d'un doigt est simulé et il s'avère que l'extrémité du doigt suit la trajectoire définie. De plus, le couplage articulaire observé sur les mouvements libres sont retrouvés sur les mouvements non appris ce qui atteste des capacités de généralisation du modèle (Figure 14B).

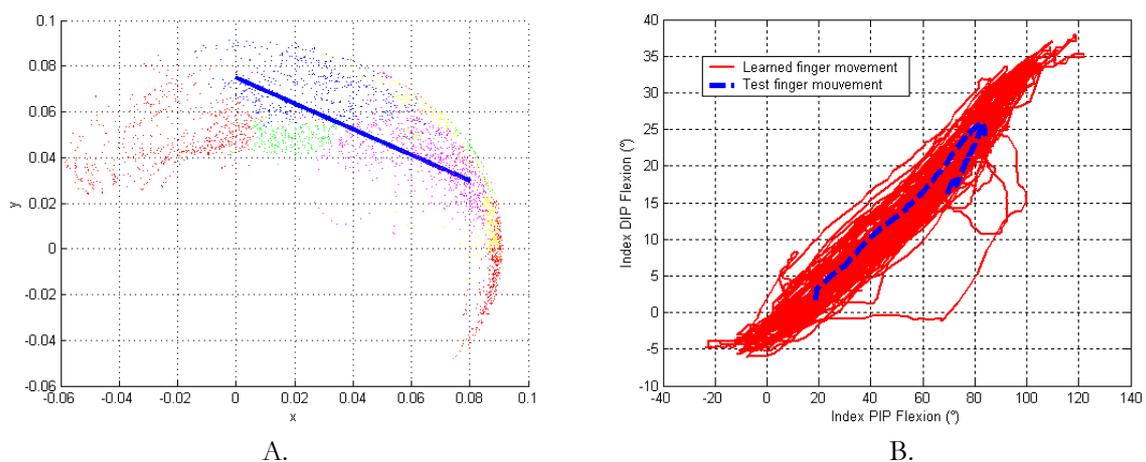


Figure 14 : Trajectoire simulée de l'extrémité de l'index A. trajectoire rectiligne de l'extrémité de l'index et espace de travail du doigt (chaque couleur correspond à un expert), B. Généralisation du réseau : relation entre la flexion ($^\circ$) des articulations inter-phalangiennes proximale (PIP) et distale (DIP) lors du mouvement rectiligne de l'extrémité du majeur. Le trait plein correspond aux points de l'ensemble d'apprentissage alors que les pointillés correspondent au mouvement simulé.

7.4. Discussion et conclusion

Dans le cadre de nos travaux, nous avons proposé une architecture permettant de définir la posture du membre supérieur lors de tâches de saisie de précision, incluant des contraintes liées à l'environnement. Les deux aspects fondamentaux exploités dans ce modèle sont d'une part la variabilité des paramètres biomécaniques et la capacité d'apprentissage d'autre part. Outre le fait qu'une solution est trouvée à ce problème multidimensionnel, une des caractéristiques du modèle est sa capacité à générer des solutions variables à chaque itération. De ce fait, il permet de définir, par la simulation, différentes classes de postures et permet de simuler un aspect de la variabilité intra-individuelle. Le modèle proposé est basé sur une décomposition du membre supérieur en deux unités fonctionnelles qui sont coordonnées. Certains auteurs ont suggéré que la posture de la main et du bras pouvaient être représentées à des niveaux cérébraux différents (Gentilucci et al., 1988). De plus, une autre étude a montré que la posture finale pourrait être planifiée avant le début du mouvement et de ce fait pourrait être considérée comme une variable de contrôle durant l'exécution du mouvement. Ces hypothèses sont similaires à celles des travaux de Rosenbaum basées sur une hiérarchie de contraintes (Rosenbaum et al., 1995; Rosenbaum et al., 1999; Rosenbaum et al., 2001). La phase d'apprentissage du modèle proposé peut être associée à une phase de babillage moteur durant laquelle l'agent explore l'environnement afin de découvrir la posture adéquate. La boucle d'apprentissage en rétroaction relie la composante distale de la saisie et incorpore graduellement des contraintes de tâches additionnelles représentées par des obstacles. L'apprentissage par renforcement est utilisé afin d'optimiser une fonction de coût qui est basée uniquement sur des informations locales reliées à la saisie et à l'environnement telle que la collision du membre supérieur avec un obstacle. Comme différents auteurs l'ont suggéré, l'apprentissage par renforcement pourrait être impliqué dans le processus d'apprentissage moteur. En effet, il a été montré que le niveau de dopamine pourrait coder l'erreur de prédiction de la « récompense » dans la glande basale (Montague et al., 1996; Schultz, 1997; Schultz et al., 1997; Schultz, 1998; Doya, 2000b, a). Notamment, des modèles basés sur ce paradigme d'apprentissage ont permis de répliquer des comportements d'apprentissage de séquences (Suri et Schultz, 1998). D'un point de vue comportemental, le modèle proposé présente des capacités d'apprentissage d'une tâche complexe par une série d'approximations successives dans le cadre de la théorie du façonnage. Ce processus permet la construction d'une représentation adéquate des tâches de base qui peut être réutilisée afin d'en accomplir de plus complexes. C'est une caractéristique unique des êtres vivants. Un point à noter est que le mécanisme est implémenté par l'adaptation de la fonction de récompense sans modification de la structure des réseaux de neurones. De plus, les résultats montrent que cette stratégie améliore les performances de manière drastique car l'apprentissage est beaucoup plus difficile quand l'agent doit intégrer deux types de contraintes simultanément. L'incorporation de la cinématique inverse des doigts directement à partir de mesures expérimentales permet d'envisager l'utilisation de cet outil dans le cadre de la modélisation du mouvement humain afin d'évaluer quelle peut être l'incidence de la morphologie du sujet et notamment l'anthropométrie de sa main sur la posture du bras. Il apparaît cependant qu'un certain nombre d'améliorations peuvent être apportées en particulier sur la définition de la posture. En

effet, à l'heure actuelle seules les prises de précision sont considérées car le modèle se sert des positions à atteindre pour l'extrémité des doigts comme données d'entrée. Ce modèle permet d'incorporer les postures spécifiques des sujets de manière implicite. Afin de pouvoir généraliser à d'autres types de préhension, notamment celles qui incluent les phalanges des doigts et la paume, une réflexion doit être menée afin de déterminer le formalisme le plus adéquat pour la définition de la tâche. Il apparaît que les formalismes développés permettent de simuler des tâches de saisie complexes qui nécessitent des développements supplémentaires déjà initiés.

Synthèse : Les travaux décrits dans cette partie sont relatifs à la proposition d'outils de simulation de la posture du membre supérieur basés sur une architecture connexionniste dans le cadre du projet européen **Syneragh**. L'outil développé est basé sur la considération de 2 modules : le premier est dévolu au calcul de cinématique inverse des doigts basé sur un apprentissage supervisé multi-experts. Le second module gère le positionnement global de la main ou des articulations du membre supérieur au travers d'un apprentissage par renforcement allié à la technique du façonnage. Les résultats de simulation montrent la capacité du modèle à déterminer les postures de saisie même lors de la présence d'obstacles et génère des solutions variables de par sa nature stochastique. Ce modèle a ensuite été étendu par la considération de postures manuelles directement mesurées à l'aide d'un gant de réalité virtuelle utilisé dans le cadre de la construction d'une base de données du langage des signes française (projet **Robea Hugex**). Ce formalisme permet ainsi de créer une base de données de comportements moteurs issus de la mesure du mouvement. Cette dernière est stockée de manière distribuée dans des architectures à base de réseaux de neurones.

La partie relative aux modèles d'apprentissage a été initiée dans le cadre du projet européen **Syneragh** (2000-2002) et la partie relative à la mesure du mouvement développé lors du projet **Robea Hugex** (2006)

Encadrements liés à ces travaux :

Master 1 : Benjamin Muzeau (2007-2008)

Publications dans des revues internationales : 8 [RI 11-13] et [R 15-20] **Syneragh** et 1 [RI 14] **Hugex**

Communications dans des congrès internationaux : 6 [CI 9] à [CI 14] **Syneragh** et 1 [CI 8] **Hugex**

Communications dans des congrès nationaux : 1 [CN 24] **Syneragh** et 1 [CN 21] **Hugex**

Dans la suite de ce mémoire, nous aborderons le second volet de nos de recherches relatif au développement d'indices biomécaniques globaux appliqués à l'analyse de la motricité de sujets humains valides et/ou atteints d'une déficience motrice. L'apport des formalismes abordés réside dans le fait qu'ils permettent de caractériser globalement la coordination des degrés de liberté du membre supérieur dans la production d'une performance au niveau de l'effecteur et l'adéquation de la posture et du mouvement par rapport à des paramètres mécaniques tels que la vitesse ou la force appliquée sur l'environnement. Ces outils méthodologiques sont puisés dans le domaine du contrôle moteur et de la robotique. Nous présentons maintenant ces travaux.

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

8.1. Introduction

La mise en évidence des paramètres biomécaniques pertinents caractérisant la posture et le mouvement chez des sujets valides ou atteints de pathologies pourrait conduire au développement d'outils permettant une meilleure caractérisation des capacités fonctionnelles des sujets humains valides ou atteints d'une déficience. Dans le cadre clinique, cette évaluation s'effectue le plus souvent à l'aide de questionnaires ou par la mesure du temps nécessaire à l'accomplissement de tâches codifiées. Par exemple, à l'heure actuelle, l'évaluation des sujets atteints de tétraplégie se focalise sur la qualification de l'état neurologique au niveau sensorimoteur et permet de déterminer le type de lésion (complète ou incomplète) ainsi que son niveau codifié au travers du score ASIA (Maynard et al., 1997). Le second type de paramètres est lié aux capacités fonctionnelles du sujet lors de la réalisation de tâches de la vie quotidienne (van Tuijl et al., 2002; Fattal, 2004; Fattal et al., 2004; Mulcahey et al., 2007; Anderson et al., 2008; Perrouin-Verbe et al., 2008; Alexander et al., 2009). Afin de disposer d'outils dotés d'une plus grande sensibilité pour détecter des améliorations fines, il apparaît intéressant de quantifier de manière plus précise les mouvements des sujets afin d'obtenir des données quantitatives sur leurs capacités de mouvement. En se basant sur les travaux déjà réalisés dans ce domaine sur le membre supérieur, il apparaît que ces outils restent encore à développer en partenariat avec le milieu clinique (Remy-Neris et al., 2003; Janssen-Potten et al., 2008; de los Reyes-Guzman et al., 2010).

Dans ce cadre, la thématique des travaux présentés dans ce chapitre traite de deux aspects de la motricité du membre supérieur lors de gestes de préhension et de pointage. Le premier est relatif à la coordination des degrés de liberté et à la gestion de la redondance articulaire alors que le second traite d'un paramètre mécanique qui caractérise de manière globale la performance posturale. L'originalité de l'approche réside dans le fait de quantifier la coordination au travers d'indices globaux qui synthétisent des informations sur l'implication de l'ensemble des degrés de liberté. Ces indices sont puisés dans les champs disciplinaires de la robotique et du contrôle moteur. Le premier indice s'inscrit dans le cadre de l'hypothèse de l'Uncontrolled manifold (UCM) qui permet de caractériser la structure de la variabilité des paramètres articulaires lors du contrôle d'une variable de tâche particulière, par exemple la position de l'extrémité du doigt lors d'un pointage. Dans le cas de systèmes redondants, cette méthode permet de comparer dans un espace commun, l'espace articulaire, la variabilité qui modifie la valeur des paramètres de tâche et celles qui ne les modifie pas. Ainsi, il est possible de vérifier si une variable particulière est importante fonctionnellement et d'identifier les changements de coordination en fonction des contraintes de la tâche. A partir d'une posture donnée, le second indice envisagé permet de quantifier la capacité de mouvement dans l'ensemble des directions de l'espace des tâches au travers d'une représentation géométrique 3D

appelée ellipsoïde de manipulabilité.

Ces analyses ont été appliquées à des mouvements contraints ou altérés afin d'identifier les modifications de la coordination motrice. La première étude a consisté à évaluer l'effet d'une contrainte spatiale matérialisée par un obstacle lors de la phase d'approche d'un mouvement de saisie. La seconde étude a visé à identifier la coordination motrice du membre supérieur de sujets atteints d'une lésion médullaire (C6 et C7) lors de gestes de saisie. Les travaux sur les indices de manipulabilité ont été ensuite étendus à l'étude de la propulsion en fauteuil roulant manuel dans un premier temps puis à la proposition d'un indice postural dérivé qui caractérise les capacités de production de force dans le cadre de la propulsion en fauteuil à bras. Avant de les présenter, nous revenons sur la littérature relative aux différentes approches adoptées afin d'en évaluer et justifier l'apport.

8.2. Indices d'étude de la coordination motrice

Dans le cadre de l'étude biomécanique du mouvement, l'apport de connaissances sur la coordination motrice et la gestion de la redondance est très important. En effet, la flexibilité du système neuro-musculo-squelettique nous permet d'exécuter sans effort des tâches motrices qui impliquent de nombreux degrés de liberté. De plus, la déficience d'un ou plusieurs muscles peut être ainsi compensée par des adaptations cinématiques, dynamiques et musculaires. Dans le domaine de l'analyse biomécanique, les outils qui permettent de caractériser et dans l'idéal de quantifier la coordination motrice des mouvements normaux ou atypiques sont encore à développer (Latash et Anson, 2006). De manière similaire, il n'existe pas de consensus sur la manière d'aborder la coordination motrice. Traditionnellement, cette dernière est associée à la problématique de la redondance motrice dans le cadre de laquelle on cherche à déterminer comment le SNC choisit une solution particulière pour le mouvement parmi l'infinité possible. Dans le sillage de Bernstein, de nombreux travaux ont proposé l'idée d'une simplification du contrôle par une diminution du nombre de degré de liberté soit par un « gel » (Newell et van Emmerik, 1989; Van Emmerik et Newell, 1990) ou par des couplages notamment dans le cadre de la loi de Listing (Hore et al., 1992; Liebermann et al., 2006a; Liebermann et al., 2006b). Aussi, en accord avec le principe d'optimalité, des méthodes sont proposées afin de déterminer une solution unique basée sur l'optimisation de certains critères cinématiques tels que le Jerk (Flash et Hogan, 1985; Hogan et al., 1987; Viviani et Flash, 1995) ou les vitesses angulaires (Wang, 1999), dynamiques avec le modèle du « minimum torque change » (Uno et al., 1989; Tanaka et al., 2004), énergétiques au travers de la minimisation de l'énergie métabolique (Alexander, 1997) ou du travail musculaire (Berret et al., 2008). Selon cette optique, une solution optimale est programmée et ensuite lors de l'exécution du mouvement, elle correspond à la consigne donnée. Du fait des imperfections du système sensorimoteur comprenant les bruits sensoriel et moteur (proportionnel à l'intensité de la commande motrice) et de perturbations externes, la trajectoire « désirée » n'est jamais parfaitement suivie et les paramètres du mouvement exhibent de la variabilité. Ainsi, de nouveaux algorithmes de contrôle optimal sont proposés. Ils tiennent compte du bruit sensorimoteur au travers de critères statistiques tel que le modèle du minimum de variance ou le principe d'intervention

minimum (Harris et Wolpert, 1998; Todorov et Jordan, 2002; Tanaka et al., 2004; Todorov, 2004; Simmons et Demiris, 2005; Todorov, 2005). Malgré la présence du bruit sensorimoteur et de la variabilité associée dans la réponse des sujets, la tâche n'en est pas moins exécutée avec succès. Il en découle que la variabilité des paramètres décrivant le système ne modifie pas forcément les variables qui caractérisent la tâche exécutée ou alors que des perturbations sur certains paramètres sont naturellement compensées par des fluctuations des autres paramètres caractérisant le système (Gelfand et Tsetlin, 1966). De ce fait, il apparaît que la variabilité des paramètres est une composante à part entière du mouvement et qu'elle semble être organisée de manière à laisser invariant les paramètres de tâche importants (Schöner, 1995; Scholz et Schoner, 1999).

Inspirée des théories proposées par Gelfand et ses collaborateurs (Gelfand et Tsetlin, 1966; Gelfand et Latash, 1998), l'approche de l'Uncontrolled Manifold (UCM) est basée sur la quantification de la variabilité des variables élémentaires (les angles articulaires par exemple) en rapport avec les fluctuations de la variable de performance ou de tâche (la position de l'extrémité d'un doigt lors d'un pointage). Pour une variable de performance donnée, il est émis l'hypothèse que le SNC définit un sous espace des variables élémentaires tel que leur variabilité à l'intérieur de ce sous-espace ne modifie pas la valeur de la variable de tâche. Si cette dernière 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. 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 « Controlled Manifold » ou ORT (Figure 15). 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 est plus importante dans l'UCM que dans l'ORT cela signifie que la variabilité VORT est beaucoup plus restreinte que celle dans l'UCM notée VUCM suggérant que la variable considérée est importante fonctionnellement. On peut dire que le SNC restreint la « mauvaise variabilité » VORT et pas la « bonne variabilité » VUCM (Figure 15).

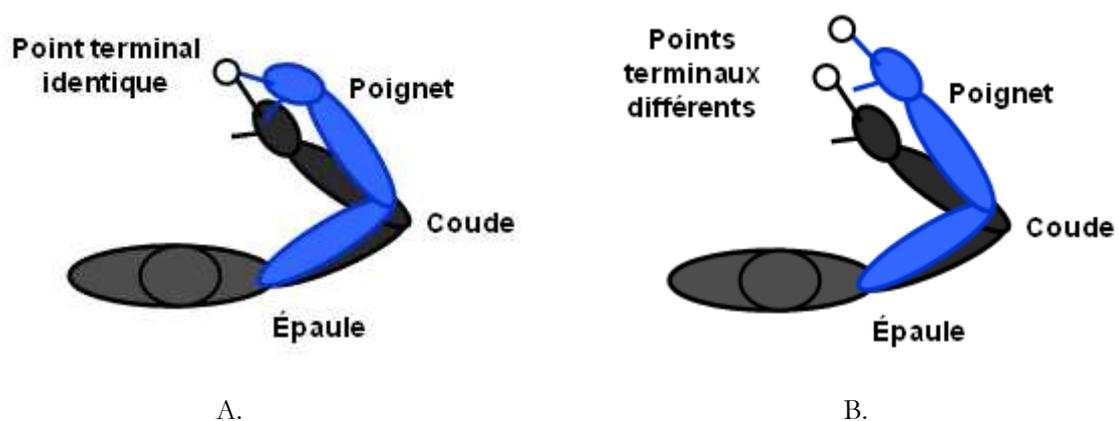


Figure 15 : La variance V_{UCM} des paramètres d'état (angles articulaires) dans l'UCM n'a pas d'effet sur la variable de performance (la position du pointeur) (A.) alors que la variance V_{ORT} à l'extérieur de l'UCM modifie le niveau de la variable d'état (B.). D'après (Latash, 2007).

Différents travaux ont utilisé cette méthodologie 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 la 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 Schoner, 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). Un autre intérêt consiste à déterminer si la synergie est altérée, c'est à dire si on a des modifications des valeurs relatives de V_{UCM} et V_{ORT} du fait de modifications dues soit à un apprentissage ou à une contrainte sur le mouvement. En particulier, il a été montré que :

1. 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 Schoner, 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),
2. en fonction de l'index de difficulté d'une tâche de pointage (Tseng et al., 2003)
3. ou en cas d'incertitude sur la position de la cible à atteindre (de Freitas et al., 2007) où une augmentation de V_{UCM} a été observée suggérant ainsi que le système se donne une plus grande flexibilité.

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 centre du poignet en fonction des contraintes liées à la tâche. Elle pourrait de plus nous indiquer si des changements de coordination ont lieu en fonction des capacités des sujets atteints de déficience. Pour une variable de performance donnée, le calcul des variances V_{UCM} et V_{ORT} est basée sur un modèle linéarisé de la chaîne cinématique autour de sa position courante. On la modélise donc au travers de la matrice Jacobienne qui relie les petites variations de la position de l'extrémité de la chaîne aux petites variations des angles articulaires.

Dans le cadre de nos expérimentations, nous avons considéré les angles articulaires comme variables élémentaires et la position du centre articulaire du poignet comme variable de performance. Nous supposons que celle-ci est importante dans la réalisation de la tâche de saisie puisque la position du poignet conditionne celle de la main.

8.2.1. Calcul de V_{UCM} et V_{ORT}

L'évaluation de V_{UCM} et V_{ORT} nécessite n répétitions du geste avec n suffisamment grand. Après rééchantillonnage sur un même nombre de points, on calcule la trajectoire moyenne θ_0 dans l'espace articulaire qui constitue le mouvement de référence. Pour chaque instant normalisé, on linéarise le modèle de la chaîne cinématique en utilisant sa matrice Jacobienne. Une fois $J(\theta_0)$ ou J 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, afin d'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 $\mathbf{J}(\theta^0)$ au moyen d'un opérateur de projection (16) :

$$\theta_{UCM} = (\mathbf{I} - \mathbf{J}^+ \mathbf{J})(\theta - \theta^0) \quad (16)$$

où \mathbf{I} représente la matrice identité, \mathbf{J}^+ 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 \mathbf{J}^+ s'obtient de la façon suivante :

$$\mathbf{J}^+ = \mathbf{J}^T (\mathbf{J}\mathbf{J}^T)^{-1} \quad (17)$$

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

$$\theta_{ORT} = (\theta - \theta^0) - \theta_{UCM} \quad (18)$$

θ_{UCM} représente les variations des configurations articulaires dans l'UCM alors que θ_{ORT} représente les variations en dehors. L'étape suivante consiste à évaluer les variances de ces deux paramètres. Pour ce faire, la variance dans chaque sous-espace est normalisée par le nombre de degrés de liberté correspondant et le nombre d'essais. On obtient ainsi :

$$V_{UCM} = (n - d)^{-1} (N_{Essais})^{-1} \sum_{i=1}^{N_{Essais}} \theta_{UCM}^T \theta_{UCM} \quad (19)$$

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

$$V_{ORT} = d^{-1} (N_{Essais})^{-1} \sum_{i=1}^{N_{Essais}} \theta_{ORT}^T \theta_{ORT} \quad (20)$$

Une fois le calcul effectué pour chaque instant du mouvement, nous obtenons une courbe d'évolution de V_{ORT} et V_{UCM} . Ces valeurs sont moyennées en fonction des phases du mouvement considérées. 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 :

$$Ratio = \frac{V_{UCM}}{V_{ORT}} \quad (21)$$

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.

8.3. Indices d'étude de la performance posturale et motrice issus de la robotique

Les paramètres biomécaniques du mouvement nous renseignent sur les capacités fonctionnelles des sujets et sur l'adéquation entre la posture adoptée et la tâche motrice effectuée. En modélisant le corps humain à l'aide d'une structure polyarticulée composée de segments rigides qui se rapproche de celle d'un robot polyarticulé, on peut avoir accès à tous les outils issus de la robotique qui permettent d'en optimiser la structure et le fonctionnement. Parmi ces outils, on dispose de critères globaux très intéressants qui peuvent être maximisés soit dans le cadre de la conception ou lors de la synthèse des mouvements par cinématique inverse par exemple. En particulier, la possibilité d'atteindre des vitesses (manipulabilité) (Yoshikawa, 1985b), des accélérations (manipulabilité dynamique) (Yoshikawa, 1985a; Nakamura et al., 1989), de générer des forces (ellipsoïde de force, ellipsoïde de correspondance des impédances) (Kurazume et Hasegawa, 2006) et des puissances maximales (ellipsoïde de puissance) (Mansouri et Ouali, 2009) en minimisant la vitesse articulaire, le couple et la puissance des moteurs aux articulations est un facteur important de la performance de ces systèmes. La *manipulabilité* cinématique est l'une de ces dernières caractéristiques. Ce paramètre permet d'évaluer les capacités de génération de vitesse en bout de chaîne dans toutes les directions de l'espace cartésien. Elle est calculée à partir de la matrice Jacobienne qui transforme la sphère unité dans l'espace des vitesses articulaires en un ellipsoïde dans l'espace des tâches. 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 effectuant une décomposition en valeurs singulières de la matrice Jacobienne de la chaîne cinématique notée \mathbf{J} (Yoshikawa, 1985b; Doty et al., 1995; Mansouri et Ouali, 2009). En fonction de la posture et donc de \mathbf{J} , l'ellipsoïde de manipulabilité peut avoir une forme très différente et donc correspondre à des capacités de génération de vitesses différentes. Il en découle que certaines postures sont plus adaptées que d'autres en fonction de la tâche motrice. Il semble que ce formalisme puisse détecter ces capacités à partir de la posture de la chaîne cinématique (Valero-Cuevas, 2009). Plusieurs paramètres peuvent être déduits de l'ellipsoïde de manipulabilité, chacun d'eux évaluant un aspect particulier de la performance motrice.

Dans le cadre de nos protocoles, nous avons évalué 3 de ces indices qui nous ont semblé pertinents. Ces derniers permettent d'évaluer : la capacité globale de génération de vitesse, la distribution des vitesses en fonction de la direction et la capacité de génération de vitesse dans une direction donnée.

Le premier noté w_1 est proportionnel au volume de l'ellipsoïde de manipulabilité. Il s'obtient de la manière suivante :

$$w_1 = \sqrt{\det(\mathbf{J}\mathbf{J}^T)} \quad (22)$$

où \det représente le déterminant. w_1 peut également s'écrire comme le produit des valeurs singulières de \mathbf{J} :

$$\mathbf{J} = \mathbf{U}\mathbf{S}\mathbf{V}^T$$

$$\mathbf{S} = \begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_2 & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & \sigma_n \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \text{ avec } \sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \dots \geq \sigma_n \quad (23)$$

$$w_1 = \sigma_1 \sigma_2 \dots \sigma_n$$

$\sigma_1, \sigma_2, \dots, \sigma_n$ représentent les valeurs singulières de \mathbf{J} obtenues par une décomposition en valeurs singulières.

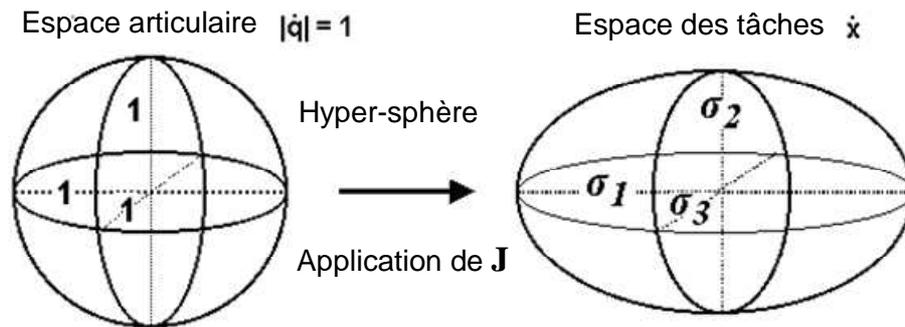


Figure 16: Passage de l'espace articulaire à l'espace de tâches.

Le second indice quantifie l'isotropie de l'ellipsoïde et se calcule en utilisant la plus grande et la plus petite valeur singulière de \mathbf{J} :

$$w_2 = \sqrt{1 - \frac{\sigma_n^2}{\sigma_1^2}} \in [0,1] \quad (24)$$

Ce paramètre donne des indications sur la forme de l'ellipsoïde et donc sur la répartition de vitesse en fonction de la direction. Lorsque w_2 tend vers 1, l'ellipsoïde s'allonge, traduisant la présence d'axes préférentiels et l'anisotropie de la répartition des vitesses. Le troisième indice nommé manipulabilité directionnelle (Nait Chabane, 2006) est associé avec une direction de mouvement donnée. L'idée de cet indice est d'ajouter à la mesure de w_1 des informations sur la direction du mouvement. En effet, w_1 , du fait qu'il est équivalent aux produits des valeurs singulières de \mathbf{J} , s'annule lorsque la chaîne se trouve dans une position singulière pour cause de perte d'un degré de liberté dans l'espace des tâches, masquant alors les

possibilités de mouvements dans les directions restantes. En ajoutant des données relatives à la direction principale du mouvement, c'est à dire la direction du mouvement de pointage, 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, à priori moins importante. Ce nouvel indice de manipulabilité directionnelle s'obtient de la manière suivante :

$$w_{dir} = \sum_{i=1}^n \left| (\mathbf{d}^T \cdot \mathbf{u}_i) \sigma_i \right| \quad \text{avec} \quad \mathbf{d} = \frac{\mathbf{V}_d}{\|\mathbf{V}_d\|} \quad (25)$$

où \mathbf{V}_d représente le vecteur vitesse de l'extrémité de la chaîne cinématique dans la direction choisie.

Les informations fournies par ces indices semblent pertinentes car elles permettent de rendre compte globalement de l'implication de l'ensemble des degrés de liberté dans la génération du mouvement à partir d'une définition posturale (Yokogawa et Hara, 2004; Mansouri et Ouali, 2009; Valero-Cuevas, 2009).

Pour démontrer que les indices quantitatifs proposés présentent un intérêt dans le cadre de l'analyse du mouvement de préhension chez la personne valide ou déficiente, nous nous sommes proposés de les évaluer et de les discuter dans le cadre de différents protocoles. Ces derniers considèrent d'une part une contrainte externe sur le mouvement matérialisée par un obstacle et d'autre part nous avons envisagé l'étude des indices chez des sujets souffrants d'une atteinte motrice afin d'étudier dans quelle mesure elle conduit à leur adaptation. Dans la suite de ce chapitre nous présentons les protocoles expérimentaux réalisés. Le premier concerne la gestion d'un obstacle sur la coordination motrice évaluée au travers des indices proposés. La seconde partie est relative à l'étude des paramètres du mouvement chez des sujets atteints d'une lésion médullaire.

8.4. Gestion de la redondance motrice lors de la saisie avec obstacle [RI 10], [CN 20]

La redondance permet de réaliser une tâche principale associée à une ou plusieurs tâches secondaires de priorité moindre. La flexibilité des configurations articulaires semblerait être utilisée dans le cadre de l'exécution de tâches secondaires. Alors, si on considère un mouvement qui intègre de manière explicite une tâche secondaire, celle-ci devrait conduire à une augmentation de la variance dans l'UCM liée à l'exécution de la tâche principale. Afin de tester cette hypothèse, nous avons proposé une étude qui considère un mouvement de préhension qui intègre aussi l'évitement d'un obstacle placé sur la trajectoire du mouvement. De plus, dans le cadre de ce mouvement, nous avons évalué l'effet de l'obstacle sur les paramètres de manipulabilité afin de mettre en évidence une éventuelle stratégie visant à optimiser le mouvement du bras en vue de son passage au-dessus de l'obstacle. La présence d'un obstacle induit une contrainte supplémentaire dans le cadre de l'exécution du geste qui pourrait révéler comment le SNC

contrôle les différents paramètres du mouvement. Les études portant sur le mouvement de préhension avec évitement d'obstacle se sont principalement intéressées à l'effet de la contrainte sur les différents paramètres cinématiques des composantes de transport et de saisie (Dean et Bruwer, 1994; Saling et al., 1998; Alberts et al., 2002; Geronimi et Gorce, 2007, 2008). Par contre un nombre restreint d'études a envisagé la caractérisation des synergies articulaires. Parmi ces auteurs, Jaric et Latash ont proposé une analyse de la tâche d'évitement d'obstacle en considérant le partage des degrés de liberté par une ACP (Jaric et Latash, 1998, 1999). Bendahan et Gorce ont traité de la mise en évidence d'invariants spatio-temporels pour la simulation du mouvement de saisie avec obstacles par une architecture multi réseaux (Gorce et Bendahan, 2005; Bendahan, 2006). D'autres études ont aussi considéré les stratégies motrices lors du passage d'un obstacle lors de la marche (El Hafi et Gorce, 1999; Gorce et al., 2001). Sabes et Jordan (Sabes, 1996; Sabes et Jordan, 1997) ont proposé une expérience de pointage planaire avec évitement d'obstacle qui suggère que la planification du mouvement s'effectue dans l'espace articulaire et que les asymétries observées dans le mouvement pourraient être reliées aux propriétés anisotropes des segments impliqués. En reliant la variance du déplacement de l'extrémité de la chaîne et celle des angles articulaires via la matrice Jacobienne, ces auteurs montrent qu'il serait plus difficile de positionner ou d'obtenir des informations sensorielles fiables dans la direction du grand axe de l'ellipsoïde de manipulabilité. Dans ce cas la posture choisie au point le plus proche de l'obstacle devrait être telle que le plus petit axe de l'ellipsoïde de manipulabilité (cinématique ou dynamique) soit alignée avec l'axe défini par l'extrémité de l'obstacle et le point de passage le plus proche de ce dernier. 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). La tâche considérée combine en réalité une tâche principale qui consiste à amener la main sur l'objet et au moins une tâche secondaire représentée par l'évitement d'un obstacle placé entre la cible et la position initiale de la main. Dans le cadre de la saisie avec obstacle, nous nous plaçons dans un cadre qui permet d'apporter un apport de connaissance sur ce point particulier. Ainsi, si la variance dans l'UCM est représentative de la flexibilité des configurations articulaires pour l'accomplissement de tâche secondaires, alors en présence d'un obstacle nous devrions assister à une augmentation de cette variance par rapport à une condition sans obstacle. 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 intéressant car elle permet de caractériser globalement la posture au travers d'un indice de performance facilement interprétable et important tel que la vitesse dans une direction donnée.

Dans ce contexte, l'objectif de l'étude a été d'évaluer dans quelle mesure la présence d'une contrainte spatiale influence la synergie articulaire et les capacités de mouvements du centre articulaire 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 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 (Tseng et al., 2003). Aussi, de Freitas et collaborateurs 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 (de Freitas et al., 2007). 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 considérées. Nous suggérons que cette augmentation permet de gérer de manière flexible la tâche de saisie augmentée d'une contrainte secondaire matérialisée par l'obstacle.

8.4.1. Présentation du protocole expérimental

Vingt-neuf sujets (26.2 ± 5.1 ans, 178.7 ± 6.4 cm, 73.2 ± 98.8 kg, bras : 29.2 ± 2.8 cm, avant-bras 26.9 ± 1.4 cm) tous masculins et droitiers, ont volontairement participé à ce premier protocole expérimental. A partir d'une posture initiale standardisée, les sujets avaient pour instruction de saisir une sphère en polystyrène située à 50 cm en face d'eux et de la ramener à la position initiale de la main. 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 (condition SO). Deux obstacles parallélépipédiques de même largeur et profondeur mais de hauteur différentes (petit obstacle PO $h = 15$ cm et grand obstacle GO $h = 20$ cm). La présence de l'obstacle n'empêchait pas la vue de la sphère à saisir et donc aucune incertitude n'était présente dans la tâche. Pour chaque condition, dix essais ont été réalisés dans un ordre aléatoire. Les configurations articulaires du membre supérieur ont été mesurées à l'aide d'un système optoélectronique (Vicon 460) doté de 6 caméras opérant à 120Hz.

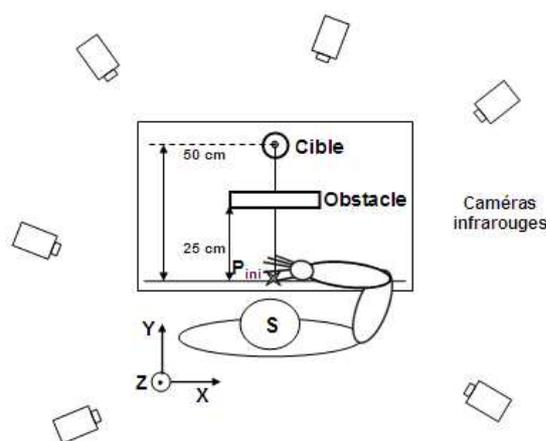


Figure 17 : Schéma du dispositif expérimental. S représente le sujet en posture initiale, main et avant-bras au repos sur la table.

Le Tableau 6 présente la disposition des marqueurs utilisée pour la mesure des mouvements du membre

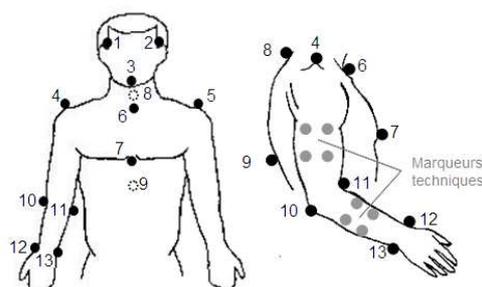
supérieur. A partir de ces marqueurs les angles articulaires du membre supérieur ont été évalués en concordance avec la norme ISB. Pour le mouvement du tronc les angles articulaires sont relatifs au repère global. Le modèle articulée considérée comportait cinq segments (tronc, clavicule scapula, bras, avant-bras et main). Les angles articulaires considérés sont détaillés dans le Tableau 5. A partir de la définition du modèle de la chaîne cinématique décrit par les paramètres de Denavit-hartenberg originaux, le calcul de la matrice Jacobienne utilisée, à la fois pour évaluer les paramètres de l'approche UCM et la manipulabilité, a été réalisé en utilisant la Robotic Toolbox(Corke, 1996).

Tableau 5 : Degrés de liberté du modèle biomécanique poly-articulé de l'ensemble tronc-membre supérieur.

Segment	Séquence de rotation ISB	Angles
Tronc	ZXY	Flexion / Extension Rotation latérale Rotation axiale
Clavicule	YXZ	Protraction/Rétraction Elévation / Dépression Plan d'élévation
Humérus	YXY	Elévation / Dépression Rotation axiale
Avant-bras	ZXY	Flexion / Extension Carrying angle (fixe) Rotation axiale
Main	YXZ	Déviations radio-ulnaire Flexion / Extension

Tableau 6 : 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.

L'ensemble des paramètres considérés sont résumées dans le Tableau 7. En particulier les variances V_{UCM} et V_{ORT} ont été calculées pour chaque % du temps normalisé et regroupé en 4 zones temporelles : 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 des centres articulaires de l'épaule, du coude et du poignet. Enfin, les trois paramètres de manipulabilité w_1 , w_{B2} et w_{Bdir} ont été calculés en considérant le poignet comme extrémité de la chaîne articulaire du membre supérieur.

Tableau 7 : Description du protocole expérimental.

Etape	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 m) - 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)

Variabiles calculées	• 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 de l'ISB (Wu et al., 2005; Senk et Cheze, 2006).
	• V_{UCM} , V_{ORT} et V_{UCM}/V_{ORT} pour chacune des variables de performance suivante : trajectoire cartésienne du centre articulaire de l'épaule, du coude et du poignet
Analyses statistiques	• w_1 , w_{B2} et w_{Bdir} au niveau du poignet
	• ANOVA à mesures répétées
	• Test post hoc de Tuckey

Dans le cadre de l'analyse UCM, nous avons considéré les trajectoires cartésiennes du centre articulaire du coude et du poignet comme des variables de performance notamment lors du franchissement de l'obstacle. Cependant, comme le montrent 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 du centre articulaire de l'épaule a aussi été considérée.

8.4.2. Synthèse des résultats de l'analyse UCM

En accord avec la littérature (Saling et al., 1998; Alberts et al., 2002), l'analyse cinématique a montré que 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. En temps normalisé, les pics de vitesses apparaissaient également plus tôt 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) corrélé avec la survenue du pic de vitesse. En revanche, cette variabilité diminue dans la toute dernière partie du mouvement au niveau du poignet lorsqu'un obstacle est présent sur la trajectoire alors que la valeur est similaire pour le coude entre les différentes conditions d'obstacles dans la seconde partie du mouvement (Figure 18).

Tableau 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.

Le paramètre suivant que nous avons étudié est la variabilité des trajectoires cartésiennes des centres articulaires de l'épaule, du coude et du poignet.

Profil de vitesse moyenne pour chaque articulation

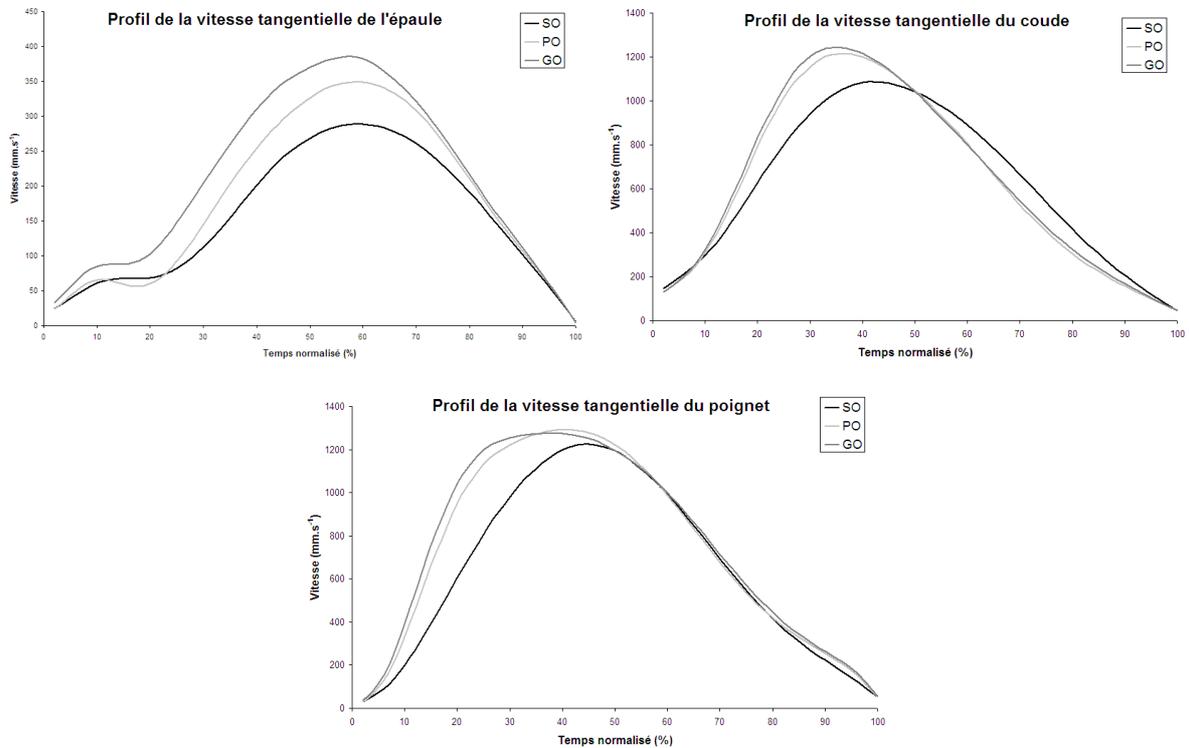
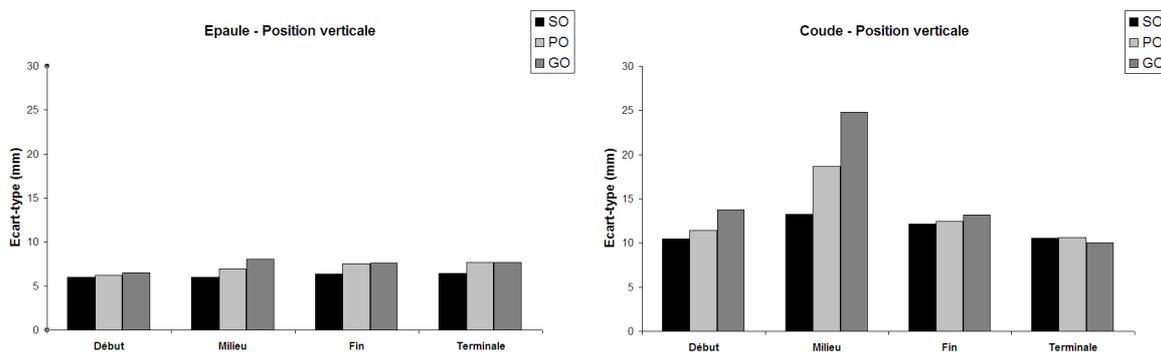


Figure 18: Profils moyens de vitesse présentés pour les trois conditions expérimentales sans obstacle (SO), avec petit obstacle (PO) et avec grand obstacle (GO) pour les trois articulations.

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 19.



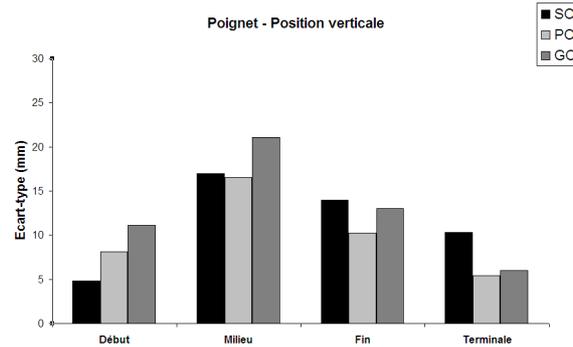


Figure 19: Evolution des écart-types des trajectoires cartésiennes de chaque articulation dans chacune des trois conditions expérimentales.

Deux résultats intéressants sont soulignés. D'une part, la présence d'un obstacle affecte V_{UCM} et V_{ORT} calculées pour les positions cartésiennes des centres articulaires 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 (conditions PO et GO) 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 (centre articulaire de l'épaule et du poignet). 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, on note une stabilité du ratio V_{UCM}/V_{ORT} à l'épaule alors que celui-ci augmente en présence d'obstacle pour le coude et le poignet. Ces résultats caractérisent un effet différencié d'une contrainte spatiale sur les synergies articulaires qui va être discuté dans la section suivante.

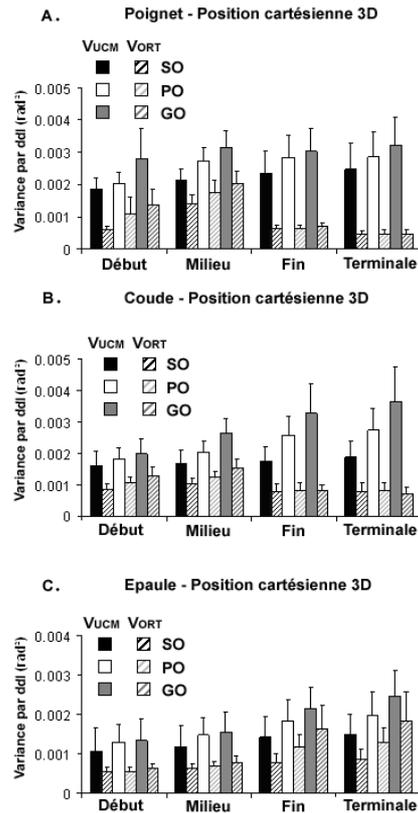


Figure 20: Valeurs moyennes (\pm écart-type) de la variance des configurations articulaires par degré de liberté (ddl) pour les trois variables de performance (A. le poignet, B. le coude et C. l'épaule) et pour chaque condition expérimentale, indépendamment des différentes phases du mouvement, exprimées en radians au carré. Chaque rectangle représente la moyenne de l'ensemble des essais réalisés par tous les sujets.

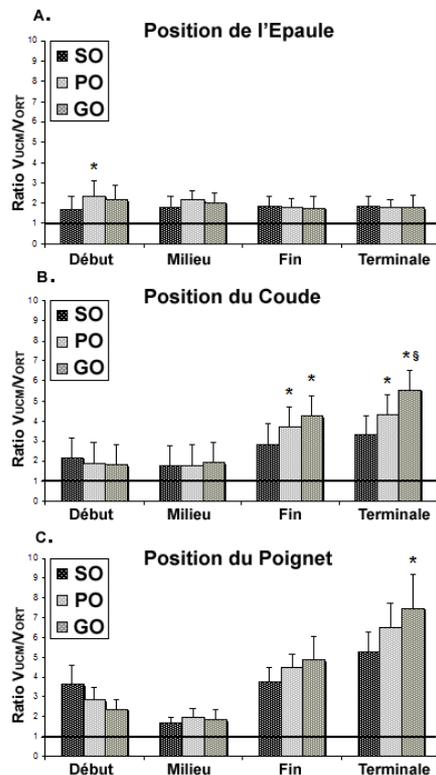
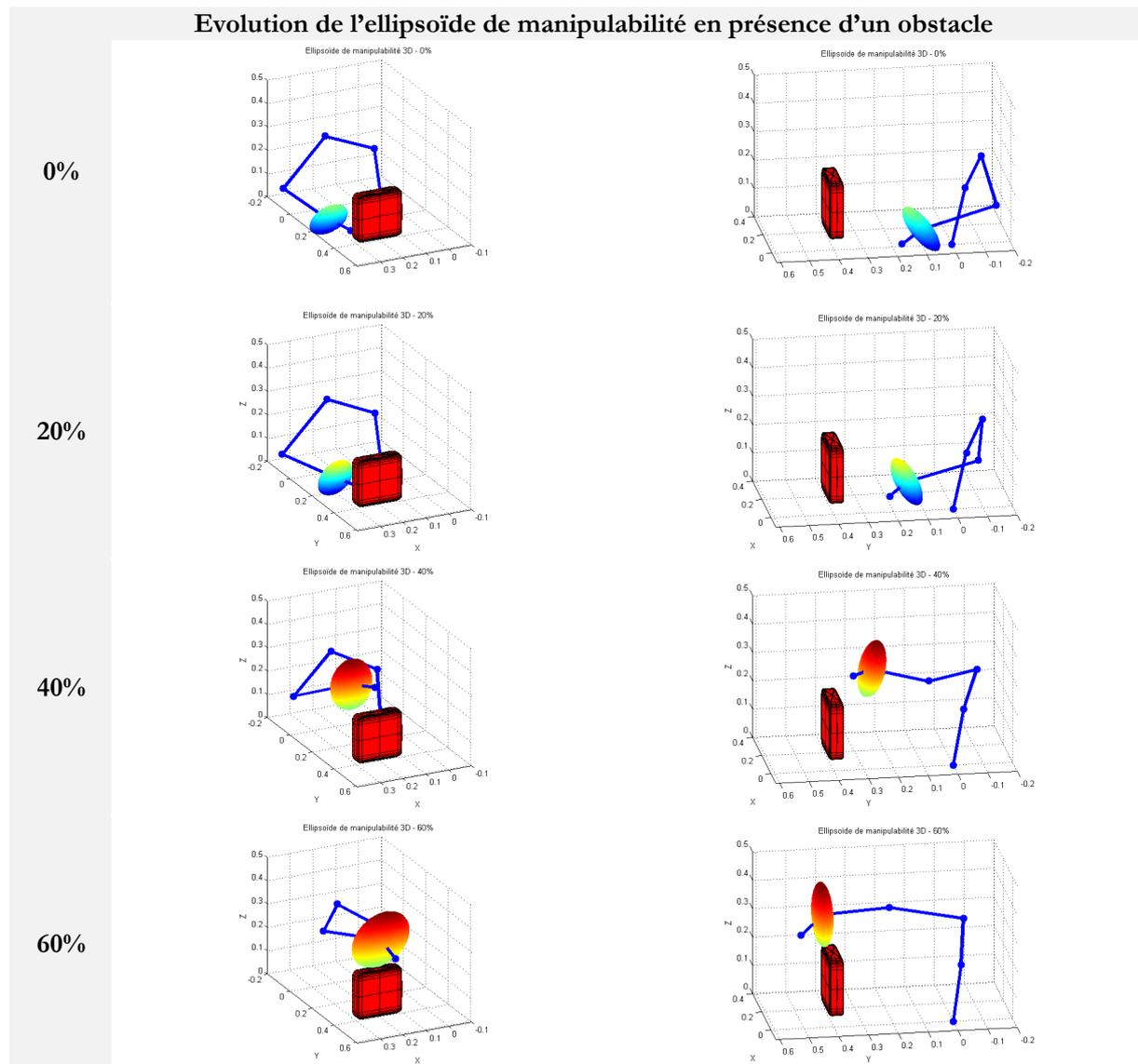


Figure 21 : Valeurs moyennes (\pm écart-type) du ratio V_{UCM}/V_{ORT} pour les trois variables de performance

(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, $p < 0.05$

8.4.3. Analyse de la manipulabilité

Nous présentons dans cette section les résultats relatifs aux différentes mesures de manipulabilité. Pour chacun des indices w_1 , w_2 et w_{dir} , l'effet de l'obstacle, l'effet de la phase du mouvement et l'effet d'interaction obstacle x phase ont été considérés dans l'analyse statistique. La Figure 22 illustre l'évolution de l'ellipsoïde de manipulabilité au cours d'un mouvement dans la condition GO. Comme pour l'analyse UCM, seule la phase d'approche est considérée dans cette analyse.



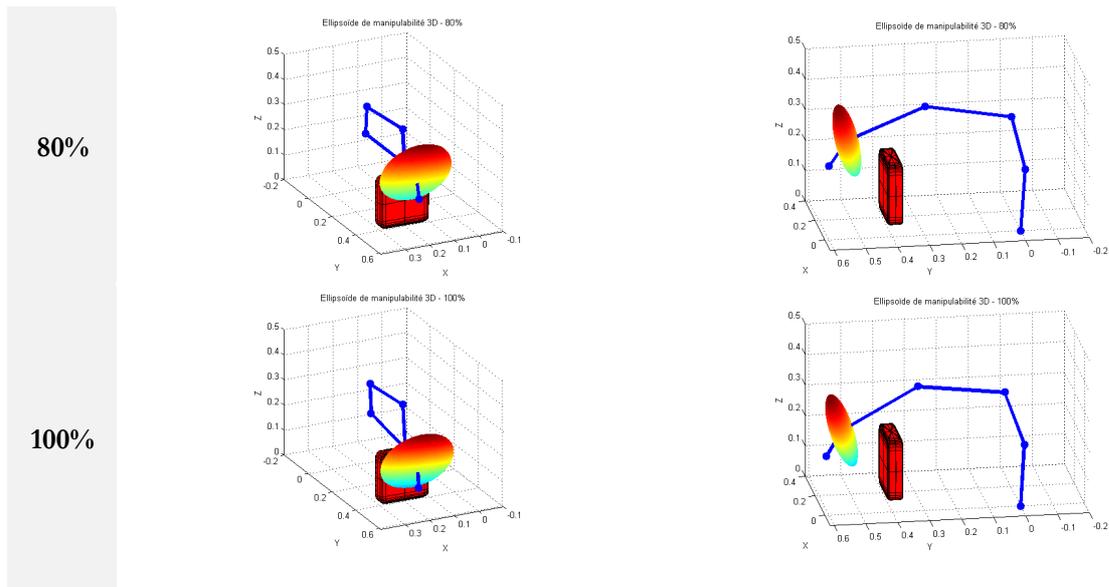


Figure 22 : Evolution de l'ellipsoïde de manipulabilité au cours d'un essai en présence du grand obstacle. La colonne de gauche représente le temps normalisé en %.

Evolution des indices de manipulabilité

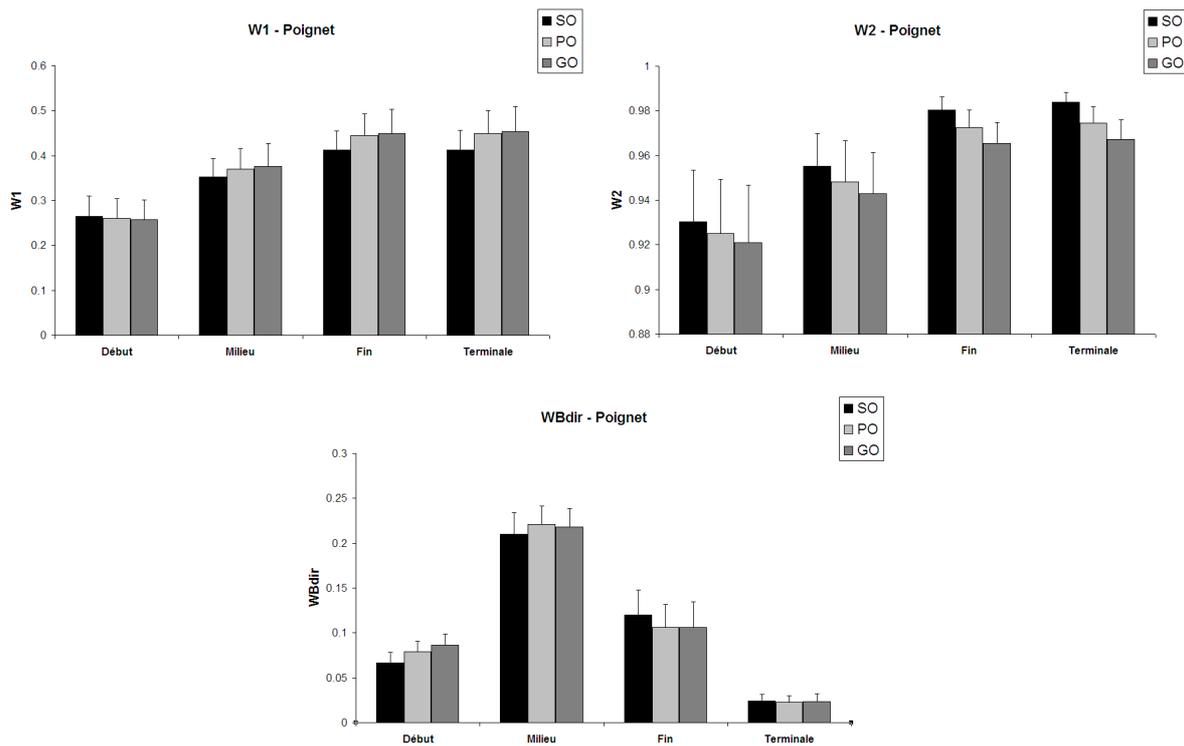


Figure 23 : Evolution des trois indices de manipulabilité calculés au niveau du poignet en fonction des phases du mouvement pour chaque condition expérimentale.

L'indice w_{dir} évolue au cours des phases du mouvement 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.

8.4.4. Synthèse de l'analyse de la manipulabilité

Les résultats de l'évaluation de la manipulabilité ont montré que la présence d'un obstacle a un effet significatif sur les évolutions des trois indices de manipulabilité présentés, w_1 , w_2 et w_{dir} . D'une part w_1 et w_2 augmentent au cours du mouvement alors que w_{dir} présente une valeur pic pour la phase « Milieu ». D'autre part, alors que w_1 augmente en présence d'un obstacle, w_2 , diminue avec la hauteur de ce dernier. Enfin, pour w_{dir} , 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 ».

8.4.5. 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). D'autre part, nous avons considéré les indices de manipulabilité. 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.

8.4.5.1. La structure de la variabilité articulaire

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 est aussi obtenu pour les conditions avec obstacles (Figure 21). Comme le suggère Hollerbach en 1982 (Hollerbach et Flash, 1982), la phase « milieu » du mouvement est celle durant laquelle les vitesses tangentielles et les couples d'interaction sont les plus importants. Cette situation pourrait conduire à un contrôle plus difficile des mouvements du membre supérieurs. Aussi, 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.

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 gérée. 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, c'est-à-dire se trouvant dans l'UCM correspondant à la variable de performance liée à la position cartésienne d'un point de la main. Suivant la même approche, (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 SNC prendrait en compte plusieurs contraintes à la fois, dont l'évitement d'un obstacle.

Il apparaît que 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 SNC 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.

8.4.5.2. 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_1 , 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} . En effet, ce dernier renseigne 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. 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 22 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).

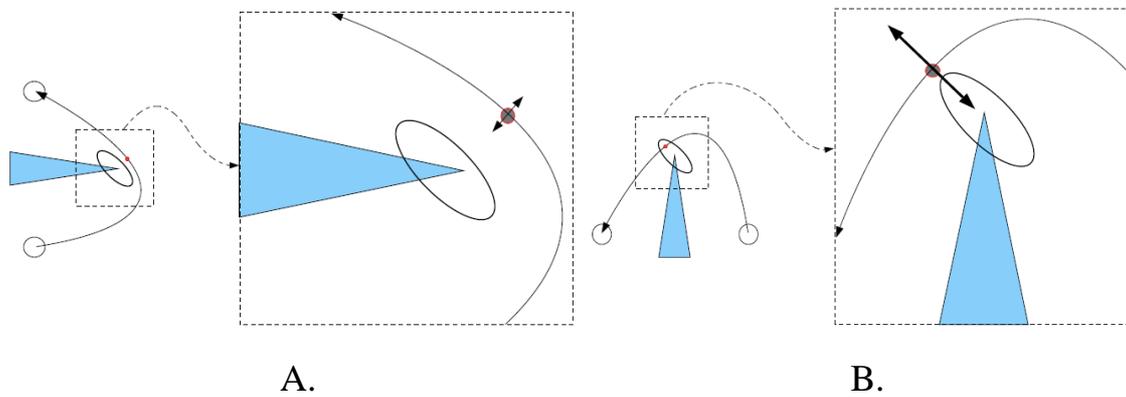


Figure 24 : A. cette configuration du bras minimise la sensibilité dans la direction de l'obstacle. B. Cette configuration au contraire maximise la sensibilité et donc n'est pas optimal. Dans ce cas une distance de sécurité accrue devrait être adoptée d'après (Sabes et Jordan, 1997)

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 (Figure 24). 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 conduise à un choix tel que l'orientation de l'ellipsoïde ne soit pas forcément optimal du point de vue de la sensibilité au bruit sensorimoteur dans la direction de l'obstacle. De ce fait, il apparaît qu'une marge de sécurité accrue doit être maintenue.

8.4.6. Conclusion

Au cours de ce premier protocole effectué dans le cadre de la thèse de doctorat de Julien Jacquier-Bret,

L'analyse des synergies articulaires a été effectuée par l'application du concept de l'UCM et des indices de manipulabilité (Jacquier-Bret et al., 2009a). Les résultats suggèrent, d'une part, l'importance de l'utilisation des configurations articulaires équivalentes 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 variance équivalente afin de stabiliser les positions cartésiennes des articulations distales. De plus, les capacités de mouvement du poignet semblent adaptées dans le but de réaliser avec succès la tâche de préhension suggérant une adaptation des sujets afin d'optimiser les ressources disponibles.

L'application d'une contrainte sur le mouvement est un moyen d'appréhender les adaptations mises en œuvre par le système nerveux central afin d'y faire face. Dans le cadre de la saisie avec obstacle, nous avons pu mettre en évidence que cette adaptation s'effectue au travers d'une augmentation de la variabilité équivalente pour la position du centre géométrique du coude signe d'une augmentation de la flexibilité des configurations articulaires et par une diminution de la variabilité non équivalente de l'extrémité de la chaîne cinématique démontrant un contrôle plus strict de sa position en fin de mouvement. D'autre part, les postures adoptées lors du mouvement de franchissement, différentes de celles du mouvement sans obstacle, présentent une manipulabilité accrue, peut être signe d'une adaptation aux contraintes accrues de la tâche.

Ces premiers résultats ont montré la sensibilité des indices considérés par rapport aux contraintes de la tâche. Leur capacité à mesurer globalement la coordination de l'ensemble des degrés de liberté par des indices intelligibles et liés à la performance (variabilité et vitesses) nous semble particulièrement adaptée afin de qualifier le mouvement humain. L'évaluation des capacités d'un individu a une importance cruciale particulièrement dans le cadre d'une déficience motrice consécutive à un traumatisme ou à un accident vasculaire cérébral. En effet, cette dernière permet de faire un état des lieux des capacités fonctionnelles d'un patient et de la récupération des fonctions motrices à un instant donné. Elle conditionne les différentes interventions des praticiens et permet aussi de tester les résultats d'un traitement, d'un protocole de réhabilitation ou d'une intervention chirurgicale. Dans ce cadre, il nous a semblé pertinent d'évaluer dans quelle mesure les indices proposés pourraient s'appliquer lors de l'étude du mouvement humain chez des personnes atteintes d'une lésion médullaire.

8.5. Gestion de la redondance motrice dans le cas d'une déficience motrice [RI 5], [CI 4], [CI 5], [CI 7], [CN 17] et [CN 19]

L'étude décrite dans ce chapitre a été réalisée en collaboration avec le Pr Hubert Tournebise, chef du Service de médecine physique et réadaptation de l'Hôpital Renée Sabran qui accueille en hôpital de jour ou pour de longs séjours des personnes atteintes de tétraplégie. Celle-ci correspond à une altération des fonctions sensitivomotrices 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., 2000). 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. Dans le cadre de l'évaluation clinique des sujets atteints de tétraplégie, on distingue les outils permettant d'évaluer le score neurologique, c'est-à-dire l'état de l'appareil neuromusculaire et les évaluations fonctionnelles qui caractérisent quant à elles la capacité des sujets à exécuter des tâches de la vie quotidienne. Les personnes souffrant d'une lésion de la moelle épinière (LME) ont des capacités fonctionnelles réduites en raison de la paralysie de plusieurs muscles du membre supérieur. Les programmes de réhabilitation tentent d'améliorer le niveau d'autonomie de ses personnes. En particulier, la capacité d'atteindre et de saisir des objets est très importante dans le répertoire des mouvements volontaires. Tout d'abord, les personnes atteintes de LME la considère comme la fonction qui pourrait améliorer le plus leur vie quotidienne (Hanson et Franklin, 1976; Snoek et al., 2004). D'autre part, l'étude de cet acte moteur qui implique de nombreux degrés de liberté du membre supérieur pourrait contribuer à une meilleure compréhension de la coordination motrice aussi bien chez les sujets valides que chez ceux souffrants d'une déficience motrice (Koshland et al., 2005; Hoffmann et al., 2006). Dans ce cadre, les connaissances sur la cinématique et les patrons d'activation musculaires présentent un grand intérêt. Elle peuvent contribuer à une meilleure compréhension de la coordination mais aussi peuvent constituer une source d'informations importante pour le clinicien afin de caractériser le bénéfice de programmes de réhabilitation ou de chirurgie (Memberg et al., 2003; Janssen-Potten et al., 2008) mais aussi aider au développement de prothèses utilisant une commande motrice résiduelle du patient (Crago et al., 1998; Keith et Hoyen, 2002; Popovic, 2003).

8.5.1. Analyse du mouvement chez le sujet atteint de tétraplégie

Plusieurs études ont mis en évidence, les altérations des paramètres du mouvement dans différents groupes de sujets atteints de LME par rapport à des sujets valides tels que des pics de vitesse du poignet d'amplitude plus faible, des profils d'accélération du centre articulaire de l'épaule perturbés (Laffont et al., 2000; Koshland et al., 2005) ainsi qu'une coordination altérée des vitesses articulaires de l'épaule et du coude (Remy-Neris et al., 2003). Malgré ces modifications, il apparaît cependant que les sujets souffrants de tétraplégie sont toujours capables de produire des mouvements dont certaines caractéristiques sont similaires à celles des sujets valides. Il apparaît aussi que les sujets acquièrent de nouveaux « programmes moteurs » en réorganisant l'action des muscles fonctionnels (Janssen-Potten et al., 2008). Notamment, les sujets atteints au niveau de la sixième vertèbre cervicale qui conduit à une paralysie du triceps brachial ont la capacité d'étendre leur coude lors de l'exécution d'un mouvement d'atteinte (Hoffman, et al., 2006) ou lors d'un mouvement contre une résistance (Zerby et al., 1994; Marciello et al., 1995; Gefen et al., 1997). Lors de l'étude de gestes d'atteinte dans différentes directions, Koshland *et al.* (2005) et Hoffmann *et al.* (2006) ont observé un profil de vitesse tangentielle du centre articulaire poignet en forme de cloche avec une trajectoire légèrement incurvée (Hoffmann et al., 2006). De plus, Hoffmann et al. (2006), en

mettant en œuvre une ACP sur les angles articulaires montrent que les groupements fonctionnels des degrés de liberté du membre supérieur étaient similaires chez les sujets valides et chez ceux atteints de tétraplégie suggérant que le patron de covariation des angles articulaires a été préservé ou récupéré après ou en cours de rééducation.

Afin de caractériser les modifications de la coordination motrice de sujets atteints d'un LME, des études ont évalué l'activité musculaire lors de la propulsion en fauteuil roulant manuel ou lors d'autres tâches telles que le transfert du fauteuil (Gefen et al., 1997; Gil-Agudo et al., 2010a; Gil-Agudo et al., 2010b). Koshland et al. (2005) ont enregistré l'activité EMG de plusieurs muscles de l'épaule lors de gestes d'atteinte dans le plan horizontal. Ainsi, le dispositif expérimental ne permet pas de prendre en compte l'activité des muscles lors de mouvements impliquant une élévation significative de l'humérus. Différents auteurs ont étudié les mouvements du bras lors de gestes similaires en considérant les paramètres cinématiques mais pas l'activité EMG des muscles du membre supérieur (Laffont et al., 2000; Hoffmann et al., 2006; de los Reyes-Guzman et al., 2010). De plus, le dispositif de l'expérimentation proposée par (Janssen-Potten et al., 2008) était basé sur un test clinique afin d'évaluer l'évolution du patron de l'activation musculaire. De ce fait, il n'est pas particulièrement orienté vers l'évaluation des paramètres du mouvement de saisie.

Les mouvements de saisie et d'atteinte sont des gestes importants de la vie quotidienne et encore peu de travaux ont été consacrés à l'évolution des paramètres biomécaniques chez des sujets souffrant de LME. Leur étude pourrait donc permettre de mettre en évidence les adaptations dues aux contraintes imposées par la lésion motrice. Dans ce cadre, le but du travail expérimental entrepris a été de rassembler des données sur l'activité EMG de plusieurs muscles du membre supérieur et sur les paramètres cinématiques lors de mouvements de saisie exécutées par des sujets atteints au niveau C6/C7. L'activation de 6 (5+1) muscles majeurs du membre supérieur impliqués dans le mouvement de saisie a été analysée et comparée au comportement de sujets contrôle. Les résultats de Janssen-Potten *et al* (2008) suggèrent que les sujets atteints de LME activent tous les muscles disponibles lors d'un mouvement nécessitant une élévation humérale importante et une extension du coude tandis que Koshland *et al.* (2005) ont montré un patron particulier d'activation durant un mouvement d'atteinte exécuté avec un support au niveau de l'avant-bras avec une activation quasi exclusive des muscles agonistes même dans le cas de figure où l'antagoniste pouvait être contracté. De plus, (Gronley et al., 2000) ont montré une augmentation relative de l'activité musculaire durant des tâches de la vie quotidienne. Afin de confronter ses différents résultats, nous proposons de tester l'hypothèse selon laquelle les sujets souffrant de LME à C6/C7 ont une activité musculaire relative plus importante que les sujets du groupe Contrôle et qu'ils sont capables de moduler cette activité en fonction de l'extension du mouvement.

Nous complétons ces études par une analyse des synergies articulaires en s'appuyant sur l'évaluation des variations des angles articulaires. Cette approche nous semble intéressante car elle permet de mettre en évidence les adaptations développées par les patients afin de compenser la déficience de certains muscles. Elle permet aussi de fournir des informations quantitatives interprétables par les cliniciens permettant

d'évaluer par une analyse du mouvement les capacités motrices des patients. Les objectifs sont donc doubles, d'une part documenter le mouvement de saisie en considérant un ensemble de conditions expérimentales et d'autre part aborder l'évaluation de la coordination des différents degrés de liberté au travers des indices de manipulabilité et de l'approche UCM.

8.5.2. Sujets

8 sujets de sexe masculin ont participé à l'expérimentation. Tous séjournèrent à l'hôpital Renée Sabran (Hyères, France) dans le service de médecine physique et de réhabilitation. Parmi eux, 5 sujets (37.4 ± 6.5 ans, étendue 29 - 43, 175.0 ± 5.0 cm, 75.2 ± 16.3 kg) ont satisfait les critères d'inclusion i.e. une LME au niveau C6/C7) avec un extenseur du coude faible (ASIA max 3/5) (Tableau 9). Trois sujets étaient classifiés C6 ASIA-A (triceps 0/5, 0/5, 1+/5 respectivement), un sujet était classifié C6 ASIA – D (triceps 0/5) et un autre C7 ASIA-A (triceps 3/5). Tous les sujets avaient une vision normale ou corrigée. Les critères d'exclusion comprenaient un état de santé dégradé et une chirurgie de transfert de tendon. Huit sujets contrôle (26.2 ± 5.0 ans, étendue 23 -28, 178.7 ± 6.4 cm et 73.1 ± 8.8 kg) ont participé à l'expérimentation. Aucun ne souffrait d'une pathologie du membre supérieur susceptible d'altérer leur mouvement de préhension. Tous les sujets étaient volontaires, complètement informés du protocole par oral et par écrit. Ils ont donné leur consentement éclairé et pouvait quitter le protocole à tout instant.

Tableau 9 : Informations sur les sujets atteints de LME (AIS : grade ASIA Impairment Scale, AD : deltoïde antérieur, DP : deltoïde postérieur, PM : pectoralis major, ECR : extensor capii radialis, BB : biceps brachii, TB : Triceps brachii

	Age (ans)	Taille (cm)	Masse (kg)	Longueur Bras (cm)	Longueur avant-bras (cm)	Temps depuis la LME (mois)	Niveau de la LME	Grade AIS	AD	PD	PM	ECR	BB	TB
1	43	180	96	26	29	35	C7	A	5	5	4	4	5	3
2	29	170	55	29	26	8	C6	D	4	5	1+	4	5	0
3	32	175	65	31	25	29	C6	A	5	5	4	4	5	0
4	40	170	74	28	29	36	C6	A	3+	3	NT	1+	3+	1+
5	43	180	86	31	26	136	C6	A	4	4	4	4	5	0

Les sujets atteints de LME ont réalisé l'expérimentation assis dans leur propre fauteuil roulant électrique. Les sujets valides étaient assis sur une chaise présentant un angle d'inclinaison identique à celui du fauteuil roulant. Les patients 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. Pour éviter de tels mouvements, 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 au niveau centre de l'articulation de l'épaule a 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 25). 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 électromagnétiques de type Flock of Birds et des électrodes EMG, 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 de vitesse d'exécution n'était imposée. 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 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 de la réalisation du protocole expérimental dans l'enceinte de la structure hospitalière et de l'impossibilité de déplacer le dynamomètre du laboratoire (BIODEX instructions, Biodex Medical Systems, New York, USA), un ergomètre de mesure de force transportable a été développé spécifiquement pour cette expérimentation (Figure 26). 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.

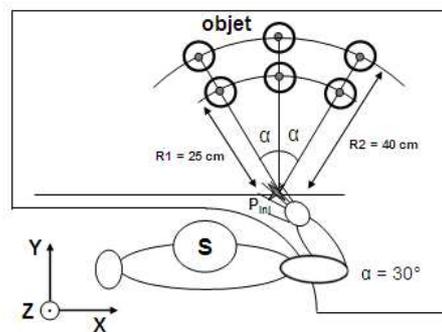


Figure 25: Dispositif expérimental utilisé. Le sujet S est placé face à une table en bois présentant une découpe particulière permettant une posture de repos confortable. Trois axes ont été tracés, un antéro-postérieur passant par le centre de rotation de l'épaule, deux autres à $+30^\circ$ et -30° . 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 26 : Ergomètre développé pour mesurer les forces maximales des sujets. Représentation schématique à gauche et photographie d'ergomètre assemblé à droite.

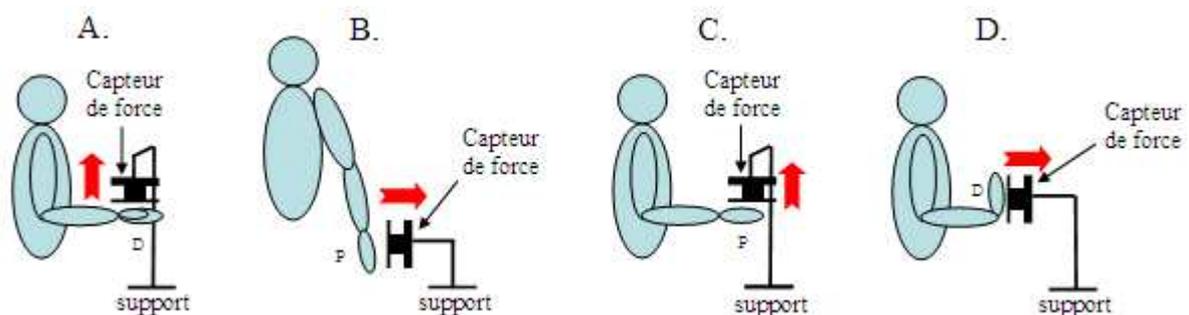


Figure 27: Représentation schématique de postures standardisées lors du test de contractions isométriques volontaires maximales. *P* : face palmaire de la main. *D* : face dorsale de la main. *Fleches rouges* : direction de l'application de la force durant la contraction isométrique.

- 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 sélectionné (Tableau 10), 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. Les postures ont été choisies en accord avec les recommandations fournies avec le BIODEX (Figure 27). Les signaux EMG de chaque muscle ont été enregistrés séparément. L'essai parmi les trois présentant la plus grande valeur de force a été retenu afin de normaliser les signaux EMG enregistrés durant la tâche de saisie (Heintz et Gutierrez-Farewik, 2007; Bonnefoy et al., 2009). 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.

Tableau 10 : Tableau des muscles retenus et leur rôle dans le mouvement

Symbole	Muscle	Implication dans le mouvement du membre supérieur
PM	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.
AD	Deltoïde antérieur	Fléchisseur, rotateur interne et adducteur horizontal du bras. Fonctionnel chez les patients C6.
PD	Deltoïde postérieur	Extenseur, rotateur latéral et abducteur horizontal du bras. Fonctionnel chez les patients C6.
BB	Biceps brachial	Fléchisseur du bras, fléchisseur et supinateur du coude. Fonctionnel chez les patients C6.
TB	Triceps brachial	Seul extenseur du coude. Non fonctionnel chez les patients C6
ECR	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.

Une étude des mesures EMG a montré que les résultats présentaient une bonne reproductibilité intra-session pour l'ensemble des conditions expérimentales excepté la condition MP (milieu près) qui présentait un ICC faible et un SEM élevé pour l'ensemble des muscles. De ce fait, les résultats pour cette condition sont à interpréter avec précaution. L'ensemble des paramètres cinématiques ont été mesurés à l'aide de 4 capteurs électromagnétiques de type Flock of Birds qui ont démontré une bonne précision et répétabilité dans le cadre de mesures effectuées en milieu clinique (Meskers et al., 1999; Jacquier-Bret et al., 2008; Jacquier-Bret et al., 2009b). A partir de ces capteurs, différents types de paramètres cinématiques ont été étudiés : le temps de mouvement, les amplitudes de la vitesse cartésienne du centre articulaire du poignet dont la position a été déterminée en utilisant la méthode décrite dans (O'Brien et al., 2000), les temps d'apparition des pics de vitesse, les angles articulaires (Biryukova et al., 2000; Wu et al., 2005; Rezzoug et al., 2010) et les vitesses articulaires.

Les détails du protocole sont résumés dans le tableau suivant :

Tableau 11 : 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 • 5 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 • WB_1, WB_2 et WB_{dir} 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

8.5.3. Résultats

Une première analyse descriptive des données obtenues a permis de mettre en évidence les différences de mouvement et d'activation musculaires entre les 2 groupes de sujets. Dans un second temps, les indices globaux traduisant la coordination de DDLs du membre supérieur ont été évalués.

8.5.3.1. Synthèse des résultats de l'activation musculaire

Plusieurs effets ont été observés lors de l'analyse EMG. D'une part les patients atteints de LME présentent des forces maximales plus faibles que celles des sujets valides pour l'ensemble des muscles considéré. 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 activent de manière plus importante, en valeur relative, 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. 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.

8.5.3.2. Synthèse de l'analyse des paramètres cinématiques

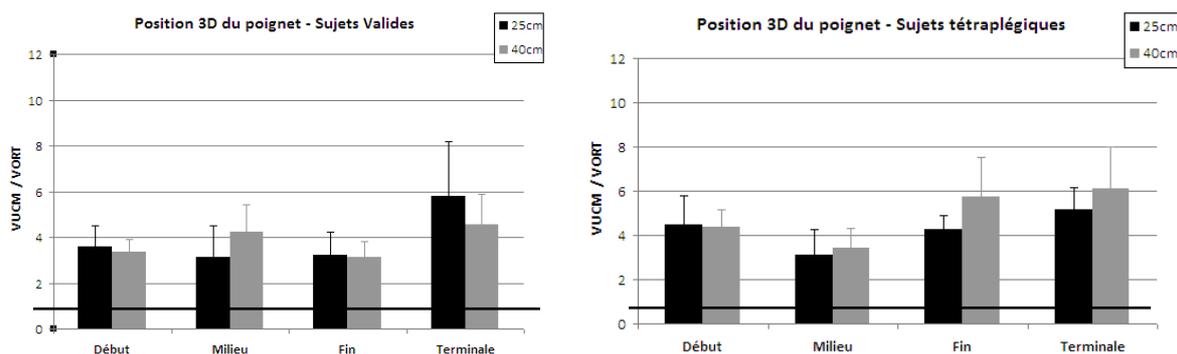
L'analyse cinématique a permis de mettre en évidence plusieurs points intéressants quant aux capacités de mouvement des patients lors de la réalisation de mouvements de préhension. D'une manière générale, les temps de mouvement et les profils de vitesse apparaissent très similaires à ceux observés pour les sujets valides. En revanche, les sujets atteints de LME 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 côté homolatéral entraînent 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 patients favorisent une déviation radiale accompagnée de mouvement d'extension et de flexion du poignet (de los Reyes-Guzman et al., 2010). 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.

8.5.3.3. 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 12). 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

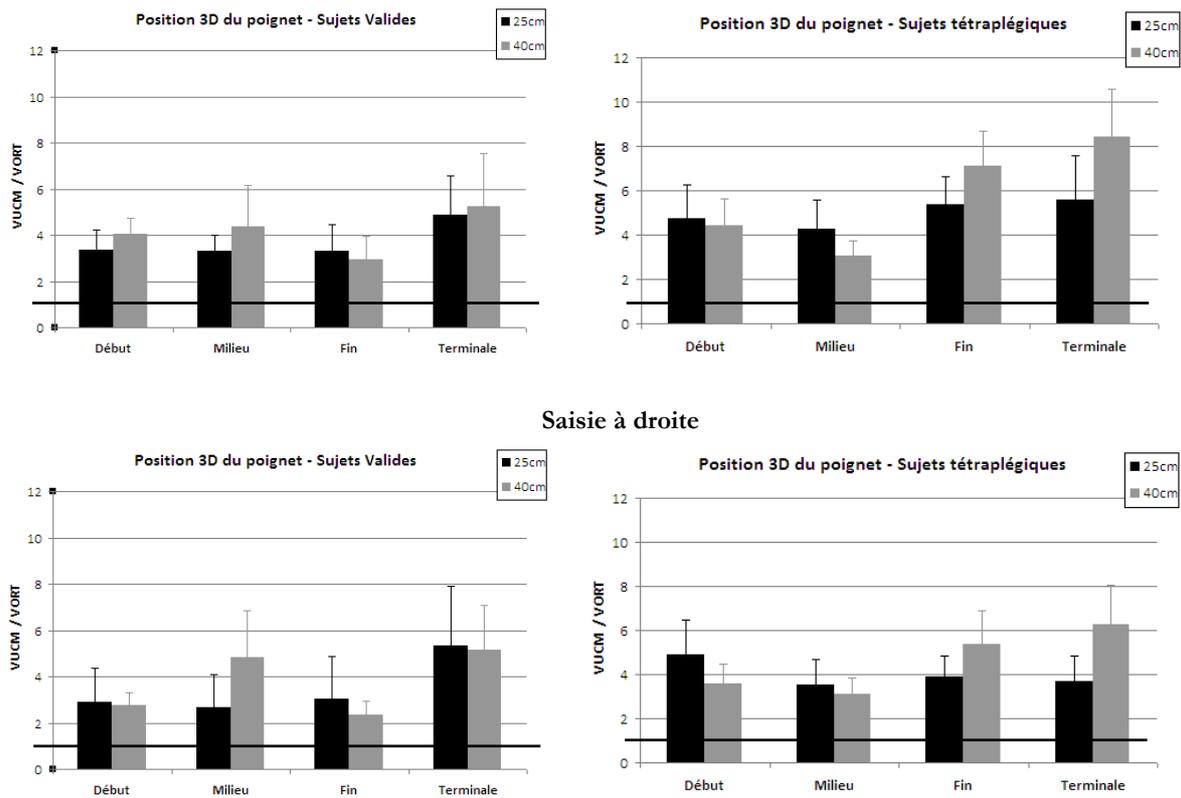


Figure 28: Valeurs moyennes (\pm écart-type) du ratio V_{UCM}/V_{ORT} pour la stabilisation de la trajectoire du poignet, pour chaque condition expérimentale et pour chacune des quatre phases du mouvement. Chaque rectangle représente la moyenne de l'ensemble des essais réalisés par tous les sujets.

D'autre part, il apparaît que seule le facteur distance modifie cette structure, contrairement au facteur orientation pour lequel aucune différence n'a été mise en évidence pour les deux composantes de la variance. Les différences observées sur les paramètres de l'analyse UCM sont résumées dans le Tableau 12

Tableau 12: 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		Sujets atteints de tétraplégie	
Structure de la variance	$V_{UCM} > V_{ORT}$		$V_{UCM} > V_{ORT}$	
	V_{UCM}		V_{ORT}	
	Groupe contrôle	Sujets atteints de LME	Groupe contrôle	Sujets atteints de LME
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 et Fin > Début et terminale.	Milieu > autres phases
		Près < Loin	Près < Loin	Milieu et Fin Près < Milieu et Fin Loin	Milieu Près < Milieu Loin
Effet d'interaction orientation x temps		-	-	-	-

8.5.3.4. Synthèse de l'analyse de la manipulabilité

Seul w_1 diffère entre les deux groupes de sujets, présentant une valeur plus élevée chez les patients tétraplégiques que celle obtenue pour les sujets valides. En termes d'orientations 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_1 et w_2 augmentent au cours du temps alors que w_{dir} présente une augmentation dans la première moitié du mouvement avant de diminuer jusqu'à la saisie (Jacquier-Bret et al., 2013b).

8.5.4. Discussion

Dans le cadre de la discussion des résultats, nous abordons tout d'abord les paramètres cinématiques et électromyographiques. Dans un second temps, l'évaluation de la coordination au travers des indices proposés est abordée.

8.5.4.1. Cinématique du poignet

Les sujets atteints de LME était capable d'exécuter le mouvement et on produit un profil de vitesse du centre articulaire du poignet en forme de cloche. (Laffont et al., 2000; Koshland et al., 2005; Hoffmann et al., 2006). Durant le mouvement, l'apparition précoce du premier pic de vitesse en % du temps total, le mouvement d'atteinte prolongé, le retard du second pic de vitesse en s et en % peuvent être attribués au fait que les sujets atteints de LME exécutait un mouvement d'atteinte qui était affiné afin d'accomplir la saisie. La main est transportée au voisinage de l'objet puis des mouvements d'ajustements sont exécutés au niveau du bras et de la main pour se conformer à l'objet. Cette observation est similaire à celle faite par Laffont et al. (2000) qui ont mis en évidence un troisième pic de vitesse à la fin de la phase de saisie initiale. Dans notre cas, la trajectoire était plus perturbée avec des oscillations correspondant à la phase d'ajustement. Cette dernière, suivant la phase de saisie initiale, peut aussi être attribuée à la stratégie de saisie par ténodèse pour laquelle les sujets déplacent passivement leur pouce afin de former une pince manuelle en exécutant une extension du poignet (Laffont et al., 2000). Dans le cas présent, et similairement à Hoffman et al. (2006), aucune contrainte n'était imposée sur la vitesse du mouvement afin d'évaluer les capacités fonctionnelles des sujets dans le cadre d'un geste de la vie quotidienne. Les

observations effectuées sont néanmoins similaires à celles de (Reft et Hasan, 2002) et (Koshland et al., 2005) qui considéraient un mouvement exécuté le plus rapidement possible.

8.5.4.2. Distance à l'objet

Deux distances différentes ont été considérées. Nos résultats ont montré que le premier pic de vitesse du centre articulaire du poignet augmentait entre la condition PRES et LOIN pour les sujets contrôles alors qu'elle était proche du seuil de significativité chez les sujets atteints de LME. Laffont et al. (2000) ont montré quant à eux que l'amplitude du pic de vitesse augmentait avec la distance pour un groupe de sujets atteints au niveau C5/C6. Ces résultats sont complétés par l'observation d'une augmentation de l'activité des muscles PD, AD et PM pour certaines directions du mouvement. Ceci souligne l'importance du complexe musculaire de l'épaule dans le cadre de la production de mouvements efficaces du membre supérieur chez les suites atteints de LME. Il semble aussi que malgré la paralysie de certains muscles, il apparaît que les sujets sont toujours capables de moduler l'activité des muscles aux demandes de la tâche avec une activation plus importante avec l'augmentation de la distance à l'objet (Bonney et al., 2009)

8.5.4.3. Réorganisation motrice au niveau musculaire

Les sujets atteints de LME présentaient une activation musculaire relative plus importante que les sujets CONTROLE pour les muscles AD, et PM ainsi que PD pour certaines directions du mouvement alors que l'activation ne semblait pas différer pour les muscles BB et ECR. Ces résultats obtenus dans le cadre de la saisie ont des similarités avec ceux obtenus dans le cadre de l'exécution d'autres mouvement de la vie quotidienne tels que se peigner, boire, atteindre un interrupteur ou le périnée. Gronley et al. (2000) ont enregistré l'activité EMG lors de ces activités et ont montré à titre d'illustration que l'EMG normalisé par un test MMT (Manual Muscle Testing) chez ces sujets afin de simplement déplacer les segments corporels correspondait à celle de sujets valides soulevant une charge de 2 kg. L'activité du muscle ECR apparaissait plus tardivement un peu avant la fin de la phase d'approche et se prolongeait durant la phase de retour. L'action d'extension du poignet assurée par ce muscle permet la fermeture passive de la pince manuelle sur l'objet et le maintien de la tension nécessaire afin de sécuriser la saisie.

En fonction du mouvement exécuté, le pattern de l'activité musculaire chez les sujets atteints de LME présente des particularités remarquables. Dans le cadre d'une tâche d'atteinte selon un ensemble de directions (center out reaching task) Koshland *et al.* (2005) ont observé que certains muscles mêmes fonctionnels ne présentaient aucune activité. Par exemple, dans la direction antérieure (marquée 300° dans l'article) seul le muscle PM était activé alors que le muscle antagoniste le PD ne l'était pas. Ces auteurs ont généralisé cette observation à l'ensemble des directions et suggèrent que seul le muscle agoniste est activé même si l'antagoniste a la capacité de se contracter. L'hypothèse selon laquelle d'autres muscles antagonistes pourraient être activés tels le AD est discutée par l'observation que les muscles d'un même groupe tendent à être coactivés même chez des sujets atteints de LME (Seelen et al., 1998; Koshland et al., 2005). A contrario, Janssen-Potten *et al.* (2008) suggèrent que tous les muscles fonctionnels et notamment AD, PD et PM sont recrutés dans le cadre de l'exécution d'un mouvement de la main le long d'un cerceau

passant par-dessus le sujet et donc impliquant une élévation humérale importante. Dans notre étude, les différentes portions du muscle deltoïde et PM étaient activés simultanément car le mouvement impliquait une trajectoire 3D du poignet contrairement à l'étude de Khosland dans le cadre de laquelle l'avant-bras était placé sur un support qui compensait l'action de la gravité sur ce segment et contraignait le mouvement de l'extrémité du doigt dans le plan horizontal. Dans le cadre des mouvements considérés dans la présente étude, l'action musculaire permettait l'élévation de l'humérus avec le AD présentant l'activation relative la plus importante parmi l'ensemble des muscles considérés alors que cette portion du muscle n'était pas considérée dans l'étude de Khosland où le PM était le muscle présentant l'activité EMG la plus importante.

La distance à la cible était plus faible dans l'étude de Khosland (25 et 40 cm vs. 20 cm) et comme nous l'avons précisé les mouvements considérés impliquait une élévation humérale (Janssen-Potten et al., 2008). Ce point explique l'action des muscles élévateurs de l'épaule tels le AD et PM qui peuvent être secondés par le PD. Cette observation est à associer avec les résultats de Janssen-Potten *et al.* (2008) dans le cadre d'un mouvement impliquant une élévation humérale importante. Ce changement de mode de coordination remarquable chez les sujets atteints de LME avec une distinction entre mouvement horizontal assisté et mouvement 3D contraint ou non contraint semble suggérer que le mode de contrôle apparaît différent selon les contraintes de la tâche alors que ces différences n'apparaissent pas chez les sujets valides qui conservent bien un pattern triphasique que le mouvement soit dans le plan horizontal ou non. Cette distinction apparaît néanmoins quand on considère les paramètres cinématiques chez le sujet valide où le fait de contraindre le mouvement dans un plan pourrait affecter le mode de contrôle par le SNC. En effet, certains auteurs ont montré qu'un mouvement d'atteinte contraint dans le plan horizontal 2D présente une trajectoire de l'extrémité du doigt qui est rectiligne alors que cette dernière est courbée en 3D. L'hypothèse proposée afin d'expliquer ces différences fait appel à la notion d'espace de planification. (Desmurget et al., 1999). Il apparaît donc que la lésion motrice pourrait avoir des répercussions sur la planification des mouvements par le SNC au travers d'un mécanisme qu'il reste à découvrir.

Lors des mouvements de saisie, on observe chez les sujets atteints de LME une augmentation de l'activité relative des muscles de l'épaule par rapport aux sujets contrôle en adéquation avec des résultats obtenus lors de l'exécution de tâches de la vie quotidienne (Gronley et al., 2000). Chez les sujets présentant une lésion au niveau de C6, l'extension du coude est observée malgré la paralysie du TB. Des études considérant uniquement la cinématique du mouvement de pointage dans des conditions similaires, proposent l'hypothèse selon laquelle l'extension du coude pourrait être obtenue via les couples d'interaction dus au mouvement au niveau de l'épaule (Remy-Neris et al., 2003; Khosland et al., 2005; Hoffmann et al., 2006). Un couple d'extension passif pourrait avoir été obtenu au coude par le couple actif généré au niveau de l'épaule. En effet, les muscles AD, PD et PM qui contribuent à l'élévation de l'humérus, son adduction et à sa rotation médiale et latérale pourraient contribuer à la génération de couple d'interaction. Ainsi, l'augmentation de l'activité relative de ses muscles pourrait venir confirmer cette hypothèse même si des investigations supplémentaires sont nécessaires notamment en

utilisant la dynamique inverse avec une décomposition des couples nets et la mise en évidence des couples d'interaction (Sainburg et al., 1995; Sainburg et Kalakanis, 2000; Hirashima et al., 2003; Debicki et Gribble, 2004).

8.5.5. Adaptation de la coordination du membre supérieur

Dans le cadre de l'expérimentation proposée, nous avons montré que les sujets atteints de LME présentaient des profils de variations des variances UCM et ORT similaires à ceux des sujets valides. Il apparaît donc que ces sujets sont encore capables d'utiliser de manière flexible les degrés de liberté du bras afin de positionner le poignet. Dans le cadre de l'étude des 2 composantes des synergies articulaires, nos résultats viennent compléter ceux de (Hoffmann et al., 2006) qui ont montré via une ACP que le partage des degrés de liberté s'effectuait de manière similaire chez les 2 groupes de sujets soient atteints de tétraplégie. Il apparaît donc que malgré la déficience motrice et notamment la faiblesse et paralysie de certains muscles, le triceps en particulier, les sujets soient toujours capables de coordonner les degrés de liberté de manière flexible. Ce qui nous semble remarquable. En considérant des sujets atteints d'hémiplésie, d'autres auteurs (Reisman et Scholz, 2003) ont montré des similarités dans la décomposition des variances avec celle de sujets valides lors d'un mouvement d'atteinte dans l'espace atteignable. Au contraire, lorsque la cible se trouvait hors d'atteinte directe et que les sujets devaient mobiliser le tronc, ils n'étaient plus capables d'utiliser la redondance articulaire de manière flexible notamment à cause d'une détérioration de la commande centrale coordonnant les mouvements du bras et du tronc et en raison d'un couplage fort entre abduction de l'épaule et flexion du coude (Reisman et Scholz, 2006). La nature centrale de l'atteinte conduit à une détérioration de la gestion de la flexibilité que nous n'avons pas observée dans le cadre de l'atteinte motrice considérée.

8.6. Discussion et conclusion

Dans le cadre de l'analyse biomécanique du mouvement, envisager la coordination des multiples DDLs du corps humain est d'une grande importance. Dans le cadre de notre recherche, nous avons appliqué deux paradigmes afin de l'évaluer. Les outils envisagés ont permis de mettre en évidence les adaptations et les similitudes qui peuvent exister en fonction des contraintes et altérations motrices subies par un sujet lors de l'exécution de ces mouvements. Nous évoquons maintenant de quelle manière on peut envisager d'appliquer ces indices dans le cadre de l'analyse du mouvement, de l'évaluation clinique et en ergonomie du mouvement.

Avant tout, il convient d'être prudent et comme le suggère certains auteurs (Latash et Anson, 2006), il pourrait sembler délicat d'associer ces méthodes d'évaluation des synergies et l'évaluation clinique. Cependant, un certain nombre de questions pourraient être envisagées dans le cadre de l'analyse UCM et de la manipulabilité :

1. Dans le cas d'une atteinte motrice, a-t-on un changement de l'intensité d'une synergie, et donc des paramètres de manipulabilité et UCM, qui contribue à la réalisation de mouvements de la vie

quotidienne tels que se lever, se tenir debout, pointer, saisir?

2. Si une synergie est altérée, quelle signification attacher à une variation des paramètres mesurés. Par exemple, ceci est-elle due à une augmentation de V_{ORT} (c'est-à-dire un mauvais contrôle de la variable de performance) ou à une diminution de V_{UCM} (inaptitude à utiliser des solutions flexibles). Dans le même ordre d'idée, une augmentation de la manipulabilité est-elle le signe d'une meilleure exploitation des ressources disponibles dans le cadre d'une déficience motrice ou résulte-t-elle simplement de l'adoption d'une posture différente ?
3. Peut-on évaluer la capacité d'une rééducation à modifier une synergie altérée par une pathologie. Dans le cadre de l'approche UCM et pour les sujets atteints de LME, nous avons montré que la synergie était conservée ou récupérée. Ainsi, sans plus d'informations, notamment sur l'évolution de ces paramètres lors de la rééducation, on ne peut pas conclure sur l'apport de l'approche UCM dans le cadre de l'étude de la récupération des fonctions motrices et sur l'état fonctionnel du sujet. En ce qui concerne la manipulabilité, on peut faire la même remarque, c'est à dire quelle est l'évolution de ce paramètre en fonction de la récupération du sujet ?
4. Peut-on comparer quantitativement différentes approches selon leur capacité à améliorer les synergies objectivé au travers des paramètres considérés. Afin de valider ces indices, il semble donc nécessaire de les comparer à d'autres indices de performances.
5. Une amélioration de la synergie est-elle forcément accompagnée par une amélioration de l'exécution d'une tâche motrice. Enfin, cette question fondamentale se pose et conditionne l'ensemble des travaux présentés. Dans le cadre de l'approche UCM, nous avons mis en évidence que les sujets valides et atteints de LME présentaient des similitudes en termes de coordination malgré des mouvements présentant des cinématiques différentes. Ceci nous a permis de suggérer que l'utilisation de configurations flexibles pourrait être une caractéristique commune aux mouvements de sujets valides et souffrants d'une déficience motrice. Ceci est important du point de vue de la compréhension de la gestion de la coordination par le SNC mais peut poser un souci dans le cadre de l'évaluation fonctionnelle. Au contraire, la manipulabilité qui est modifiée tout comme le mouvement articulaire nous donne l'information supplémentaire que les postures adoptées par le sujet tendent à permettre la génération de mouvements dotés d'une possibilité de génération de vitesse plus importante étant données les ressources disponibles.

A l'issue de cette première recherche, l'intérêt de l'application d'indices robotiques afin de caractériser la motricité humaine a été démontré. Les travaux décrits dans la suite du document décrivent la continuation de cette thématique selon deux axes :

1. l'application des indices à certaines activités physiques telles que la propulsion en fauteuil roulant
2. la validation d'indices adaptés à la biomécanique du système musculo-squelettique.

Synthèse : Les travaux décrits dans cette partie sont relatifs à l'étude de la coordination motrice de gestes d'atteinte et de préhension dans le cas de contraintes liées à un obstacle et à une déficience motrice. Deux indices globaux ont été utilisés afin d'étudier ces mouvements : les variances issues de l'analyse UCM et l'ellipsoïde de manipulabilité qui caractérisent la gestion des synergies articulaires d'une part et la capacité de génération de vitesse dans l'ensemble des directions de l'espace cartésien 3D d'autre part. Les résultats ont montré que ces indices sont sensibles aux contraintes induites et peuvent rendre compte de l'altération du mouvement en complément d'informations délivrées par les paramètres cinématiques et électromyographiques classiques.

Encadrements liés à ces travaux :

Thèse de doctorat : Julien Jacquier-Bret (2006-2009)

Master 2 : Julien Jacquier-Bret (2005-2006)

Master 1 : Florian Savona (2009-2010) et Eric Moutou (2007-2008)

Publications dans des revues internationales : 4 [RI5], [RI7], [RI 10], [RI 13]

Communications dans des congrès internationaux : 4 [CI 3-5] et [CI 7]

Communications dans des congrès nationaux : 5 [CN 14-15], [CN 17], [CN 19] et [CN 20]

8.6.1. Manipulabilité lors de la propulsion en fauteuil roulant manuel [CN 13]

Dans le cadre d'une collaboration avec **Nicolas Louis** (MCF, HandiBio), **Julien Jacquier-Bret** (Post-Doc, HandiBio) et **Philippe Gorce** (PR, HandiBio) la manipulabilité a été évaluée dans le cadre de la propulsion en fauteuil roulant manuel afin d'évaluer dans quelle mesure ce paramètre est adapté selon le niveau d'expertise des sujets et selon les réglages du fauteuil roulant manuel. Pour cela, 10 sujets souffrant de paraplégie (P, 169 ± 17 cm, 30 ± 11 ans et 70 ± 17 kg) et dix sujets valides (V, 175 ± 7 cm, 23 ± 3 ans et 70 ± 8 kg) ont participé à une expérimentation. La consigne consistait à propulser à vitesse de confort un fauteuil roulant manuel (hauteur d'assise : 47 cm; profondeur de l'assise: 44cm; position antéropostérieure de l'axe des roues: 0cm) placé sur un ergomètre à rouleau. Les mouvements du tronc et du membre supérieur droit ont été enregistrés pendant au moins 12 cycles de propulsion à l'aide d'un système optoélectronique à six caméras (Vicon Motion Systems Inc., Oxford, UK, 120 Hz). Les angles articulaires correspondants conformes à la norme ISB ont été évalués à chaque pas de temps. Les paramètres de l'ellipsoïde de manipulabilité ont été évalués pour des postures correspondantes à 3 instants clés du mouvement : la prise de contact avec la main courante, lorsque la main est située au vertex de la roue (à la verticale de l'axe de la roue) et au moment du lâcher de la main courante (Figure 29).

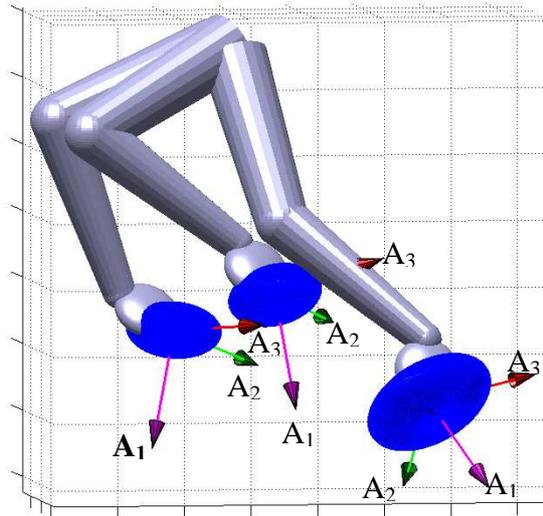


Figure 29 : Représentation schématique de l'ellipsoïde de manipulabilité d'un sujet atteint de paraplégie aux 3 instants considérés du cycle de propulsion (de gauche à droite prise de contact avec la main courante, passage à la verticale de l'axe de la roue et lâcher de la main courante).

Pour les 2 groupes de sujets les valeurs d'isotropie $w_2 > 0.80$ correspondant à la forme allongée déjà observée lors des mouvements d'atteinte avec cependant des valeurs plus faibles comparées à ce dernier mouvement. L'ellipsoïde est aplati par rapport au troisième axe noté A_1 (Figure 29) et donc la capacité de générer des vitesses est plus importante selon les 2 autres axes (A_2 et A_3).

Des différences significatives sont observées pour w_2 entre les différents instants considérés pour les deux groupes avec des valeurs plus importantes à l'instant du lâcher de la main courante par rapport aux deux autres instants ($p < 0.05$). Ce résultat s'accompagne d'une augmentation de w_1 le volume de l'ellipsoïde de manipulabilité suggérant que, lors du cycle de propulsion, les capacités de générer les vitesses les plus importantes correspondent aux postures adoptées au moment du lâcher de la main courante.

Malgré une différence inter-groupe d'angle de lâcher de la main courante pouvant affecter les caractéristiques de la propulsion (temps de propulsion, amplitude de l'angle de propulsion), aucune différence significative n'a été observée sur les angles articulaires et sur les paramètres de manipulabilité entre les groupes. Malgré une position différente sur la main courante les postures étaient similaires en termes de manipulabilité pour les 2 niveaux d'expertise. Les indices de manipulabilité permettent d'identifier les capacités de génération de vitesse en fonction de la posture adoptée sans prendre en compte les capacités individuelles des sujets (force et vitesse) et les contraintes liées à la tâche (déplacer la main courante).

Un aspect complémentaire concerne l'application des forces sur la main courante présente des patterns caractéristiques avec en particulier une différence entre la force la plus efficace pour mettre la roue en rotation et la forces effectivement exercée (van der Woude et al., 2001). Dans ce cadre, un indice similaire à la manipulabilité existe dans le domaine des forces et pourrait être utilisé afin d'étudier ces patterns de force en les liant notamment à la posture adoptée. Dans les études que nous avons initiée par la suite, nous avons voulu explorer ce paramètre qui est dérivé du même formalisme et tout aussi pertinent.

8.7. Indice postural de production de force : validation et application dans le cadre du mouvement altéré

Une tâche motrice implique l'application de forces fonctionnelles à l'extrémité du segment corporel, la main ou le pied. Du point de vue biomécanique, l'aptitude d'un individu à les générer efficacement aussi bien en amplitude qu'en direction est liée à la posture ou au mouvement adopté et aux caractéristiques musculo-squelettiques du sujet. Pour une posture donnée, l'évaluation des capacités de génération de forces dans toutes les directions de l'espace cartésien présente un grand intérêt. En effet, elle peut permettre une meilleure compréhension de la motricité humaine et contribuer à la quantification des aptitudes physiques ou « techniques » dans le cadre de l'ergonomie et de la rééducation. Dans cette optique, l'objectif des travaux est de contribuer à l'évaluation d'indices globaux de capacité de génération de forces à partir d'une modélisation biomécanique du membre supérieur et de la mesure des couples isométriques maximaux des articulations de l'épaule, du coude et du poignet. Les travaux envisagés consistent à développer et à valider des indices globaux de production de force basés sur les formalismes de l'ellipsoïde et du polytope de forces issus de la robotique.

8.7.1. Indice postural de production de force lors de la propulsion en fauteuil roulant manuel à bras [RI 6]

Le fait que les indices de manipulabilité renseignent sur les capacités mécaniques en tenant compte de la posture, nous a amené naturellement à les considérer afin d'évaluer des activités motrice telles que la propulsion en fauteuil roulant manuel. L'examen de la littérature nous a en effet montré que la discussion sur les interprétations des indices classiques (Fraction de Force Efficace - FFE) et notamment ses faibles valeurs du fait de la direction des forces exercées sur la main courante dirigée vers l'intérieur de la roue et donc peu efficaces pour la mettre en rotation se basait sur la prise en compte de la posture (van der Woude et al., 2001). Ainsi, l'objectif de l'étude a été de proposer un nouvel indice appelé Indice Postural de Production de Force (Postural Force Production Index - PFPI) afin d'évaluer la production de force durant la propulsion à bras. Pour une posture donnée, il évalue les capacités de génération de force dans toutes les directions de l'espace cartésien en relation avec les forces effectivement appliquées sur les manivelles. Son objectif est d'apporter des informations sur le pattern de force des utilisateurs de vélo à bras afin d'être utilisé comme indice ergonomique. Le PFPI est basé sur l'ellipsoïde de force qui dérive étroitement de l'ellipsoïde de manipulabilité évoquée précédemment. Pour un ensemble de couples articulaires normalisés, elle évalue l'ensemble des forces appliquées en bout de chaîne. Lors de la mise en rotation des manivelles la direction de force la plus efficace est tangente à la roue. Le PFPI a été comparé à un autre indice caractérisant l'efficacité de la propulsion appelée Fraction de Force Efficace (FFE) qui est classiquement utilisé dans la littérature et qui représente le ratio de la force tangentielle sur la force totale appliquée à la main courante ou la manivelle en propulsion à bras (Jacquier-Bret et al., 2013a).

Afin de définir la correspondance entre la direction de force de propulsion la plus efficace F_{tang} et l'optimum postural représenté par la direction du plus grand axe de l'ellipsoïde de force, le rapport

entre la longueur du rayon de l'ellipsoïde tangent à la roue (L_{tang}) et la longueur de son grand axe (L) est calculé (Figure 30). Si la force tangentielle est dirigée selon le plus petit axe de l'ellipsoïde le PFPI est à son minimum, dans le cas où la tangente à la roue est alignée avec le grand axe de l'ellipsoïde de force alors le PFPI vaut 1. Ainsi cet indice caractérise la capacité d'un individu de produire une force maximale, étant donnée sa posture dans la direction la plus efficace pour la propulsion. Son expression est donc :

$$PFPI = \frac{L_{tang}}{L} \times 100(\%) \quad (26)$$

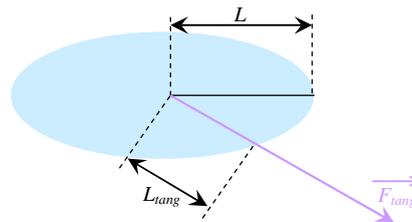


Figure 30 : Représentation schématique de l'ellipsoïde de force et le mode de calcul de PFPI. L représente la longueur du grand axe de l'ellipsoïde de force, \vec{F}_{tang} la direction de la tangente à la main courante et L_{tang} la longueur du segment partant du centre de l'ellipsoïde jusqu'à sa surface et pointant selon la direction \vec{F}_{tang} .

L'évaluation du PFPI et sa comparaison avec la FFE ont été effectuées sur un sujet. La cinématique du bras issue des travaux de thèse d'Arnaud Faupin (MCF, HandiBio) durant l'exécution d'un exercice sur un vélo à bras à la cadence de 70 révolutions par minute par un sujet atteint de paraplégie et expert a été utilisée.

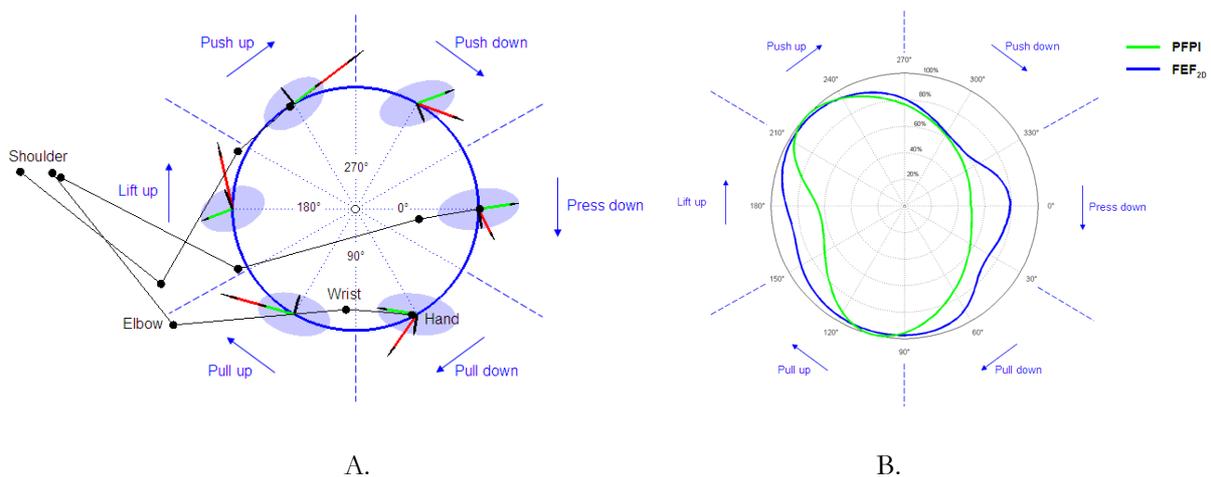


Figure 31 : A. Représentation schématique des segments corporels du membre supérieur durant un cycle de propulsion, de la force totale appliquée sur la poignée du FRM à bras (en rouge) et de de l'ellipsoïde de force évaluée à partir de la posture du membre supérieur (grand axe en vert et petit axe en noir). B. Evolution des paramètres FFE et PFPI lors du cycle de propulsion.

Les résultats ont montré une correspondance entre les valeurs pics de FFE et les postures les plus favorables à l'application de forces tangentielles à la manivelle telles qu'évaluées par l'IPPF

pendant 2 phases du cycle de propulsion le « pull up » qui a lieu entre 90° et 120° et le « push up » entre 210° et 240°. Durant ces 2 phases la force totale appliquée et le plus grand axe de l'ellipsoïde présentaient le meilleur alignement avec la tangente à la trajectoire circulaire de la main sur les manivelles. Ce travail mené en collaboration avec **Julien Jacquier-Bret** (Post-doc) et **Philippe Gorce** (PR) et **Arnaud Faupin** (MCF), a montré l'intérêt des indices proposés dans le cadre de l'évaluation de la motricité et nous encourage à poursuivre dans le développement d'indices posturaux de capacité de force à la suite de cette étude préliminaire.

8.7.2. Indices biomécaniques globaux de capacité de génération de forces statiques et dynamiques [CI 2], [CN 4]

Les indices déjà envisagés bien qu'intéressants doivent être adaptés aux caractéristiques du système musculo-squelettique humain. En effet, ils sont basés sur une hypothèse de couples articulaires unitaires au sens de la norme euclidienne. De ce fait, ils ne tiennent pas compte de la différence de capacité selon le sens du mouvement ni de la présence de muscles bi ou pluri-articulaires qui modifient l'espace des couples admissibles aux articulations. Ainsi, le formalisme classique en robotique semble éloigné de la réalité biomécanique. A partir d'une modélisation polyarticulée du membre supérieur et en exploitant les mesures de couples isométriques maximaux sur machine Biodex, les indices globaux de production de force sont évalués. Dans le cadre de cette thématique, une première étude a été menée (Rezzoug et al., 2012a, b) afin de comparer l'ellipsoïde de force dans sa définition de base, à l'ellipsoïde de force pondérée par les couples isométriques maximum afin de cerner les différences en fonction de la posture adoptée. Nous avons modélisé le membre supérieur à l'aide d'un modèle à trois segments et sept degrés de liberté. L'ellipsoïde de force classique a été obtenue à partir de la relation entre les couples articulaires $\boldsymbol{\tau}$ ($\dim(\boldsymbol{\tau}) = 7$) et \mathbf{f} ($\dim(\mathbf{f}) = 3$) la force isométrique correspondante en bout de chaîne (1) où \mathbf{J}^T correspond à la transposée de la matrice Jacobienne de la chaîne cinématique :

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{J}^T \mathbf{f} \quad (27)$$

L'ensemble de vecteurs partant du centre jusqu'à la surface de l'ellipsoïde représente l'ensemble des forces isométriques qu'on peut exercer au niveau de la main à partir de limites sur les couples articulaires. L'indice purement robotique prend pour hypothèse des couples articulaires de norme unitaire ($\|\boldsymbol{\tau}\| \leq 1$) alors que l'indice biomécanique prend en compte les couples isométriques maximaux. L'ellipsoïde de force robotique est définie comme la projection sur l'image de \mathbf{J}^T de l'hypersphère des couples unitaires suivie par l'application de l'équation (27).

$$\mathbf{f}^T \mathbf{J} \mathbf{J}^T \mathbf{f} \leq 1 \quad (28)$$

Ces caractéristiques, c'est à dire, son volume, sa forme et la direction des axes principaux de l'ellipsoïde sont obtenus par une décomposition en valeurs singulières de \mathbf{J} . Dans le cadre de systèmes biomécaniques

tel que le membre supérieur, l'hypothèse de couples articulaires unitaires n'est pas très réaliste d'un point de vue biomécanique car elle ne tient pas compte des couples isométriques maximaux qui dépendent de l'articulation et du sens du mouvement. De ce fait, une mise à l'échelle adéquate doit être effectuée (Sasaki et al., 2011) par la relation suivante :

$$\hat{\mathbf{t}} = \hat{\mathbf{J}}^T (\mathbf{f} - \mathbf{f}_{mean}) \quad (29)$$

$$\text{avec } \hat{\mathbf{t}} = \mathbf{T}_\tau (\boldsymbol{\tau} - \boldsymbol{\tau}_{mean}) \text{ et } \hat{\mathbf{J}} = \mathbf{J}\mathbf{T}_\tau \quad (30)$$

$$\text{où } \mathbf{T}_\tau = \text{diag} \left(\frac{1}{\tau_{1,max} - \tau_{1,mean}}, \dots, \frac{1}{\tau_{n,max} - \tau_{n,mean}} \right) \quad (31)$$

$$\boldsymbol{\tau}_{mean} = [\tau_{1,mean}, \tau_{2,mean}, \dots, \tau_{n,mean}]^T \quad (32)$$

$$\tau_{i,mean} = (\tau_{i,max} + \tau_{i,min}) / 2 \quad i = 1 \dots n \quad (33)$$

$\tau_{i,min}$ et $\tau_{i,max}$ représentent les couples maximum isométrique pour chaque direction de mouvement de l'axe articulaire i .

A nouveau, la direction et l'amplitude des axes principaux sont obtenus via une décomposition en valeurs singulières. Afin de quantifier ces paramètres, six sujets (5 hommes et 1 femme: age 30 ± 4 ans, taille: 175 ± 3 cm, masse: 72 ± 10 kg) ont participé à une expérimentation. Les couples maximum isométriques ont été mesurés à l'épaule (flexion-extension 13° , abduction-adduction -19° et rotation interne, externe 2° en moyenne), au coude (pronation-supination 80°) et au poignet (déviatoin radio-ulnaire 0° and flexion-extension -10° en moyenne) à l'aide d'un système Biodex 3 (Biodex Medical Systems, Shirley, NY, USA). De plus, les couples de flexion et d'extension maximum ont été enregistrés pour niveau de flexion du coude (40° , 60° , 80° and 100°) en maintenant les autres degrés de liberté aussi proche que possible de la posture durant laquelle leurs couples isométriques étaient mesurés. Les angles articulaires ont été évalués à partir de la mesure de la position 3D de douze marqueurs rétro réfléchissants placés sur des repères anatomiques et de neufs marqueurs techniques placés sur le tronc et le membre supérieur droit du sujet via 6 caméras (Qualisys AB, Gothenburg, Sweden). A partir de la posture et des couples articulaires isométriques maximaux, le volume, l'isotropie m_2 (Bayle et al., 2001) ainsi que l'angle entre les axes les plus longs des deux ellipsoïdes ont été comparés à l'aide d'un ANOVA (post-hoc Tukey, $p < 0.05$) pour les quatre angles de flexion au coude.

Les résultats montrent des valeurs d'isotropie supérieures à 0.90 pour les deux indices dans toutes les postures, ce qui donne une forme particulièrement allongée des ellipsoïdes et montrant une direction préférentielle de capacité de génération de force allant dans le sens antéro-postérieur. Pour les flexions de coude faibles (40° et 60°), les deux formalismes semblent être équivalents, ce qui laisse penser, dans ce cas, à une influence majeure de la posture par rapport à l'apport des couples articulaires mesurés. Des différences plus marquées sont observées pour les conditions 80° et 100° avec une différence entre les isotropies qui augmente à mesure que l'angle de flexion du coude augmente. Le second paramètre portant sur l'angle formé entre la direction de l'axe principal de chaque ellipsoïde représente la direction dans laquelle la force qu'il est possible de produire est maximale. De manière similaire à l'isotropie on

observe une tendance à la hausse de ce paramètre à mesure que l'angle de flexion du coude augmente. L'angle formé entre l'axe principal de chaque ellipsoïde étant inférieur à 20°, on peut considérer qu'il y a une relative correspondance entre les deux ellipsoïdes. Le troisième paramètre comparé est l'évolution des volumes des ellipsoïdes en fonction des différents degrés de flexion de coude. Le volume de l'EF varie de avec la flexion alors que ceci n'est pas observé pour l'EFB. Ceci peut s'expliquer par le fait que les couples articulaires de flexion et d'extension du coude, on tendance à être plus faible aux conditions 40° et 100° que dans les conditions 60° et 80°, ce qui peut donc compenser la baisse due à la posture.

Tableau 13 : Angle entre les axes principaux des ellipsoïdes (* p<0.05 plus grand que EF40°) et isotropie : EF : ellipsoïde de force (£ p<0.05 plus grand que EF80° et EF100°, \$ p<0.05 plus grand que EF100°). EFB : ellipsoïde de force biomécanique (§ p<0.05 plus grand que EF60°). # p<0.05 EFBw₂ plus grand que EFW₂.

	Angle (°)				EF Isotropy (w ₂)				EFB Isotropy (w ₂)			
	40°	60°	80°	100°	40°	60°	80°	100°	40°	60°	80°	100°
Mean	7.8	10.0	12.8*	14.3*	0.99£	0.97£	0.95\$	0.93#	0.98§	0.97	0.96§	0.97§#
STD	3.9	4.7	4.7	3.6	0.002	0.01	0.01	0.01	0.01	0.02	0.02	0.01

Tableau 14 : VEF: volume de l'ellipsoïde de force (* p<0.05 plus grand que EF60° et EF80°) et VEFB : volume de l'ellipsoïde de force biomécanique pour les différentes valeurs de flexion du coude.

	VEF (N ³)				VEFB (×10 ⁶ N ³)			
	40°	60°	80°	100°	40°	60°	80°	100°
Mean	102.8*	88.8	91.3	109.8*	20.5	18.0	16.9	20.0
STD	12.5	14.6	13.7	18.9	6.2	5.0	5.0	7.1

Des différences significatives ont donc été observées entre les deux ellipsoïdes de force et ce, à mesure que la flexion du coude augmente. Dans les cas où les mesures de couples isométriques maximaux sont impossibles, l'EF pourrait être envisagée pour donner des informations sur les capacités de génération de force principalement pour les petites flexions du coude. Toutefois nous pensons que cet indice devrait être utilisé avec précaution. Dans les autres cas, l'EFB semble plus pertinent, car plus proche de la complexité du système musculaire humain mais néanmoins beaucoup plus complexe à mesurer.

8.7.3. Comparaison d'indices de génération de forces basées sur la modélisation par rapport à leur mesure directe [CN 4]

Ce premier travail expérimental essentiellement méthodologique a eu pour but d'initier l'évaluation les indices de capacité de force. Des développements restent à effectuer afin de tenir compte des caractéristiques du système musculo-squelettique humain afin de valider puis exploiter les indices proposés dans le cadre d'applications en biomécanique et ergonomie (Oshima et al., 2000; Jacquier-Bret et al., 2011; Sasaki et al., 2011; Jacquier-Bret et al., 2012; Rezzoug et al., 2012b, a; Jacquier-Bret et al., 2013a). Dans cette optique, un second travail a été entrepris qui a consisté à comparer les indices de capacité de force obtenus au travers d'un modèle biomécanique et de la mesure de couples isométriques maximaux sur un système Biodex aux forces effectivement mesurées en bout de chaîne cinématique du bras à l'aide d'un

capteur de force 3D. Des études précédentes s'étaient penchées sur la question mais en évaluant les forces exercées uniquement dans le plan transverse (Oshima et al., 2000; Sasaki et al., 2011) ou uniquement en simulation mais sans validation expérimentale directe (Komura et al., 1999; Carmichael et Dikai, 2013). Nous avons étendu cette comparaison au cas tridimensionnel en comparant différents types d'ellipsoïde et polytopes de forces obtenus directement à partir des mesures de forces. Les premiers sont issus d'une modélisation du membre supérieur associée à une mesure de couples isométriques maximaux alors que le second est issu d'une mesure directe. Le but de l'étude était aussi de vérifier si une définition du polytope de force basé sur la considération des couples articulaires pouvait être utilisée en comparant les paramètres des ellipsoïdes et polytopes déjà envisagés lors de l'étude précédente (isotropie, volume, forces maximales et orientation).

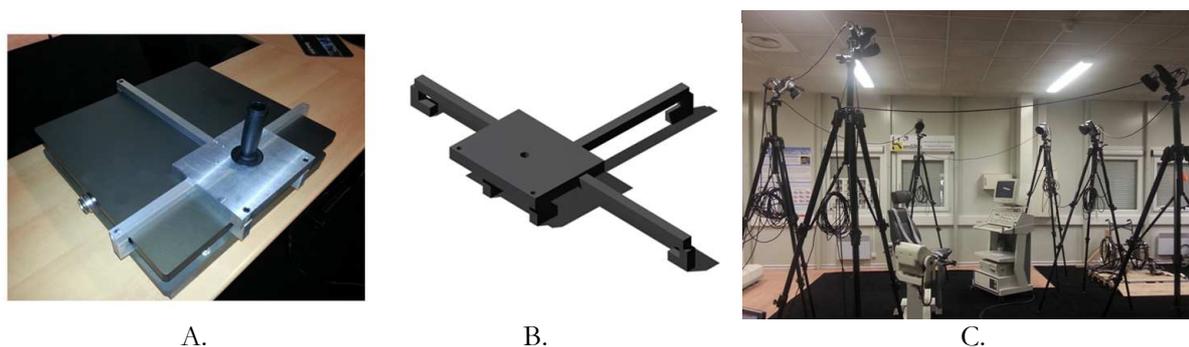


Figure 32 : Vues de la plate-forme de force AMTI équipée du système de fixation de la poignée (A. et B.) et du système de caméra optoélectronique répartie autour du système Biodex (C.).

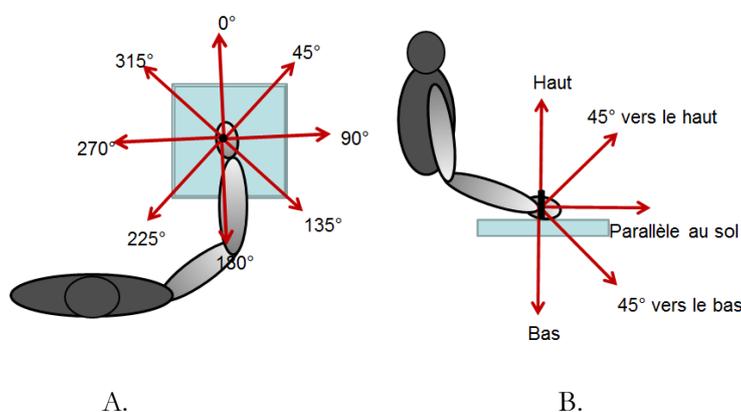


Figure 33 : Direction d'application des forces données en consigne aux sujets A. dans le plan transversal pour les conditions parallèles au sol à gauche B. dans le plan sagittal

L'échantillon était composé de 7 sujets masculins, tous droitiers et valides (Tableau 4).

Tableau 15 : Caractéristiques anthropométriques des sujets (moyenne \pm écart-type)

	Âges (années)	Taille (cm)	Masse (kg)
Sujets	26.0 \pm 2.7	180.4 \pm 7.7	80.4 \pm 10.4

Le mapping dans l'espace des forces de l'ensemble des couples articulaires admissibles bornés par des valeurs maximales et minimales (34) peut être effectué au travers de la relation (35) qui revient à inverser la

relation (27) ou (29) avec :

$$\tau_i^{\min} \leq \tau_i \leq \tau_i^{\max} \quad i = 1 \dots n \quad (34)$$

$$\mathbf{f} = \mathbf{J}^{T+} \boldsymbol{\tau} \quad (35)$$

Du fait de la linéarité de \mathbf{J}^{T+} , la pseudo inverse de la transposée de \mathbf{J} et puisque l'ensemble des couples admissibles est convexe, il est possible de projeter les arêtes du polytope des couples articulaires dans l'espace des forces via (35) en résolvant un système d'équations linéaires (Chiacchio et al. 1997) ou en utilisant une méthode géométrique (Sasaki et al., 2011). Les forces isométriques maximales étaient mesurées au niveau de la main par un dispositif spécifique comportant une poignée fixée à une plateforme de force 3D (AMTI, Watertown, MA, USA) (Figure 1b/). Le sujet était harnaché à la chaise du système Biodex 3 (Biodex Medical Systems, Shirley, NY, USA) et avait pour instruction de produire la force maximale dans 26 directions. Ensuite, le polytope de force était construit en considérant l'enveloppe convexe de l'ensemble des extrémités des vecteurs force. A l'aide d'un système optoélectronique équipé de 6 caméras (Qualisys AB, Gothenburg, Sweden), sept angles articulaires étaient calculés à partir de la position de 12 marqueurs anatomiques et de 9 marqueurs techniques placés sur le tronc, le bras, l'avant-bras et la main du sujet placés en conformité avec la recommandation de l'ISB. Le jour précédent, les couples articulaires isométriques maximaux étaient mesurés à l'épaule (flexion-extension 5°, abduction-adduction -19° et rotation interne-externe 5°), au coude (flexion 63°, pronation-supination 81°) et au poignet (déviation radio-ulnaire 1° et flexion-extension -16°) à l'aide du système Biodex 3 system (Figure 34). Pour chaque degré de liberté, deux essais d'une durée de 4s étaient exécutés alternativement pour chaque direction de mouvement articulaire. Une période de repos de 2 minutes était accordée entre chaque essai afin d'éviter la fatigue musculaire. La valeur maximale parmi les 2 essais était considérée comme la valeur de couple articulaire isométrique maximale. A partir de ces valeurs et de la posture le polytope de force était évalué selon la méthode décrite précédemment. La similarité des postures entre les deux sessions était vérifiée.



Figure 34 : Dispositif expérimental de mesure des couples articulaires maximaux isométriques sur Biodex (à gauche). Dispositif expérimental de mesure des forces maximales isométrique sur plate-forme de force

(à droite). La sangle sur l'avant-bras n'est pas serrée.

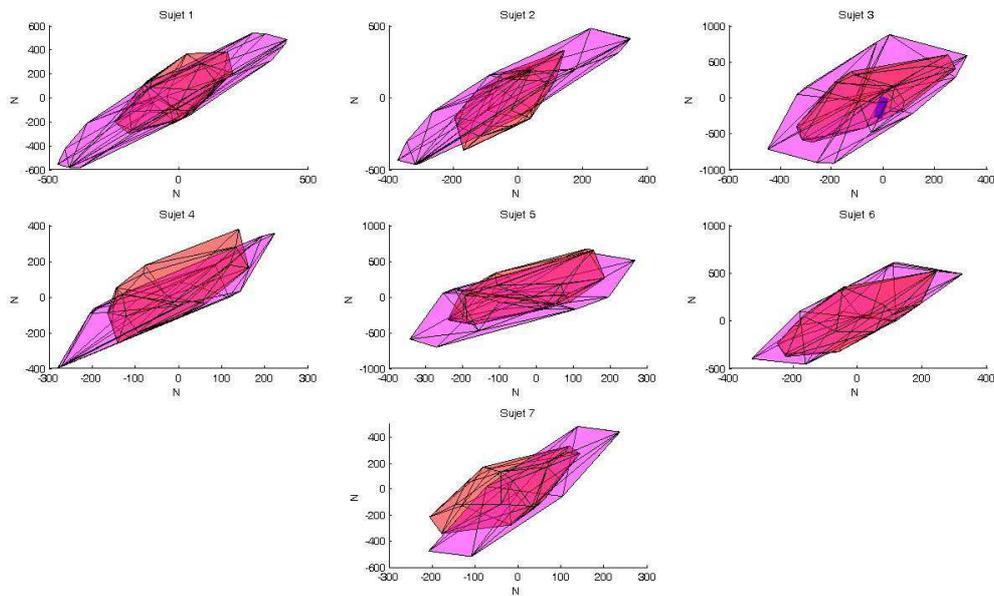
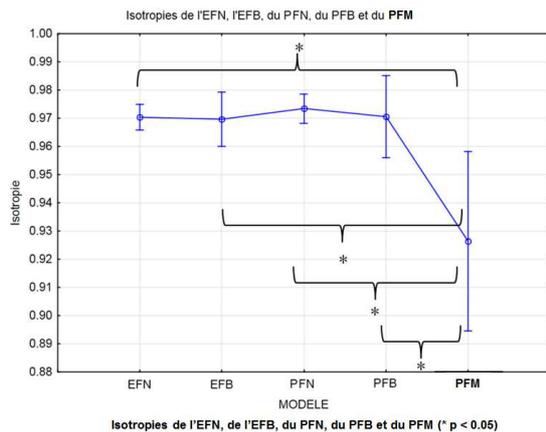
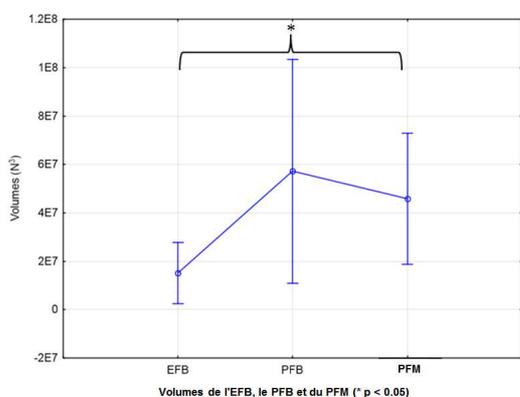


Figure 35 : Polytope de force biomécanique (PFB) en mauve et polytope de forces mesurées (PFM) en rouge vus dans le plan transversal pour les 7 sujets.

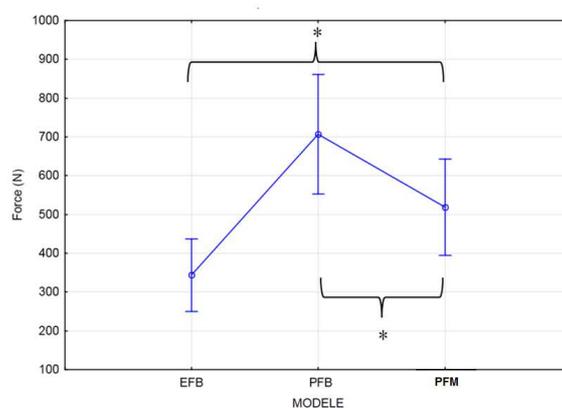
Dans le cadre de cette étude, nous avons envisagé 2 ellipsoïdes différentes, l'EFN et l'EFB similaires à l'étude précédente et deux polytopes de force l'un normalisé (PFN) et le second dit « biomécanique » (PFB) pondéré par les couples articulaires isométriques maximaux. Les paramètres calculés pour chacun d'eux étaient : le volume qui renseigne sur les capacités globales de génération de force et l'isotropie déjà envisagée (8.3). De plus la morphologie des polytopes était comparée en évaluant les différences d'orientation au travers de l'angle formé entre les directions principales des polytopes et ellipsoïdes modélisés et celui mesuré. Les résultats ont montré qu'il existait des différences significatives entre les paramètres modélisés et mesurés. Les paramètres d'isotropie bien que significativement différents dénotent de la nature non isotropique des capacités de génération de forces avec des valeurs supérieures à 0.90 dans tous les cas (Figure 36 A.). Notamment, comme attendu le volume du polytope et la force maximale modélisés surestime celui du PM alors que l'EB les sous-estime (Figure 36 B et C).



A.



B.



C.

Figure 36 : Comparaison des isotropies des EFN, EFB, PFN, PFB et PFM (A.), des volumes des EFB, PFB et PFM (B.) et des forces maximales de l'EFB, du PFB et du PFM (C.) (* p < 0.05)

Une explication liée aux hypothèses effectuées sur l'ensemble des couples articulaires peut être proposée. En effet, dans le cadre de l'EB la norme bornée des couples articulaires est euclidienne ce qui veut dire que si le couple articulaire est égal à 1 sur un degré de liberté alors les autres sont nuls. Ce qui revient à dire qu'un couple articulaire maximum sur une articulation implique des couples nuls sur les autres ce qui est peu réaliste. Dans le cas du polytope la norme est de type infinie ou uniforme ce qui signifie que tous les couples normalisés pourraient en principe être maximum simultanément ce qui est aussi peu réaliste du fait de la présence de muscles bi-articulaires. Si les valeurs maximales de forces et les volumes des polytopes prédits ne sont pas évalués de manière satisfaisante, les paramètres de direction semblent meilleurs (Tableau 16) avec des axes des polytopes et ellipsoïdes relativement bien alignés avec ceux du polytope mesuré.

Tableau 16 : Angle formé par l'axe principal de l'EFN, l'EFB, du PFN et du PFB avec le PFR.

	Angle formé avec le PFM			
	EFN	EFB	PFN	PFB
Moyenne	12.5	6.5	14.7	11.9
Écart type	2.7	3.6	3.3	5.5

Cette étude nous a permis d'évaluer les paramètres biomécaniques de capacité de production de force isométrique et de les comparer à des valeurs mesurées. Si certains paramètres sont relativement bien évalués d'autres en revanche nécessitent des développements supplémentaires. Les pistes d'amélioration sont de deux ordres, méthodologiques et liés aux choix de modélisation. En effet, la mesure des couples isométriques maximums nécessitent l'utilisation d'un système Biodex pour lequel on ne garantit pas un alignement parfait de l'axe du dynamomètre et l'axe articulaire autour duquel on mesure un couple. Ceci peut engendrer des différences de couples allant jusqu'à 16% de la valeur maximale sur le genou ou la cheville lors de mouvements de flexion (Arampatzis et al., 2004; Arampatzis et al., 2005). En ce qui concerne les choix de modélisation, les hypothèses retenues pour les couples articulaires maximums ne rendent pas forcément compte des couplages mécaniques entre les muscles et les structures squelettiques avec notamment la présence de muscle bi- ou pluri-articulaires ni des couplages neurologiques dans l'activation et les synergies musculaires (Mogk et al., 2009).

Ainsi, le développement futur de ces indices pourrait bénéficier de l'apport de modèles musculo-squelettiques afin de tenir compte des limites mécaniques tandis que l'étude des synergies musculaires pourraient apporter des piste d'amélioration pour la prise en compte des synergies musculaires. Ces travaux font l'objet de la thèse de doctorat de **Vincent Hernandez** dont **Philippe Gorce** est le directeur de thèse que je coencadre à 50%.

Synthèse : Les travaux décrits dans cette partie ont été effectués consécutivement aux travaux de thèse de Julien Jacquier-Bret. Ils portent sur l'application d'indices robotiques appliqués à l'évaluation des capacités du membre supérieur à générer des vitesses de l'organe terminal ou des forces isométriques en fonction de sa posture. La réflexion a été menée sur 2 aspects : l'adéquation entre ces modèles purement robotiques et la biomécanique du corps humain qui présente des spécificités qui ne sont pas encore bien considérées dans les modèles telles que la prise en compte de couples maximums isométriques mesurés sur des sujets humains. Le second aspect a porté sur l'application de ces modèles à des gestes particuliers tels que la propulsion en fauteuil roulant manuel à bras. Ce travail de défrichage a débouché sur la proposition de sujets de thèse portant sur le développement et la validation d'indices biomécaniques de capacités de force basés sur une analyse par intervalle approche puissante issue de la robotique (collaboration INRIA Coprin) et sur des modèles musculosquelettiques.

Encadrements liés à ces travaux :

Thèse de doctorat : Karim Bakal (2012-2015) et Vincent Hernandez (2013-2016)

Master 2 : Vincent Hernandez (2011-2012)

Publications dans des revues internationales : 1 [RI 6]

Communications dans des congrès internationaux : 1 [CI 2]

Communications dans des congrès nationaux : 2 [CN 4] et [CN 9]

Si les travaux précédents se sont focalisés sur la proposition d'indices globaux d'évaluation relatifs aux

aspects statiques et cinématiques de la posture et du mouvement, l'aspect dynamique a été abordé au travers d'une collaboration avec le laboratoire CIAMS d'Orsay au sein du projet Tensmov3D mené en collaboration avec **Brice Isableu** (MC HDR) et **Philippe Gorce** (PR) dans le cadre de la thèse de doctorat de **Clint Hansen**.

8.8. Mouvement et tenseur d'inertie [RI 4], [RI 9], [CN 10], [CN 11] et [CN 12]

Ce projet qui se situe à l'interface des neurosciences, de la psychologie expérimentale, de la biomécanique et de l'ergonomie associe les compétences de deux laboratoires. Au niveau fondamental, il avait pour objectif, d'identifier le rôle et les conditions de détection proprioceptive et d'exploitation d'axes de rotation liés à des paramètres biomécaniques importants notamment ceux liés aux caractéristiques inertielles (centre de masse et tenseur d'inertie)(Isableu et al., 2009).

8.8.1. Contraintes de vitesse et variabilité d'axes d'intérêts [RI 9]

Les activités motrices de la vie quotidienne ou sportives se caractérisent par des mouvements de rotations complexes des membres supérieurs pouvant s'effectuer autour d'axes de rotation distincts (i) articulaire (ii) d'inertie ou (iii) passant par le centre de masse du bras (Isableu et al., 2009). Selon la nature et les contraintes de la tâche, l'exploitation d'un axe qui présente un minimum de rotation peut définir spécifiquement la façon dont les couples musculaires, d'interaction et gravitaire sont coordonnés, les conséquences proprioceptives associées et au final l'efficacité du contrôle des coordinations inter-segmentaires 3D. Dans la littérature, (Gibson, 1966) fut le premier à montrer qu'il est possible de détecter des invariants mécaniques caractérisant un objet au cours d'une exploration haptique. D'autres travaux (Jones, 1986) ont montré qu'en l'absence de la vision, il est possible d'apprécier les différences de masses et de moments d'inertie en manipulant les objets. Ces observations ont ensuite été confirmées par les travaux d'autres auteurs (Solomon et Turvey, 1988) qui ont pointé l'importance du tenseur d'inertie et en particulier de ses directions principales dans l'identification des propriétés mécanique d'un objet manipulé mais aussi dans la perception des segments corporels eux-mêmes (Pellionisz et Llinas, 1985). Ces observations ont été confirmées par des études qui ont démontrées que notre capacité à percevoir la direction de nos segments corporels est liée aux vecteurs propres de leur tenseur d'inertie (Pagano et Turvey, 1995; Garrett et al., 1998). Une hypothèse proposée dans la littérature est que des rotations exécutées autour de ces vecteurs propres sont intrinsèquement plus stables (Pagano et Turvey, 1995). Si le membre supérieur est tendu, l'axe e_3 dont l'origine est située à l'épaule correspondant à la plus petite valeur propre du tenseur d'inertie est globalement aligné avec l'axe géométrique du bras. De ce fait, l'hypothèse a été formulée que l'orientation du membre supérieur est connue au travers de la sensibilité à e_3 plutôt qu'à la connaissance d'autres paramètres tels que les angles articulaires (Pagano et Turvey, 1995). Cette hypothèse a été testée en modifiant la distribution des masses sur le membre supérieur qui déviaient l'orientation du vecteur e_3 de sa direction originale. Les résultats ont confirmé que la perception

kinesthésique du bras variait en fonction d' e_3 pour des rotations à l'épaule et au coude. Cette hypothèse a cependant remise en cause par certains auteurs qui ont pointé du doigt que la configuration des masses déviait à la fois e_3 et **CM** et de ce fait on ne pouvait attribuer les résultats à l'une ou l'autre des variables. Par la suite, des expérimentations ont été conduites dans lesquelles des configurations de masses étaient placées sur le membre supérieur afin de dévier sélectivement e_3 et **CM** de l'axe longitudinal du bras. Les résultats ont montré que l'orientation du bras était plutôt liée à l'axe **CM** que e_3 (van de Langenberg et al., 2007; van de Langenberg et al., 2008). Un des inconvénients de l'ensemble de ces expériences est qu'aucune n'a impliqué une rotation autour de l'axe e_3 limitant peut-être sa contribution à la kinesthésie. De plus, pendant des mouvements usuels, il est rare que le membre supérieur soit complètement étendu l'extension complète du bras et donc l'alignement de e_3 avec l'axe longitudinal du membre supérieur est peu fréquent. Etant donné que le coude est souvent fléchi, il y a naturellement une séparation entre e_3 , **CM** et l'axe géométrique du bras par exemple. Dans ce cadre, l'objectif des expérimentations a été de tester ces trois axes candidats autour desquels le mouvement pourrait s'organiser. Afin de pallier les inconvénients des expérimentations précédentes qui n'induisaient pas de rotation autour des axes choisis, le protocole mis en place comporte des mouvements de rotation du bras autour de l'épaule à vitesse variable. L'hypothèse a été émise qu'en fonction de contraintes de vitesse croissante, la variabilité de l'axe de rotation autour duquel le mouvement s'organise va voir sa variabilité décroître par rapport aux autres axes. Selon la contraintes de vitesse, l'hypothèse est émise qu'à la vitesse la plus faible la variabilité de l'axe géométrique épaule coude sera la plus faible alors qu'aux vitesses rapides, un changement d'axe se produit avec un basculement sur un axe lié à l'inertie minimale afin de minimiser les couples musculaires nécessaires au mouvement. Etant donnée la forte variabilité inter-individuelle, démontrées dans la littérature dans le cadre de tâches de pointage et de maintien en équilibre vertical d'une tige (Garrett et al., 1998; Isableu et al., 2003; Bernardin et al., 2005; Withagen et Michaels, 2005; Isableu et Vuillerme, 2006) des différences de stratégies sont attendues du fait que les sujets sont laissés libres d'effectuer un mouvement autour d'axes de rotation différents. Cependant, il est postulé que la contrainte de vitesse entrainera un changement d'axe sur le plus économique en termes de couples musculaires.

Neuf sujets droitiers (8 hommes et une femme, âge 22 ± 3 ans) ne souffrant d'aucune atteinte sensorielle ni motrice au niveau du membre supérieur ont participé de manière volontaire à l'expérimentation. Les participants devaient exécuter les yeux fermés des mouvements de rotation interne externe du membre supérieur en partant d'une position initiale avec le bras à l'horizontal dans le plan frontal avec le coude fléchi à 90° ou dans une configuration avec flexion au coude variable. Aucune consigne sur l'axe de rotation autour duquel le bras devait tourner n'était donnée. Le choix de cette configuration permet de séparer naturellement les axes d'intérêt :

1. L'axe géométrique du bras joignant le centre articulaire de l'épaule et du coude noté **EP-CO**
2. L'axe joignant le centre articulaire de l'épaule et le centre de masse du membre supérieur noté **EP-CM**
3. Le vecteur propre du tenseur d'inertie du membre supérieur correspondant à la plus faible valeur

propre noté e_3 .

L'angle formé entre e_3 et EP-CM était de 5.6° en moyenne alors que l'angle entre **EP-CO** et **EP-CM** et entre **EP-CO** et e_3 était respectivement en moyenne de 27° et 21° .

Trois conditions de vitesses ont été considérées : lente (L), intermédiaire (I) et rapide (R). Le cycle de rotation avait une fréquence de 0.1 Hz, 0.5hz et 2.0 Hz pour la condition L, I et R respectivement. Un métronome permettait d'indiquer la fréquence adéquate. Il était stoppé avant l'enregistrement des données afin d'éviter une double tâche. Chaque condition était répété cinq fois (3 vitesses x 2 conditions de flexion) conduisant à un total de 30 essais par sujet. Chaque bloc de 5 essais était exécuté dans un ordre aléatoire. A partir de la posture du membre supérieur définie à partir d'un système optoélectronique à l'aide de marqueurs posés sur le sujet et de paramètres inertiels obtenus à partir d'un modèle de régression (Dumas et al., 2007), les vecteurs unitaires des trois axes ont pu être déterminés. A partir de l'obtention de l'axe 3D, sa variabilité est obtenue en calculant la matrice de covariance de ses coordonnées. Cette dernière est diagonalisée afin d'éliminer les covariances entre les coordonnées. Finalement, la racine carrée de la somme des termes diagonaux permet d'évaluer globalement la variabilité sur l'ensemble d'un essai. L'hypothèse de déplacement minimum des axes est donc basée sur la comparaison de la variabilité des trois axes considérés.

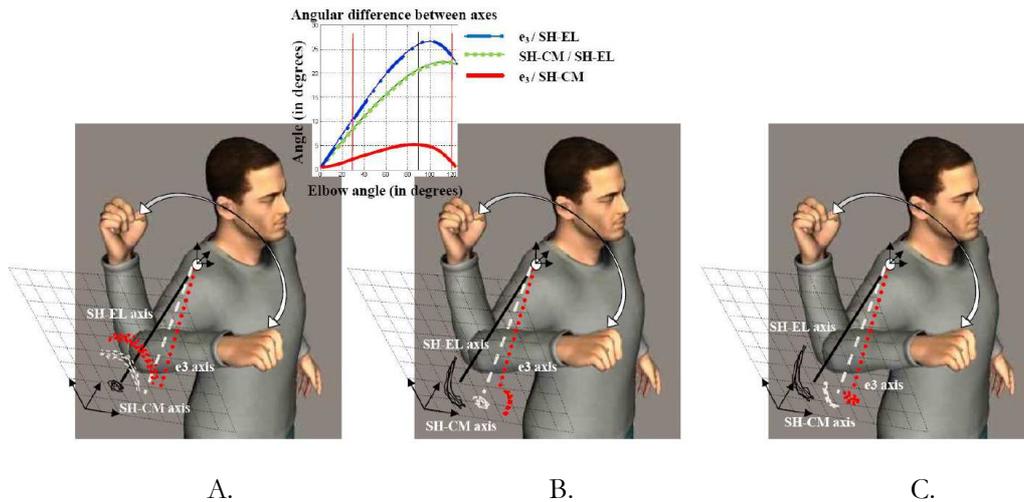


Figure 37 : Rotation du bras autour de l'axe minimum de rotation (A.) articulaire **EP-CO**, (B.) passant par le centre de masse **EP-CM** (C) e_3 . L'insert supérieur montre l'évolution des écarts angulaires formés entre les différents axes en fonction de l'angle du coude.

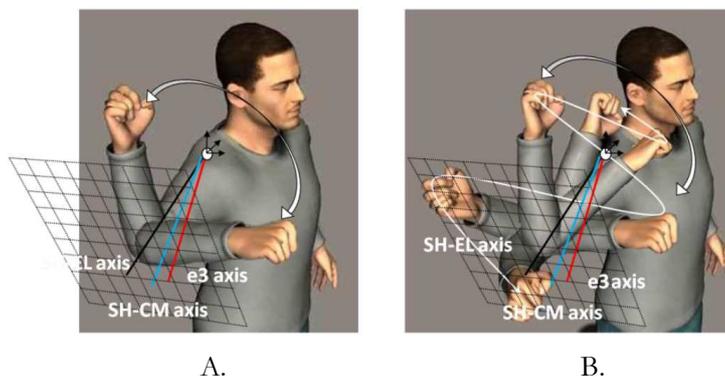


Figure 38 : Conditions expérimentales de rotation du bras (A) Coude activement maintenu à 90° (B) et coude variable.

8.8.1.1. Résultats

Les résultats mettent en évidence des changements d'évolution de la variabilité en fonction des conditions de vitesse dans les deux conditions coude à 90° et variable. Dans la condition Lente, l'axe EP-CO lié à la géométrie à la variabilité la plus faible alors qu'un changement se produit à vitesse rapide avec une augmentation de la variabilité lié à l'axe géométrique plus faible que celle des axes liés au centre de masse (EP-CM) et à l'axe de plus faible inertie en rotation (e_3).

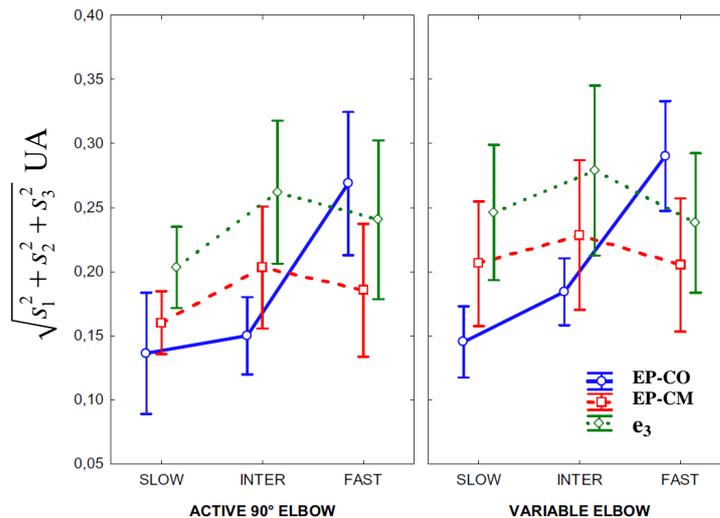


Figure 39 : Variabilité des déplacements de l'extrémité des axes EP-CO, EP-CM et e_3 dans l'espace cartésien en fonction des conditions de vitesses (lente, intermédiaire, rapide) et de configuration du coude (90° vs Variable).

Les résultats obtenus font aussi apparaître différents comportements en fonction des contraintes de vitesse. Une clusterisation des sujets a permis de distinguer 3 groupes distincts. Dans le premier groupe de sujets (G1), le mouvement semble s'organiser de manière préférentielle autour de l'axe lié à la géométrie quelle que soit la vitesse. Dans ce groupe, la variabilité augmente avec la vitesse du mouvement jusqu'à ne plus privilégier aucun axe en condition rapide. Dans le 3ème groupe de sujets (G3), la rotation s'effectue de manière préférentielle autour d'un axe compromis entre les axes EP-CM, e_3 . Ce comportement s'observe quelle que soit la condition de vitesse. La variabilité du déplacement des axes liés à la répartition de masse, n'est pas affectée par la contrainte de vitesse alors qu'on assiste à une augmentation de celle de l'axe géométrique. Enfin pour le second groupe (G2), on assiste à une situation intermédiaire avec l'axe géométrique qui semble privilégié dans la condition de vitesse lente et intermédiaire et un changement de profil avec l'axe compromis EP-CM et e_3 pour la vitesse. Les sujets semblent utiliser une stratégie articulaire et passent sur une stratégie de rotation autour d'un axe inertiel avec l'augmentation de la contrainte liée au mouvement. A la suite de ces mesures, une simulation a été effectuée en dynamique inverse afin d'évaluer les amplitudes des couples musculaires. Les résultats des simulations montrent que le couple musculaire est maximal lorsque la rotation du bras s'effectue autour de l'axe EP-CO. Par rapport à une rotation autour de l'axe géométrique EP-CO, les couples musculaires à l'épaule diminuent fortement

lorsque l'axe de rotation du bras coïncide avec l'axe EP-CM et atteint un minimum avec l'axe minimum d'inertie (e_3) (en particulier pour le plan d'élévation et la rotation axiale de l'humérus).

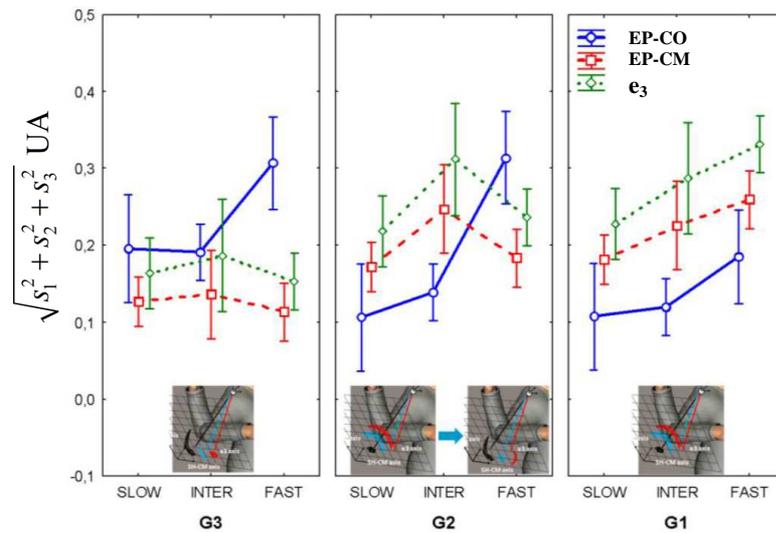


Figure 40 : Variabilité des déplacements de l'extrémité des axes EP-CO, EP-CM et e_3 , dans la configuration du coude à 90° et pour les groupes G1, G2 et G3, en fonction des conditions de vitesses (lente, intermédiaire, rapide).

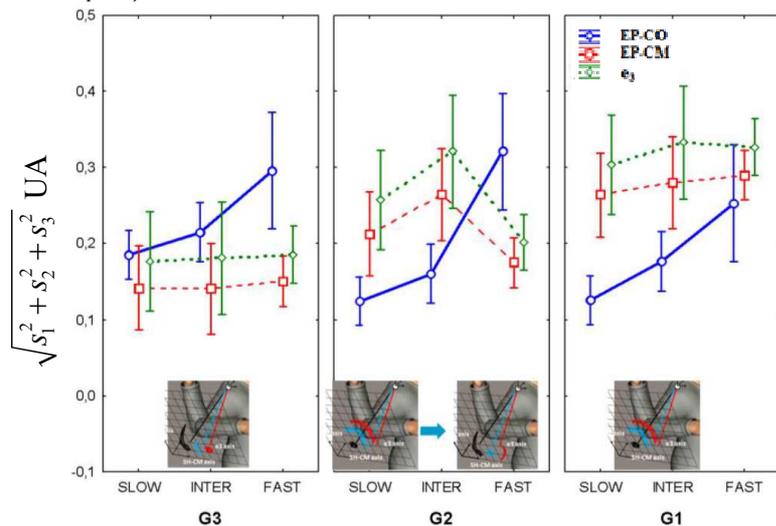


Figure 41 : Variabilité des déplacements de l'extrémité des axes EP-CO, EP-CM et e_3 , dans la configuration du coude variable et pour les groupes G1, G2 et G3, en fonction des conditions de vitesses (lente, intermédiaire, rapide).

L'objectif de cette étude a été d'identifier la source d'information proprioceptive privilégiée dans le cadre de l'exécution de mouvements de rotation du bras autour de l'épaule en envisageant la variabilité d'axes de rotation liés à des paramètres mécaniques importants (géométrie, masse et inertie en rotation) et le cadre de référence associé.

L'hypothèse défendue dans les travaux de Pagano et Turvey (Pagano et Turvey, 1995) sur l'importance du cadre de référence inertiel (tenseur d'inertie) dans la perception de l'orientation des segments corporels est l'objet d'une controverse (Craig et Bourdin, 2002; Riley et Pagano, 2003; Gueguen et al., 2004; Bernardin et al., 2005; Riley et al., 2005; van de Langenberg et al., 2007; van de Langenberg et al., 2008). En effet,

plusieurs études semblent confirmer le rôle du centre de masse plutôt que celui du tenseur d'inertie. Cependant, il est possible que les contraintes induites sur le mouvement dans ces expérimentations puissent expliquer ce résultat. Dans cette optique l'objectif de l'expérimentation était de répondre aux limites constatées dans les études précédentes notamment la faible rotation autour des segments corporels autour des axes potentiellement importants, les faibles vitesses et accélérations du mouvement, le caractère discret des habiletés testées (geste de pointage) et la non prise en compte de la variabilité inter-individuelle. Nos résultats sont les premiers à montrer un changement de profil variabilité des axes d'intérêt en fonction de la vitesse du mouvement. Les changements s'observent quelle que soit la condition de configuration angulaire du coude (fixe ou variable).

La perception du tenseur d'inertie ne se produit que lors de l'exécution d'un mouvement avec accélération angulaire. Ainsi, les changements de variabilité émergeraient naturellement des contraintes dynamiques induites par le mouvement. Bien que séduisante, cette hypothèse doit être nuancée par les observations. En effet, le changement d'axe à la vitesse rapide est un effet « moyen » car il a été montré qu'au sein des sujets différents profils émergeaient. On observe le changement d'axe chez certains sujets alors que d'autres restent sur l'axe géométrique ou compromis EP-CM-e₃. Ainsi, en dépit de fortes contraintes sur le mouvement les sujets ne détectent pas ou ne privilégient pas l'axe qui leur permettrait de minimiser le couple musculaire. Cette première étude impliquant des mouvements de rotation axiale du bras avec des vitesses variables a permis de mettre en évidence une modification de la variabilité du déplacement plus faible pour un axe géométrique à faible vitesse au profit d'un axe lié à la distribution des masses aux vitesses élevées, résultat à nuancer du fait de la variabilité inter-individuelle et la présence de comportements différents. Une étude biomécanique a montré que la rotation autour d'axes inertiels permettaient de diminuer l'amplitude des couples musculaire à l'épaule grâce à la contribution des couples d'interaction (Isableu et al., 2009). Afin de compléter ces premiers travaux, plusieurs études ont ensuite été envisagées afin de tester la robustesse du changement de variabilité en considérant notamment différents types de contraintes en fonction :

- de la consigne initiale et de la latéralité,
- de l'orientation par rapport à la gravité,
- des contraintes de temps et de précision.

Ces études sont maintenant présentées et commentées.

8.8.2. Effet de la consigne initiale et de la latéralité sur la variabilité des axes [RI 4]

Alors que les résultats des études précédentes ont porté sur des mouvements du membre supérieur sans imposer de contraintes hormis la vitesse d'exécution. Le protocole expérimental proposé a pour objectif de tester l'indépendance du phénomène de changement de variabilité par rapport aux instructions initiales données au sujet (Isableu et al., 2009; Isableu et al., 2013). Il est considéré que les instructions initiales peuvent être considérées comme des contraintes supplémentaires qui peuvent réduire le nombre de solutions possibles dans la coordination des segments corporels. Lors de geste de pointage, certains

travaux ont montré que l'utilisation du membre supérieur du côté dominant présente un avantage par rapport au côté non dominant lors de l'adaptation à de nouvelles caractéristiques inertielles (masse additionnelle sur l'avant-bras) et une meilleure gestion des couples d'interaction dans la mise en rotation des degrés de liberté du coude et de l'épaule (Sainburg et Kalakanis, 2000; Bagesteiro et Sainburg, 2002; Sainburg, 2002). Ainsi, en se référant à l'hypothèse de dominance dynamique (Sainburg, 2002), la variabilité des axes liés au référentiel inertiel (e_3 , **EP-CM**) devrait être plus faible lors des mouvements du bras dominant par rapport au bras non dominant et la variabilité de **EP-CO** plus faible du côté non dominant du fait de la meilleure gestion de la dynamique de la chaîne du côté dominant.

Les sujets avaient pour instruction d'effectuer des mouvements de rotation du bras avec le coude fléchi à 90° et au maximum (140°) afin de maintenir une séparation entre l'axe d'inertie minimum (e_3), épaule-centre de l'axe de masse (SH-CM) et l'axe épaule-coude (SH-EL). Les conditions étaient similaires à celle de l'étude (Isableu et al., 2009) à ceci près que la consigne initiale stipulait qu'il fallait exécuter une rotation axiale de l'humérus en le maintenant à l'horizontale. Le but de cette étude était de tester les 2 hypothèses suivantes :

- L'augmentation de la fréquence de mouvement conduit à une diminution de la variabilité du déplacement de l'axe e_3 exprimé à l'épaule de façon à minimiser les résistances à la mise en rotation ;
- Des mouvements effectués sans retour visuel (kinesthésique) conduisent à une augmentation de la variabilité des axes de rotation.

Lors de l'expérimentation 14 sujets (12 hommes et 2 femmes) asymptotiques (22 ± 3 ans) avait pour instruction d'effectuer des mouvements de rotation du bras dominant à partir d'une position en abduction à 90° (Figure 42 A.) avec une amplitude d'environ 90° avec l'avant-bras à la verticale jusqu'à une position légèrement sous l'horizontale. Les variables indépendantes étaient les suivantes :

- Vitesse de rotation : 2 conditions, Lente (0.1 Hz) vs Rapide (2 Hz) similaire à l'expérimentation de (Isableu et al., 2009).
- Flexion du coude : 2 configurations de flexion de coude, coude fléchi à 90° et à 140° . Ces conditions permettaient de maintenir une séparation constante (5.4° en moyenne) entre les axes EP-CM et e_3 et inversait la position de ces deux axes par rapport à l'axe EP-CO (Figure 42 B.).
- Retours sensoriels : les mouvements étaient exécutés dans deux conditions sensorielles : yeux ouverts (YO) afin d'exploiter à la fois des informations visuelles et kinesthésiques et yeux fermés (YF) afin de ne laisser disponible que les informations kinesthésiques.

Le traitement des données s'effectuait de manière similaire à celui décrit dans (Isableu et al., 2009)

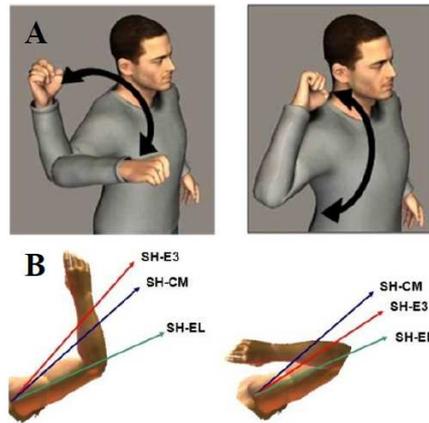


Figure 42 : Mouvements à exécuter dans les deux conditions de flexion de coude. A. configuration du bras B. position relatives des axes **EP-CO** (vert), **EP-CM** (bleu) et **e₃** (rouge).

Les résultats ont montré que parmi les trois axes retenus (EP-CO, EP-CM, e_3), EP-CO était celui qui présentait la variabilité la plus faible quelle que soit la condition de vitesse, de vision, ou de posture (90° vs 140°). La variabilité des axes de rotation augmente avec la vitesse du mouvement (lent vs rapide). Les conditions sensorielles et dominance n'ont pas modifié l'amplitude de la variabilité.

L'expérimentation proposée a été conçue de manière à tester l'hypothèse qu'avec une augmentation de la fréquence de rotation un changement de variabilité s'opère avec une diminution de celle des axes liés à l'inertie et l'axe e_3 en particulier même si l'alignement du bras (EP-CO) avec l'horizontale était imposé en condition initiale. En d'autres termes nous voulions savoir si une contrainte biomécanique pouvait supplanter une contrainte cognitive (instructions) et donc influencer les variables du mouvement aussi bien du côté dominant que non dominant.

Contrairement à l'expérimentation décrite dans (Isableu et al., 2009), les résultats n'ont pas montré de changement de pattern de la variabilité des 3 axes envisagés en fonction de la condition de vitesse, de la condition sensorielle, ni de flexion du coude. Cette absence d'effet a été attribuée à la condition initiale donnée aux sujets qui a pris le pas sur la contrainte biomécanique aussi bien du côté dominant que non dominant.

8.8.3. Effet de l'élévation de l'épaule sur la variabilité des axes

Dans le cadre de l'évaluation de l'émergence des axes liés à l'inertie du membre supérieur et en particulier e_3 , la troisième étude a porté sur l'indépendance du changement de variabilité par rapport à la gravité. Les conditions expérimentales initiales de l'étude (Isableu et al., 2009) ont été reproduites afin d'éviter l'effet de la contrainte initiale. Nous avons examiné si le changement de variabilité des axes en faveur de l'axe e_3 /EP-CM à une vitesse rapide, reste une règle de contrôle robuste, même si la posture du membre supérieur varie induisant notamment une variation des bras de levier musculaire et de l'amplitude du couple statique provoqué par la gravité. Les sujets devaient exécuter les yeux ouverts des mouvements cycliques de rotation du membre supérieur autour de l'épaule similaires à ceux décrits dans (Isableu et al.,

2009) en maintenant le coude fléchi à 90° . Les séquences de rotation ont été réalisées, en variant l'élévation de l'humérus (-135° , -90° , -45° et 0°).



Figure 43 : Instruction d'élévation du coude de 0° à -135°

Si les résultats ne sont pas aussi concluants que ceux de la publication de 2009 (Isableu et al., 2009) (Isableu et al., 2009), cependant cette étude nous a permis d'obtenir des résultats intéressants qui vont dans le sens de la théorie proposée. En effet, des patterns de variabilités sont observés en fonction de la vitesse du mouvement et l'axe mécanique considéré quelles que soit l'élévation. A vitesse lente, la variabilité de e_3 est plus élevée que celle de l'axe EP-CO, alors que cette différence s'estompe à vitesse rapide. Ceci semble bien indiquer un changement de stratégie de mode de déplacement entre la vitesse lente et rapide. Comme ce résultat ne dépend pas de l'angle d'élévation il va dans le sens de la généralisation des résultats de (Isableu et al., 2009). Les variations du couple statique induite par la gravité ne semblent pas influencer sur le pattern de variabilité des axes.

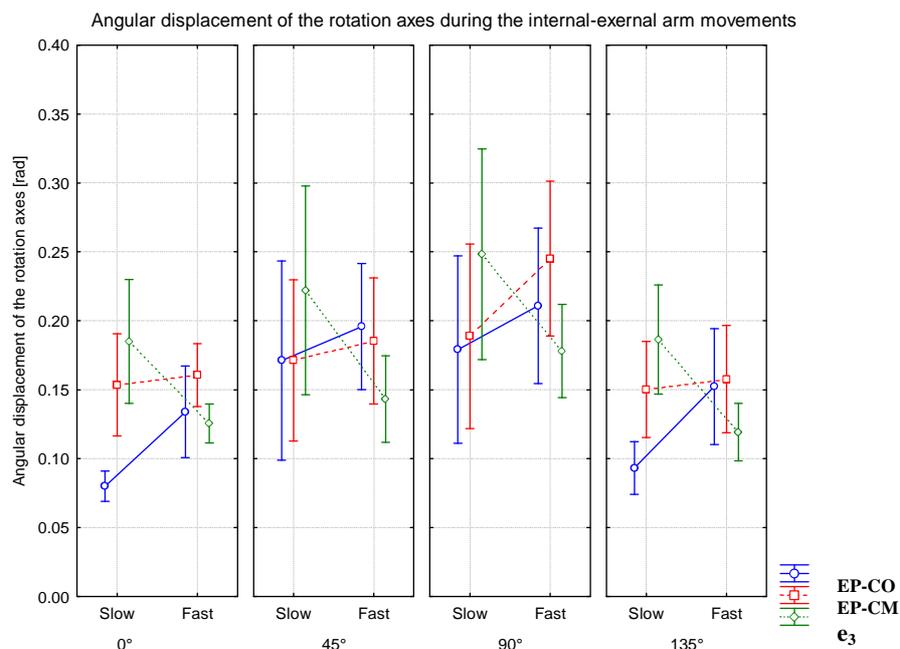


Figure 44 : Variabilité des axes en fonction de la vitesse du mouvement et de l'angle d'élévation de l'épaule

Un examen détaillé des données fait apparaître que la variabilité inter-individuelle était très importante avec des profils de sujets effectuant des rotations dont la variabilité était plus faible autour des axes liés au CM et à e_3 .

8.8.4. Effet d'une contrainte de précision et de temps sur la variabilité des axes

En complément des travaux précédents, cette étude avait pour objectif de tester la contrainte de précision et de vitesse sur le pattern de variabilité des axes lors d'une tâche d'interception à différentes hauteurs et pour différentes vitesses de balle. Les sujets (au nombre de 10) assis dans une chaise devaient intercepter une balle lancée par une machine. Les réglages de cette dernière permettaient de faire varier la vitesse de lancement (16 mph 7.15 m.s⁻¹, 18 mph 8.05 m.s⁻¹, 20 mph 8.94 m.s⁻¹) et la hauteur à laquelle la balle se trouvait dans la zone d'interception. La première hauteur correspondait au menton du sujet, la seconde à son oreille et la 3ème au sommet du crâne. Les conditions de vitesse était relativement contraignantes car les sujets avaient 280, 310 et 350ms environ entre l'éjection de la balle et l'arrivée dans la zone d'interception. L'hypothèse proposée est que cette contrainte induit des mouvements tels que la rotation autour de l'axe e_3 pourrait permettre l'accélération en rotation afin d'intercepter la balle dans un délai plus court.

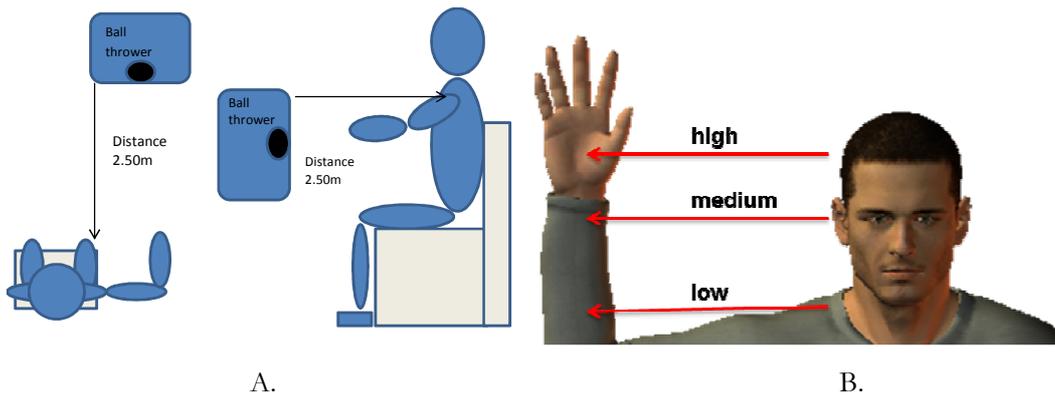


Figure 45 : Position relative du sujet par rapport au lanceur de balles et différentes hauteurs d'interception.

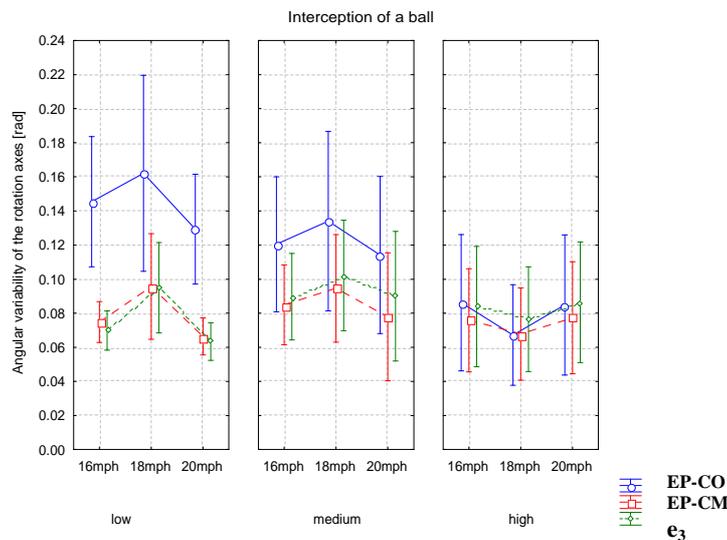


Figure 46 : Variabilité du déplacement des axes en fonction des conditions de vitesse et de position de la balle à l'interception.

Les résultats ont montré différentes stratégies émergentes lors de cette tâche d'interception, pour les interceptions basse et moyenne, une variabilité plus faible des axes liés à l'inertie (**EP-CM** et e_3) par rapport à l'axe géométrique du bras (**EP-CO**) a été observée alors que cette différence s'estompe pour la hauteur élevée où les variabilités ne sont pas significativement différentes (Figure 45 panneau High). Fait intéressant, les résultats montrent que les rotations pour des hauteurs d'interception spécifiques sont réalisées autour de l'axe e_3 . Pour conclure, un changement de l'axe de rotation peut être observé pour des hauteurs d'interception spécifiques indépendantes de la vitesse. En d'autres termes, le changement d'axes de rotation dépend des contraintes de temps donnés. Ainsi, la rotation autour e_3 peut permettre de produire une accélération maximale de la main afin d'intercepter la balle dans une courte période de temps.

8.8.5. Discussion

La recherche décrite dans ces travaux est relative au rôle des axes d'inertie dans le contrôle kinesthésique des mouvements de rotation 3D.

Pagano et ses collaborateurs (Pagano et Turvey, 1995; Garrett et al., 1998; Pagano, 2000; Riley et Turvey, 2001; Craig et Bourdin, 2002; Riley et Pagano, 2003; Riley et al., 2005) ont présenté le rôle du tenseur d'inertie en tant qu'invariant spatial majeur dans la perception égocentrique. La perception de la direction du membre supérieur, sans repère visuel peut être modulée par des invariants liés à la distribution de masse comme le vecteur propre du tenseur d'inertie (Pagano et Turvey, 1995; Garrett et al., 1998; Pagano, 2000; Riley et Turvey, 2001; Craig et Bourdin, 2002; Riley et Pagano, 2003; Riley et al., 2005) .

Les conclusions de ces études sont encore limitées parce que l'évaluation systématique des différences entre les axes liés au centre de masse (**EP-CM**) et e_3 n'a pas été effectuée. Cela a conduit à la conclusion que la perception et le contrôle des membres supérieurs pendant des mouvements mono et poly-articulé étaient principalement modulés par le centre de masse. Les constatations et les conclusions doivent être revues parce que la contribution d' e_3 n'est pas pertinente car aucune rotation selon l'axe e_3 n'est impliquée dans le mouvement (van de Langenberg et al., 2007; van de Langenberg et al., 2008). Un autre inconvénient dans les théories initiales, réside dans le fait que les mouvements sont effectués à des vitesses faibles et pour « percevoir » l'effet d'inertie, de fortes accélérations de mouvement sont nécessaires. Cela a conduit à l'hypothèse que les fortes accélérations ou des fréquences de mouvement vont maximiser le rôle et la façon dont les paramètres inertiels sont perçus. Dans ce cadre, l'objectif principal des travaux était d'améliorer la compréhension du rôle de l'axe d'inertie minimal dans le contrôle kinesthésique des mouvements 3D des tâches de rotation des bras. Le rôle de l'axe e_3 a été étudié dans le contexte de gestes non sportifs comme le pointage (Pagano et Turvey, 1995, 1998). Isableu *et al.* (2009) ont montré le rôle de l'axe de l'inertie minimale au cours des rotations de l'épaule cycliques à différentes fréquences de mouvement.

Les différentes expériences ont examiné le rôle de e_3 lors des rotations autour de l'épaule. Le dispositif expérimental permet de séparer les axes de rotation du bras naturellement sans l'utilisation des masses

extérieures. Cependant, au cours des expériences menées les résultats sont contrastés. D'une part il a été montré que la contrainte initiale prenait le pas sur le changement d'axe observé lors de l'étude de (Isableu *et al.* 2009). De même, la contrainte de temps ne semble pas avoir induit une émergence de e_3 . Au contraire, les résultats portant sur l'étude du changement d'axe en fonction de l'élévation du bras va dans le sens de la théorie proposée en ce sens qu'un changement de stratégie a été observé entre la vitesse lente et rapide par rapport à la variabilité des axes considérés. La variation des conditions sensorielles kinesthésique vs visuo-kinesthésique, ni l'évolution de la fréquence de mouvement n'ont permis de reproduire les mêmes résultats de (Isableu *et al.*, 2009) que proposé initialement. Les effets globaux peuvent être couverts par des stratégies interindividuelles également mises en évidence dans le cadre d'expériences précédentes sur le rôle du tenseur d'inertie lors de mouvement de pointages ou de maintien en équilibre d'une tige verticale (Garrett *et al.*, 1998; Kingma *et al.*, 2004; Bernardin *et al.*, 2005; Withagen *et Michaels*, 2005; van de Langenberg *et al.*, 2007; van de Langenberg *et al.*, 2008). Des études antérieures ont aussi montré que les sujets ne se comportent pas toujours en accord avec les paramètres physiques les plus appropriés (Garrett *et al.*, 1998; Isableu *et al.*, 2003; Bray *et al.*, 2004; Bernardin *et al.*, 2005; Withagen *et Michaels*, 2005; Isableu *et Vuillerme*, 2006).

Ce travail mené en collaboration avec des spécialistes du contrôle moteur a permis d'initier des échanges très intéressants entre le domaine de la biomécanique et celui du contrôle moteur. Des outils et des modèles de la biomécanique ont ainsi pu être exploités afin de permettre une meilleure compréhension de la motricité au travers de l'évaluation de paramètres mécaniques pertinents.

Synthèse : L'objectif des travaux présentés était de caractériser les axes mécaniques d'intérêt : l'axe géométrique épaule-coude et liés à la distribution des masses (axe épaule centre de masse du bras et axe d'inertie minimale en rotation chacun relevant de référentiels distincts. Une première étude a montré que selon les contraintes de vitesse, un changement d'axe de rotation s'opère dans le cadre de l'exécution d'un mouvement simple de rotation du bras par rapport au tronc (Isableu *et al.*, 2009). L'objectif des travaux a été de compléter cette première analyse et d'évaluer la robustesse de l'hypothèse selon laquelle les axes autour desquels s'organise le mouvement dépendent de la vitesse du mouvement et des contraintes liées à la tâche en général. L'hypothèse formulée est que l'axe correspondant à l'inertie minimum verra sa variabilité diminuée avec des vitesses qui augmentent par rapport à un axe lié au centre de masse (épaule-centre de masse du membre supérieur) ou géométrique (axe-épaule-coude). Les études présentées ont porté sur l'influence des contraintes liées à la tâche et leur incidence sur le choix des axes de rotation. Tout d'abord le rôle de l'instruction initiale est testé puis l'influence de la gravité. Enfin, l'hypothèse est testée dans le cadre d'une tâche d'interception qui implique des contraintes de temps. Les résultats obtenus permettent de discuter l'hypothèse de l'importance de l'axe d'inertie minimum lors de l'exécution de mouvements volontaires du membre supérieur.

Projet Neuro IC TENSMOV3D

Encadrements liés à ces travaux :

Thèse de doctorat : Clint Hansen (2010-2013)

Publications dans des revues internationales : 4 [RI 2-4], [RI 9]

Communications dans des congrès internationaux : 1 [CI 6]

Communications dans des congrès nationaux : 7 [CN 6-7], [CN 10-12], [CN 16] et [CN 18]

9. Conclusions et perspectives

Dans le présent mémoire, nous avons exposé les travaux menés dans le cadre de l'étude et de la simulation du mouvement du membre supérieur. Nous avons montré que les modèles proposés sont capables de définir la posture du modèle même en présence d'un obstacle dans l'environnement et avons effectué l'apprentissage de la cinématique inverse des doigts directement sur des sujets humains. Un second volet de nos recherches est relatif à la proposition d'indices globaux d'évaluation de la gestion des degrés de liberté du membre supérieur. Lors des expérimentations proposées, il a été possible d'évaluer la coordination du membre supérieur et les adaptations du mouvement dans le cadre d'une contrainte externe et dans le cadre d'une déficience motrice. Ces travaux ont été complétés en envisageant des indices de production de force issus de la robotique utilisés afin de qualifier les postures du membre supérieur. Enfin, des indices biomécaniques liés à l'inertie du membre supérieur ont été envisagés afin d'étudier leur incidence dans le contrôle du mouvement.

9.1. Perspectives de recherche

Les perspectives de recherche que nous souhaitons développer se situent dans le prolongement des 2 thématiques déjà abordées. Elles s'articulent autour de 3 points :

- La simulation de la variabilité intra-individuelle lors du mouvement de préhension.
- La proposition d'indices biomécaniques globaux caractérisant la dynamique du mouvement et des indices de capacité de génération forces inspirés d'indices robotiques
- La proposition d'indices biomécaniques globaux permettant d'évaluer et tester les capacités d'un individu à l'aide de capteurs embarqués

9.1.1. Simulation de la variabilité par modèle de type Uncontrolled manifold [CN 1]

A ce jour, peu de modèles ont traité correctement la question de la simulation de la variabilité intra-individuelle lors de l'exécution d'un mouvement. Du fait du bruit sensori-moteur et de perturbations externes, les paramètres du mouvement ne sont jamais reproduits lors de différentes exécutions de la même tâche motrice. De ce fait, il semble intéressant de tenir compte de ce type de paramètres afin de simuler l'ensemble des variations d'un mouvement à partir d'une même source de données. A partir d'une trajectoire dans l'espace articulaire, nous visons à développer des modèles qui permettent de simuler la variabilité intra-individuelle. Ils seront basés sur des avancées récentes dans le domaine du contrôle moteur, l'hypothèse de « l'Uncontrolled Manifold » qui a permis de montrer que la variabilité intra-individuelle durant l'exécution d'une tâche motrice pourrait être organisée de telle manière à laisser relativement invariantes les variables importantes liées à la tâche lors de plusieurs répétitions du même geste. Son principe est basé sur l'évolution de deux types de variabilités dans l'espace articulaire de

systèmes redondants : la première appelée “variabilité équivalente” (VE) laisse invariante une variable de tâche importante alors que la seconde la variabilité non équivalente (VNE) modifie cette dernière. Contrairement aux modèles basés sur des régressions fonctionnelles, l’intérêt de la méthode proposée est qu’elle permet un contrôle précis de la variable de tâche et de sa variabilité. De plus, le formalisme proposé pourrait enrichir les modèles existants qui permettent de simuler les trajectoires articulaires moyennes et permettre aussi de simuler des altérations motrices au travers des variabilités caractéristiques VE et VNE (Rezzoug et al., 2013).

La seconde perspective de recherche se situe dans la continuité de l’étude des paramètres de manipulabilité et de l’étude de la salience des axes inertiels dans le contrôle du mouvement. Dans cette optique, nous nous proposons d’étudier des indices de capacité de génération de force dont le formalisme est voisin de celui de l’ellipsoïde de manipulabilité.

9.1.2. Indices biomécaniques globaux de capacité de génération de forces statiques et dynamiques

Les indices déjà envisagés bien qu’intéressants doivent être adaptés aux caractéristiques du système musculo-squelettique humain. En effet, ils sont basés sur une hypothèse de couples articulaires unitaires au sens de la norme euclidienne. De ce fait, ils ne tiennent pas compte de la différence de capacité selon le sens du mouvement ni de la présence de muscles bi ou pluri-articulaires qui modifient l’espace des couples admissibles aux articulations. Ainsi, le formalisme classique en robotique semble éloigné de la réalité biomécanique. Même si l’incorporation de données de couples mesurés améliore certaines prédictions, elle reste lourde à mettre en place. A partir d’une modélisation polyarticulée du membre supérieur et en exploitant des modèles articulaires et musculo-squelettiques, les indices globaux de production de force seront évalués par une mesure directe de force en bout de chaîne. L’intérêt de ces modèles est double, ils permettront une meilleure compréhension des mouvements exécutés aussi bien chez des sujets valides qu’atteints de déficience mais pourront à terme constituer des outils permettant de tester et d’améliorer l’ergonomie des systèmes en tenant compte des optimums posturaux mis en évidence par ces modèles.

Encadrement : Thèse de Karim Bakal (début octobre 2013) co-encadrant à 25% avec le Pr P. Gorce, le CR1 D. Daney (INRIA) et le DR1 D. Merlet (INRIA Coprin) Financement INRIA PAL. Thèse de Vincent Hernandez (début septembre 2013) co-encadrant à 50% avec le Pr P. Gorce financement bourse ministérielle.

9.1.3. Mouvement et tenseur d’inertie

Dans la continuité des travaux sur l’étude des axes de rotations lors de mouvements à fortes contraintes, nous visons à développer aussi bien les aspects méthodologiques que fondamentaux. Pour les premiers, une collaboration a été menée avec Clint Hansen (Post-doc, UTC), Brice Isableu (MCF HDR, CIAMS Orsay), Philippe Gorce (PR, HandBio Toulon) et Gentiane Venture (Chercheuse, GVLab Tokyo) spécialiste de l’identification des paramètres inertiels du corps humain. Ces travaux ont été valorisés par une publication dans le Journal of Biomechanics [RI 2](Hansen et al., 2014). Les travaux envisagés visent à valider de telles méthodes par rapport aux méthodes classiques à base de régression ou de modélisation simplifiées du corps humain. De plus, notre objectif est d’étudier l’implication des axes d’inertie envisagés

comme un modèle représentatif de l'expertise dans le cadre de différentes activités sportives pour des applications dans le cadre du handicap et de la rééducation.

9.1.4. Indices biomécaniques globaux mesurés par capteurs embarqués pour la prévention-santé et l'accompagnement des personnes âgées et/ou en situation de handicap [CN1-3] et [CI 1]

La sédentarité et le vieillissement de notre population entraînent un risque de maladies chroniques important. Ceci a un impact direct sur les dépenses de santé. Le contexte du projet Bodyscoring est relatif à la promotion de la pratique d'activité physique comme solution de prévention de santé de la population, s'inscrivant ainsi dans le PNNS-21 et PNAPS2. L'objectif du projet est de proposer une solution innovante et de nouveaux services associés, utilisant les Nouvelles Technologies de l'Information et de la Communication et les derniers travaux de recherches en science du sport et de l'activité physique, aux personnes saines afin de les inciter à garder un niveau d'activité optimal pour les maintenir en santé. L'enjeu de ce projet est de développer la solution BodyScoring regroupant d'une part, de la technologie embarquée communicante de mesure de l'activité physique, et d'autre part, des applications web et mobiles permettant d'offrir les services de « monitoring », de « testing », de « coaching » et de suivi de l'activité physique. Dans ce cadre, les travaux envisagés consisteront à développer des protocoles adaptés permettant aux utilisateurs d'établir en autoévaluation un profil de certains aspects de leur capacité physique au travers de la quantification de paramètres biomécaniques liés à des activités motrices sélectionnées.

De plus, il apparaît qu'il est difficile d'effectuer une évaluation d'une l'altération motrice chez des sujets âgés ou présentant un handicap moteur du fait des contraintes de temps, de coût et de la limitation des moyens techniques d'évaluation dans les différentes structures. De plus, les informations les plus pertinentes sur le comportement des sujets doivent s'obtenir dans les conditions qui sont les plus représentatives, c'est-à-dire au domicile de la personne et/ou dans le cadre de vie. Dans ce contexte, les TIC et la biomécanique peuvent contribuer au développement d'outils de suivi conduisant à un meilleur accompagnement des personnes âgées dans leur vie quotidienne. Dans ce cadre, nous visons à développer des applications de suivi de l'activité au sens large de sujets âgés afin d'assurer une aide à l'évaluation performante par une analyse en continu des paramètres cinématiques de déplacement et des paramètres physiologiques. De plus, la technologie embarquée bidirectionnelle permet la transmission à distance des données qui peuvent être utilisées afin de déclencher une alerte en cas d'anomalie constatée.

Financement : AAP investissement d'avenir – Esanté en partenariat avec ESPHI

Encadrement : Thèse de d'Amina Rouis (2012-2015) en co encadrant à 50% avec le Pr P. Gorce
Financement Région PACA et thèse de Khairiddine Ben Mansour co-encadrant à 50% avec le Pr. P. Gorce, Financement Région PACA.

10. Références bibliographiques

- Aalto H., Pyykko I., Ilmarinen R., Kahkonen E., Starck J. (1990), Postural stability in shooters. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec.* 52(4), 232-8.
- Ait El Menceur M.O., Pudlo P., Gorce P., Lepoutre F.-X. (2009), An automatic procedure for identifying alternative automobile ingress movements in young and elderly populations with or without prostheses. *Int. J. Indus. Ergo.* 39(6), 966-80.
- Ait El Menceur M.O., Pudlo P., Gorce P., Thévenon A., Lepoutre F.-X. (2008), Alternative movement identification in the automobile ingress and egress for young and elderly population with or without prostheses. *Int. J. Indus. Ergo.* 38(11-12), 1078-87.
- Alberts J.L., Saling M., Stelmach G.E. (2002), Alterations in transport path differentially affect temporal and spatial movement parameters. *Exp Brain Res.* 143(4), 417-25.
- Albrecht I., Haber J., Seidel H.-P. (2003), Construction and animation of anatomically based human hand models. In *Proceedings of the 2003 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation.* Eurographics Association, San Diego, California, 98-109.
- Alexander M.S., Anderson K.D., Biering-Sorensen F., Blight A.R., Brannon R., Bryce T.N., Creasey G., Catz A., Curt A., Donovan W., Ditunno J., Ellaway P., Finnerup N.B., Graves D.E., Haynes B.A., Heinemann A.W., Jackson A.B., Johnston M.V., Kalpakjian C.Z., Kleitman N., Krassioukov A., Krogh K., Lammertse D., Magasi S., Mulcahey M.J., Schurch B., Sherwood A., Steeves J.D., Stiens S., Tulskey D.S., van Hedel H.J., Whiteneck G. (2009), Outcome measures in spinal cord injury: recent assessments and recommendations for future directions. *Spinal Cord.* 47(8), 582-91.
- Alexander R.M. (1997), A minimum energy cost hypothesis for human arm trajectories. *Biological Cybernetics.* 76(2), 97-105.
- Anderson K., Aito S., Atkins M., Biering-Sorensen F., Charlifue S., Curt A., Ditunno J., Glass C., Marino R., Marshall R., Mulcahey M.J., Post M., Savic G., Scivoletto G., Catz A. (2008), Functional recovery measures for spinal cord injury: an evidence-based review for clinical practice and research. *J Spinal Cord Med.* 31(2), 133-44.
- Arampatzis A., Karamanidis K., De Monte G., Stafilidis S., Morey-Klapsing G., Brüggemann G.-P. (2004), Differences between measured and resultant joint moments during voluntary and artificially elicited isometric knee extension contractions. *Clinical Biomechanics.* 19(3), 277-83.
- Arampatzis A., Morey-Klapsing G., Karamanidis K., DeMonte G., Stafilidis S., Brüggemann G.-P. (2005), Differences between measured and resultant joint moments during isometric contractions at the ankle joint. *Journal of Biomechanics.* 38(4), 885-92.
- Argall B.D., Chernova S., Veloso M., Browning B. (2009), A survey of robot learning from demonstration. *Robotics and Autonomous Systems.* 57(5), 469-83.
- Bagesteiro L.B., Sainburg R.L. (2002), Handedness: dominant arm advantages in control of limb dynamics. *J Neurophysiol.* 88(5), 2408-21.
- Bayle B., Fourquet J.Y., Renaud M. (2001), Manipulability analysis for mobile manipulators. *Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics and Automation,* 1251-6.
- Becker M., Kefalea E., Maël E., Von Der Malsburg C., Pagel M., Triesch J., Vorbrüggen J., Würtz R., Zadel S. (1999), GripSee: A Gesture-Controlled Robot for Object Perception and Manipulation. *Autonomous Robots.* 6(2), 203-21.
- Bekey G.A., Liu H., Tomovic R., Karplus W.J. (1993), Knowledge-based control of grasping in robot hands using heuristics from human motor skills. *IEEE Transactions on Robotics and Automation.* 9(6), 709-22.
- Bendahan P. (2006), Analyse biomécanique et simulation du mouvement de préhension en milieu

encombré. *Thèse*, Université de Paris XI;Thèse de doctorat: 259.

- Bendahan P., Gorce P.** (2006), A neural network architecture to learn arm motion planning in grasping tasks with obstacle avoidance. *Robotica*. 24(2), 197-203.
- Bernardin D., Isableu B., Fourcade P., Bardy B.G.** (2005), Differential exploitation of the inertia tensor in multi-joint arm reaching. *Exp Brain Res*. 167(4), 487-95.
- 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 Comput Biol*. 4(10), e1000194.
- Biryukova E.V., Roby-Brami A., Frolov A.A., Mokhtari M.** (2000), Kinematics of human arm reconstructed from spatial tracking system recordings. *J Biomech*. 33(8), 985-95.
- Bonaiuto J., Rosta E., Arbib M.** (2007), Extending the mirror neuron system model, I. Audible actions and invisible grasps. *Biol Cybern*. 96(1), 9-38.
- Bonnefoy A., Louis N., Gorce P.** (2009), Muscle activation during a reach-to-grasp movement in sitting position: influence of the distance. *J Electromyogr Kinesiol*. 19(2), 269-75.
- Borst C., Fischer M., Hirzinger G.** (2002), Calculating hand configurations for precision and pinch grasps. *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 1553-9.
- Bray A., Subanandan A., Isableu B., Ohlmann T., Golding J.F., Gresty M.A.** (2004), We are most aware of our place in the world when about to fall. *Current Biology*. 14(15), R609-R10.
- Buchholz B., Armstrong T.J.** (1992), A kinematic model of the human hand to evaluate its prehensile capabilities. *J Biomech*. 25(2), 149-62.
- Carenzi F., Bendahan P., Roschin V.Y., Frolov A.A., Gorce P., Maier M.A.** (2004), A generic neural network for multi-modal sensorimotor learning. *Neurocomputing*. 58-60(0), 525-33.
- Carmichael M.G., Dikai L.** (2013), Estimating Physical Assistance Need Using a Musculoskeletal Model. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 60(7), 1912-9.
- Chaffin D.B.** (2002), On simulating human reach motions for ergonomics analysis. *Human Factors Ergo. Manufac.* 12(3), 235-47.
- Chaffin D.B., Faraway J.J., Zhang X., Woolley C.** (2000), Stature, Age, and Gender Effects on Reach Motion Postures. *Human Factors*. 42(3), 408-20.
- Chang S.W., Delleman N.J., Wang M.J.** (2010), Approach strategy and working posture in manual hand tool operation. *Hum Mov Sci*. 29(2), 228-42.
- Chateauroux E., Wang X.** (2008), Effects of Age, Gender, and Target Location on Seated Reach Capacity and Posture. In *Human Factors*, Vol. 50, 211-26.
- Chevalot N., Wang X.** (2004), Experimental investigation of the discomfort of arm reaching movements in a seated position. *SAE Transactions, Journal of Aerospace*. 1(270-6).
- Cheze L., Dumas R., Comtet J.J., Rumelhart C., Fayet M.** (2009), A joint coordinate system proposal for the study of the trapeziometacarpal joint kinematics. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 12(3), 277-82.
- Chopp J.N., Fischer S.L., Dickerson C.R.** (2010), The impact of work configuration, target angle and hand force direction on upper extremity muscle activity during sub-maximal overhead work. *Ergonomics*. 53(1), 83-91.
- Coelho J.A., Grupen R.A.** (1997), A control basis for learning multifingered grasps. *Journal of Robotic Systems*. 14(7), 545-57.
- Cooney W.P., Lucca M.J., Chao E.Y., Linscheid R.L.** (1981), The kinesiology of the thumb trapeziometacarpal joint. *J Bone Joint Surg Am*. 63(9), 1371-81.
- Corke P.I.** (1996), A Robotics Toolbox for MATLAB. *IEEE Robotics and Automation Magazine*. 31(1), 24-

- Crago P.E., Memberg W.D., Usey M.K., Keith M.W., Kirsch R.F., Chapman G.J., Katorgi M.A., Perreault E.J.** (1998), An elbow extension neuroprosthesis for individuals with tetraplegia. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 6(1), 1-6.
- Craig C.M., Bourdin C.** (2002), Revisited: the inertia tensor as a proprioceptive invariant in humans. *Neurosci Lett.* 317(2), 106-10.
- Curtis N., Jing X.** (2008), Efficient and effective grasping of novel objects through learning and adapting a knowledge base. *Proceedings of the IEEE/RJSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2252-7.
- Cutkosky M.R.** (1989), On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks. *IEEE Transactions on Robotics and Automation.* 5(3), 269-79.
- de Freitas S.M., Scholz J.P., Stehman A.J.** (2007), Effect of motor planning on use of motor abundance. *Neurosci Lett.* 417(1), 66-71.
- de los Reyes-Guzman A., Gil-Agudo A., Penasco-Martin B., Solis-Mozos M., del Ama-Espinosa A., Perez-Rizo E.** (2010), Kinematic analysis of the daily activity of drinking from a glass in a population with cervical spinal cord injury. *J Neuroeng Rehabil.* 7(41).
- Dean J., Bruwer M.** (1994), Control of human arm movements in two dimensions: paths and joint control in avoiding simple linear obstacles. *Exp Brain Res.* 97(3), 497-514.
- Debicki D.B., Gribble P.L.** (2004), Inter-joint coupling strategy during adaptation to novel viscous loads in human arm movement. *J Neurophysiol.* 92(2), 754-65.
- 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.* 52(4), 981-1020.
- Do M., Romero J., Kjellstrom H., Azad P., Asfour T., Kragic D., Dillmann R.** (2009), Grasp recognition and mapping on humanoid robots. *Proceedings of the 9th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, 465-71.
- Domkin D., Laczko J., Djupsjobacka M., Jaric S., Latash M.L.** (2005), Joint angle variability in 3D bimanual pointing: uncontrolled manifold analysis. *Exp Brain Res.* 163(1), 44-57.
- Domkin D., Laczko J., Jaric S., Johansson H., Latash M.L.** (2002), Structure of joint variability in bimanual pointing tasks. *Exp Brain Res.* 143(1), 11-23.
- Doriot N., Wang X.** (2006), Effects of age and gender on maximum voluntary range of motion of the upper body joints. *Ergonomics.* 49(3), 269-81.
- Doty K.L., Melchiorri C., Schwartz E.M., Bonivento C.** (1995), Robot manipulability. *Robotics and Automation, IEEE Transactions on.* 11(3), 462-8.
- Doya K.** (2000a), Complementary roles of basal ganglia and cerebellum in learning and motor control. *Curr Opin Neurobiol.* 10(6), 732-9.
- Doya K.** (2000b), Reinforcement learning in continuous time and space. *Neural Comput.* 12(1), 219-45.
- Dumas R., Cheze L., Verriest J.P.** (2007), Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *J Biomech.* 40(3), 543-53.
- El-Khoury S., Sahbani A.** (2010), A new strategy combining empirical and analytical approaches for grasping unknown 3D objects. *Robot. Auton. Syst.* 58(5), 497-507.
- El-Khoury S., Sahbani A., Perdereau V.** (2007), Learning the natural grasping component of an unknown object. *Proceedings of the 2007 IEEE/RJSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2957-62.
- El Hafi F., Gorce P.** (1999), Behavioural approach for a bipedal robot stepping motion gait. *Robotica.* 17(5), 491-501.

- Endo Y., Kanai S., Kishinami T., Miyata N., Kouchi M., Mochimaru M.** (2009), Optimization-Based Grasp Posture Generation Method of Digital Hand for Virtual Ergonomic Assessment. *SAE International Journal of Passenger Cars -Electronic and Electrical Systems*. 1(1), 590-8.
- Endo Y., Kanai S., Kishinami T., Miyata N., Kouchi M., Mochmaru M.** (2006), An Application of a Digital Hand to Ergonomic Assessment of Handheld Information Appliances. *SAE Technical Paper 2006-01-2325*.
- Fattal C.** (2004), Motor capacities of upper limbs in tetraplegics: a new scale for the assessment of the results of functional surgery on upper limbs. *Spinal Cord*. 42(2), 80-90.
- Fattal C., They 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. *Ann Readapt Med Phys*. 47(8), 537-45.
- Feix T., Pawlik R., Schmiedmayer H., Romero J., Kragic D.** (2009), A comprehensive grasp taxonomy. *Robotics, Science and Systems: Workshop on Understanding the Human Hand for Advancing Robotic Manipulation*.
- Ferrari C., Canny J.** (1992), Planning optimal grasps. *Proceedings of the 1992 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2290-5
- Ficuciello F., Palli G., Melchiorri C., Siciliano B.** (2011), Experimental evaluation of postural synergies during reach to grasp with the UB hand IV. *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 1775-80.
- Flash T., Hogan N.** (1985), The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *J Neurosci*. 5(7), 1688-703.
- Garrett J.W.** (1971), The adult human hand: some anthropometric and biomechanical considerations. *Hum Factors*. 13(2), 117-31.
- Garrett S.R., Pagano C., Austin G., Turvey M.T.** (1998), Spatial and physical frames of reference in positioning a limb. *Percept Psychophys*. 60(7), 1206-15.
- 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. *Spinal Cord*. 35(5), 308-13.
- Gelfand I.M., Latash M.L.** (1998), On the problem of adequate language in motor control. *Motor Control*. 2(4), 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., Fogassi L., Luppino G., Matelli M., Camarda R., Rizzolatti G.** (1988), Functional organization of inferior area 6 in the macaque monkey. *Experimental Brain Research*. 71(3), 475-90.
- Geronimi M., Gorce P.** (2008), Ageing effects of kinematics in obstructed movement of prehension : influence of obstacle properties. *AMSE journals, modelling, measurement and control*. 69(supp : Handicap 2008), 1-9.
- Geronimi M., Gorce P.** (2007), Biomécanical analysis of the movement of prehension with obstacle : comparative study between elderly subjects and adults. *AMSE journals, modelling, measurement and control*. 67(supp : Handicap 2006), 137-47.
- Gibet S., Héloir A., Courty N., Kamp J.F., Rezzoug N., Gorce P., Multon F., Pelachaud C.** (2006), Virtual Agent for Deaf Signing Gestures. *Journal of the Association for the Advancement of Modelling and Simulation Techniques in Enterprises (Special edition HANDICAP)* 67(0), 127-36.
- Gibson J.J.** (1966), The senses considered as perceptual systems. Houghton Mifflin company, Boston.
- Gil-Agudo A., Del Ama-Espinosa A., Perez-Rizo E., Perez-Nombela S., Crespo-Ruiz B.** (2010a), Shoulder joint kinetics during wheelchair propulsion on a treadmill at two different speeds in

spinal cord injury patients. *Spinal Cord*. 48(4), 290-6.

- Gil-Agudo A., Del Ama-Espinosa A., Perez-Rizo E., Perez-Nombela S., Pablo Rodriguez-Rodriguez L.** (2010b), Upper limb joint kinetics during manual wheelchair propulsion in patients with different levels of spinal cord injury. *J Biomech*. 43(13), 2508-15.
- Goldfeder C., Ciocarlie M., Hao D., Allen P.K.** (2009), The Columbia grasp database. *Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1710-6.
- Gorce P., Bendahan P.** (2005), Bionics solution to learn arm reaching with collision avoidance. *International Journal of Applied Bionics and Biomechanics*. 2(2), 87-96.
- Gorce P., El Hafi F., Coronado J.L.** (2001), Dynamic Control of Walking Cycle with Initiation Process for Humanoid Robot. *Journal of Intelligent and Robotic Systems*. 31(4), 321-37.
- Gorce P., Rezzoug N.** (2005), Grasping posture learning with noisy sensing information for a large scale of multifingered robotic systems. *Journal of Robotic Systems*. 22(12), 711-24.
- Gorce P., Rezzoug N.** (2004), A method to learn hand grasping posture from noisy sensing information. *Robotica*. 22(3), 309-18.
- Gorce P., Villard C., Fontaine J.G.** (1994), Grasping, coordination and optimal force distribution in multifingered mechanisms. *Robotica*. 12(2), 243-51.
- Griffin W.B., Findley R.P., Turner M.L., Cutkosky M.R.** (2000), Calibration and Mapping of a Human Hand for Dexterous Telemanipulation. *ASME IMECE 2000 Conference Haptic Interfaces for Virtual Environments and Teleoperator Systems Symposium*.
- 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. *J Rehabil Res Dev*. 37(4), 423-32.
- Guan Y., Zhang H.** (2003), Kinematic feasibility analysis of 3-D multifingered grasps. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*. 19(3), 507-13.
- Gueguen N., Coyle T., Craig C., Bootsma R., Mouchnino L.** (2004), Is perception of upper body orientation based on the inertia tensor? Normogravity versus microgravity conditions. *Experimental Brain Research*. 156(4), 471-7.
- Gullapalli V.** (1995a), Direct associative reinforcement learning methods for dynamic systems control. *Neurocomputing*. 9(3), 271-92.
- Gullapalli V.** (1995b), Skillful control under uncertainty via direct reinforcement learning. *Robotics and Autonomous Systems*. 15(4), 237-46.
- Gullapalli V.** (1990), A stochastic reinforcement learning algorithm for learning real-valued functions. *Neural Networks*. 3(6), 671-92.
- Gullapalli V., Donahoe J.W., Packard Dorsel V.** (1997), Chapter 16 Reinforcement learning of complex behavior through shaping. *Advances in Psychology*. 121(302-14).
- Hansen C., Venture G., Rezzoug N., Gorce P., Isableu B.** (2014), An individual and dynamic Body Segment Inertial Parameter validation method using ground reaction forces. *Journal of Biomechanics*. 47(7), 1577-81.
- Hanson R.W., Franklin M.R.** (1976), Sexual loss in relation to other functional losses for spinal cord injuries males. *Arch Phys Med Rehabil*. 57(6), 291-3.
- Harris C.M., Wolpert D.M.** (1998), Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature*. 394(6695), 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*. 26(2), 279-88.
- Heloir A., Gibet S.** (2009), A Qualitative and Quantitative Characterisation of Style in Sign Language Gestures. Dans: *Sales Dias M, Gibet S, Wanderley M and Bastos R eds, Gesture-Based Human-*

Computer Interaction and Simulation. Springer Berlin Heidelberg; 5085, 122-33.

- Hirashima M., Ohgane K., Kudo K., Hase K., Ohtsuki T.** (2003), Counteractive relationship between the interaction torque and muscle torque at the wrist is predestined in ball-throwing. *J Neurophysiol.* 90(3), 1449-63.
- Hoffmann G., Laffont I., Hanne-ton 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.* 139(2), 749-65.
- Hogan N., Bizzi E., Mussa-Ivaldi F.A., Flash T.** (1987), Controlling multijoint motor behavior. *Exerc Sport Sci Rev.* 15(153-90).
- Hollerbach M.J., Flash T.** (1982), Dynamic interactions between limb segments during planar arm movement. *Biol Cybern.* 44(1), 67-77.
- Hollister A., Buford W.L., Myers L.M., Giurintano D.J., Novick A.** (1992), The axes of rotation of the thumb carpometacarpal joint. *J Orthop Res.* 10(3), 454-60.
- Hore J., Watts S., Vilis T.** (1992), Constraints on arm position when pointing in three dimensions: Donders' law and the Fick gimbal strategy. *J Neurophysiol.* 68(2), 374-83.
- Iberall T.** (1997), Human Prehension and Dexterous Robot Hands. *The International Journal of Robotics Research.* 16(3), 285-99.
- Iberall T., MacKenzie C.** (1990), Opposition Space and Human Prehension. Dans: *Venkataraman S and Iberall T eds, Dextrous Robot Hands.* Springer New York, 32-54.
- Isableu B., Hansen C., Rezzoug N., Gorce P., Pagano C.C.** (2013), Velocity-dependent changes of rotational axes during the control of unconstrained 3D arm motions depend on initial instruction on limb position. *Hum Mov Sci.* 32(2), 290-300.
- Isableu B., Ohlmann T., Cremieux J., Amblard B.** (2003), Differential approach to strategies of segmental stabilisation in postural control. *Exp Brain Res.* 150(2), 208-21.
- Isableu B., Rezzoug N., Mallet G., Bernardin D., Gorce P., Pagano C.C.** (2009), Velocity-dependent changes of rotational axes in the non-visual control of unconstrained 3D arm motions. *Neuroscience.* 164(4), 1632-47.
- Isableu B., Vuillerme N.** (2006), Differential integration of kinaesthetic signals to postural control. *Exp Brain Res.* 174(4), 763-8.
- Jacquier-Bret J., Faupin A., Rezzoug N., Gorce P.** (2013a), A New Postural Force Production Index to Assess Propulsion Effectiveness During Handcycling. *J Appl Biomech.* 29(6), 798-803.
- Jacquier-Bret J., Gorce P., Rezzoug N.** (2012), The manipulability: a new index for quantifying movement capacities of upper extremity. *Ergonomics.* 55(1), 69-77.
- Jacquier-Bret J., Louis N., Rezzoug N., Gorce P.** (2011), Manipulability of the upper limb during wheelchair propulsion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.* 14(sup1), 87-9.
- Jacquier-Bret J., Rezzoug N., Gorce P.** (2009a), Adaptation of joint flexibility during a reach-to-grasp movement. *Motor Control.* 13(3), 342-61.
- Jacquier-Bret J., Rezzoug N., Gorce P.** (2013b), Effect of spinal cord injury at C6-C7 on global upper-limb coordination during grasping: Manipulability approach. *IRBM.* 34(1), 69-73.
- Jacquier-Bret J., Rezzoug N., Gorce P.** (2008), Synergies during reach-to-grasp: a comparative study between healthy and C6-C7 quadriplegic subjects. *Proceedings of the 2008 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.* 5366-9.
- Jacquier-Bret J., Rezzoug N., Vallier J.M., Tournebise H., Gorce P.** (2009b), Reach to grasp kinematics and EMG analysis of C6 quadriplegic subjects. *Proceedings of the 2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society,* 5934-7.
- 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. *J Electromyogr Kinesiol.* 18(3), 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. *J Electromyogr Kinesiol.* 8(3), 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. *Hum Mov Sci.* 18(6), 819-38.
- Jones L.A.** (1986), Perception of force and weight: theory and research. *Psychol Bull.* 100(1), 29-42.
- Ju Z., Liu H.** (2010), Recognizing Hand Grasp and Manipulation Through Empirical Copula. *International Journal of Social Robotics.* 2(3), 321-8.
- Jung E.S., Kee D., Chung M.K.** (1995), Upper body reach posture prediction for ergonomic evaluation models. *International Journal of Industrial Ergonomics.* 16(2), 95-107.
- Kaelbling L.P., Littmann M.L., Moore A.W.** (1996), Reinforcement Learning: A Survey. *Journal of Artificial Intelligence Research.* 4(0), 237-85.
- Kang S.B., Ikeuchi K.** (1997), Toward automatic robot instruction from perception-mapping human grasps to manipulator grasps. *IEEE Transactions on Robotics and Automation.* 13(1), 81-95.
- Keith M.W., Hoyen H.** (2002), Indications and future directions for upper limb neuroprostheses in tetraplegic patients: a review. *Hand Clinics.* 18(3), 519-28.
- Kerr J., Roth B.** (1986), Analysis of Multifingered Hands. *The International Journal of Robotics Research.* 4(4), 3-17.
- Kingma I., van de Langenberg R., Beek P.J.** (2004), Which mechanical invariants are associated with the perception of length and heaviness of a nonvisible handheld rod? Testing the inertia tensor hypothesis. *J Exp Psychol Hum Percept Perform.* 30(2), 346-54.
- Kjellström H., Romero J., Kragic D.** (2011), Visual object-action recognition: Inferring object affordances from human demonstration. *Computer Vision and Image Understanding.* 115(1), 81-90.
- Komura T., Shinagawa Y., Kunii T.L.** (1999), Calculation and visualization of the dynamic ability of the human body. *The Journal of Visualization and Computer Animation.* 10(2), 57-78.
- Koshland G.F., Galloway J.C., Farley B.** (2005), Novel muscle patterns for reaching after cervical spinal cord injury: a case for motor redundancy. *Exp Brain Res.* 164(2), 133-47.
- Kuperstein M.** (1991), INFANT neural controller for adaptive sensory-motor coordination. *Neural Networks.* 4(2), 131-45.
- Kurazume R., Hasegawa T.** (2006), A new index of serial-link manipulator performance combining dynamic manipulability and manipulating force ellipsoids. *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 22(5), 1022-8.
- 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.* 38(6), 354-62.
- Latash M.L.** (2007), Learning motor synergies by persons with Down syndrome. *J Intellect Disabil Res.* 51(Pt 12), 962-71.
- Latash M.L., Anson J.G.** (2006), Synergies in health and disease: relations to adaptive changes in motor coordination. *Phys Ther.* 86(8), 1151-60.
- Latash M.L., Scholz J.F., Danion F., Schoner G.** (2002a), Finger coordination during discrete and oscillatory force production tasks. *Exp Brain Res.* 146(4), 419-32.
- Latash M.L., Scholz J.P., Schoner G.** (2002b), Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. *Exerc Sport Sci Rev.* 30(1), 26-31.
- Latash M.L., Scholz J.P., Schoner G.** (2007), Toward a new theory of motor synergies. *Motor Control.*

11(3), 276-308.

- Lee C., Yangsheng X.** (1996), Online, interactive learning of gestures for human/robot interfaces. *Proceedings of the 1996 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2982-7.
- Li Z.M., Tang J.** (2007), Coordination of thumb joints during opposition. *J Biomech.* 40(3), 502-10.
- 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. *Exp Brain Res.* 171(2), 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. *Exp Brain Res.* 171(2), 155-73.
- Linde Y., Buzo A., Gray R.M.** (1980), An Algorithm for Vector Quantizer Design. *IEEE Transactions on Communications.* 28(1), 84-95.
- Mansouri I., Ouali M.** (2009), A new homogeneous manipulability measure of robot manipulators, based on power concept. *Mechatronics.* 19(6), 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. *Arch Phys Med Rehabil.* 76(5), 426-32.
- Maurel W., Thalmann D.** (2000), Human shoulder modeling including scapulothoracic constraint and joint sinus cones. *Comput. Graph.* 24(2), 203-18.
- Maynard F.M., Jr., Bracken M.B., Creasey G., Ditunno J.F., Jr., Donovan W.H., Ducker T.B., Garber S.L., Marino R.J., Stover S.L., Tator C.H., Waters R.L., Wilberger J.E., Young W.** (1997), International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. American Spinal Injury Association. *Spinal Cord.* 35(5), 266-74.
- Memberg W.D., Crago P.E., Keith M.W.** (2003), Restoration of elbow extension via functional electrical stimulation in individuals with tetraplegia. *J Rehabil Res Dev.* 40(6), 477-86.
- 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. *J Biomech.* 32(6), 629-33.
- Miller A.T., Allen P.K.** (1999), Examples of 3D grasp quality computations. *Proceedings of the 1999 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1240-6.
- Miller A.T., Allen P.K.** (2004), Graspit! A versatile simulator for robotic grasping. *IEEE Robotics & Automation Magazine.* 11(4), 110-22.
- Mirtich B., Canny J.** (1994), Easily computable optimum grasps in 2-D and 3-D. *Proceedings of the 1994 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 739-47.
- Mogk J.P.M., Goehler C.M., Hu X., Riley Z.A.** (2009), Should the neural-mechanical behaviour of a muscle be coupled or co-vary? *The Journal of Physiology.* 587(13), 3065-6.
- Montague P.R., Dayan P., Sejnowski T.J.** (1996), A framework for mesencephalic dopamine systems based on predictive Hebbian learning. *J Neurosci.* 16(5), 1936-47.
- Moussa M.A., Kamel M.S.** (1998), An experimental approach to robotic grasping using a connectionist architecture and generic grasping functions. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C: Applications and Reviews.* 28(2), 239-53.
- Mulcahey M.J., Hutchinson D., Kozin S.** (2007), Assessment of upper limb in tetraplegia: considerations in evaluation and outcomes research. *J Rehabil Res Dev.* 44(1), 91-102.
- 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., Nagai K., Yoshikawa T.** (1989), Dynamics and Stability in Coordination of Multiple Robotic Mechanisms. *The International Journal of Robotics Research.* 8(2), 44-61.

- Napier J.R.** (1956), The prehensile movements of the human hand. *J Bone Joint Surg Br.* 38-B(4), 902-13.
- Newell K.M., van Emmerik R.E.A.** (1989), The acquisition of coordination: Preliminary analysis of learning to write. *Human Movement Science.* 8(17-32).
- Nguyen V.D.** (1986a), Constructing force-closure grasps. *Proceedings of the 1986 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1368-73.
- Nguyen V.D.** (1987), Constructing force-closure grasps in 3D. *Proceedings of 1987 IEEE International Conference on Robotics and Automation* 240-5.
- Nguyen V.D.** (1986b), The synthesis of stable grasps in the plane. *Proceedings of the 1986 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 884-9.
- O'Brien J., Bodenheimer R., Brostow G., Hodgins J.** (2000), Automatic joint parameter estimation from magnetic motion capture data. *Graphics Interface*, 53-60.
- Oshima T., Fujikawa T., Kameyama O., Kumamoto M.** (2000), Robotic analyses of output force distribution developed by human limbs. *Proceedings. 9th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication, RO-MAN* 229-34.
- Oyama E., Agah A., MacDorman K.F., Maeda T., Tachi S.** (2001a), A modular neural network architecture for inverse kinematics model learning. *Neurocomputing.* 38-40(0), 797-805.
- Oyama E., Nak Young C., Agah A., Maeda T.** (2001b), Inverse kinematics learning by modular architecture neural networks with performance prediction networks. *Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics and Automation* 1006-12.
- Oztop E., Arbib M.A.** (2002), Schema design and implementation of the grasp-related mirror neuron system. *Biol Cybern.* 87(2), 116-40.
- Oztop E., Bradley N.S., Arbib M.A.** (2004), Infant grasp learning: a computational model. *Exp Brain Res.* 158(4), 480-503.
- Pagano C.C.** (2000), The role of the inertia tensor in kinesthesia. *Crit Rev Biomed Eng.* 28(1-2), 231-6.
- Pagano C.C., Turvey M.T.** (1998), Eigenvectors of the Inertia Tensor and Perceiving the Orientations of Limbs and Objects. *Journal of Applied Biomechanics.* 14(4), 331 – 59.
- Pagano C.C., Turvey M.T.** (1995), The inertia tensor as a basis for the perception of limb orientation. *J Exp Psychol Hum Percept Perform.* 21(5), 1070-87.
- Park W., Chaffin D.B., Martin B.J.** (2004), Toward Memory-Based Human Motion Simulation: Development and Validation of a Motion Modification Algorithm. *IEEE Trans Syst Man Cyb Part A: Syst Human.* 34(3).
- Park W., Martin B.J., Choe S., Chaffin D.B., Reed M.P.** (2005), Representing and identifying alternative movement techniques for goal-directed manual tasks. *Journal of Biomechanics.* 38(3), 519-27.
- Park W., Singh D., Martin B.J.** (2006), A memory-based model for planning target reach postures in the presence of obstructions. *Ergonomics.* 49(15), 1565 - 80.
- Pedreño-molina J.L., Molina-vilaplana J., Lopez-coronado J., Gorce P.** (2005), A modular neural network linking Hyper RBF and AVITE models for reaching moving objects. *Robotica.* 23(5), 625-33.
- Pellionisz A., Llinas R.** (1985), Tensor network theory of the metaorganization of functional geometries in the central nervous system. *Neuroscience.* 16(2), 245-73.
- Pelossos R., Miller A., Allen P., Jebara T.** (2004), An SVM learning approach to robotic grasping. *Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation, ICRA 2004*, 3512-8.
- Perrouin-Verbe B., Rome J., Touchais S.** (2008), Chirurgie de réanimation du membre supérieur du tétraplégique : quelle évaluation ? *Lett Med Phys Readapt.* 24(0), 99-102.
- Peterson G.B.** (2004), A day of great illumination: B. F. Skinner's discovery of shaping. *J Exp Anal Behav.*

82(3), 317-28.

- Pieron A.P.** (1973), The mechanism of the first carpometacarpal (CMC) joint. An anatomical and mechanical analysis. *Acta Orthop Scand Suppl.* 148(1-104).
- Pook P.K., Ballard D.H.** (1993), Recognizing teleoperated manipulations. *Proceedings of the 1993 IEEE International Conference on Robotics and Automation* 578-85.
- Popovic M.B.** (2003), Control of neural prostheses for grasping and reaching. *Med Eng Phys.* 25(1), 41-50.
- Pudlo 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, . *Int. J Vehicle Design.* 51(3/4.), 341-58.
- Reft J., Hasan Z.** (2002), Trajectories of target reaching arm movements in individuals with spinal cord injury: effect of external trunk support. *Spinal Cord.* 40(4), 186-91.
- Reisman D.S., Scholz J.P.** (2003), Aspects of joint coordination are preserved during pointing in persons with post-stroke hemiparesis. *Brain.* 126(Pt 11), 2510-27.
- Reisman D.S., Scholz J.P.** (2006), Workspace location influences joint coordination during reaching in post-stroke hemiparesis. *Exp Brain Res.* 170(2), 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.* 41(8), 435-45.
- Rezzoug N., Gorce P.** (2003), A biocybernetic method to learn hand grasping posture. *Kybernetes.* 32(4), 478-90.
- Rezzoug N., Gorce P.** (2001), A neural network architecture to learn hand posture definition. *Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, 3013-8.
- Rezzoug N., Gorce P.** (2008), Prediction of fingers posture using artificial neural networks. *J Biomech.* 41(12), 2743-9.
- Rezzoug N., Gorce P.** (2009), A reinforcement learning based neural network architecture for obstacle avoidance in multi-fingered grasp synthesis. *Neurocomputing.* 72(4-6), 1229-41.
- Rezzoug N., Gorce P.** (2006), Upper-limb posture definition during grasping with task et environment constraints. *Lecture Notes in Computer Science / Artificial Intelligence.* 3881(0), 212-23.
- Rezzoug N., Gorce P., Heloir A., Gibet S., Courty N., Kamp J.F., Multon F., Pelachaud C.** (2006), Virtual humanoids endowed with expressive communication gestures : the HuGEx project. *Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, 4445-50.
- Rezzoug N., Jacquier-Bret J., Gorce P.** (2013), Joint intra-individual variability simulation based on UCM hypothesis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 16 Suppl 1(75-7).
- Rezzoug N., Jacquier-Bret J., Gorce P.** (2010), A method for estimating three-dimensional human arm movement with two electromagnetic sensors. *Comput Meth Biomech Biomed Eng.* 13(6), 663 - 8.
- Rezzoug N., Jacquier-Bret J., Hernandez V., Gorce P.** (2012a), Application of robotic indices to evaluate human upper-limb force capacities. *IECON 2012 - 38th Annual Conference on IEEE Industrial Electronics Society*, 5568-73.
- Rezzoug N., Jacquier-Bret J., Hernandez V., Gorce P.** (2012b), Biomechanical versus robotic indices to assess isometric force generation capabilities. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 15 (Suppl 1), 153-5.
- Riley M.A., Pagano C.C.** (2003), Inertial Eigenvectors Play a Role in Proprioception: Comment on Craig and Bourdin (2002). *Ecological Psychology.* 15(3), 229-40.
- Riley M.A., Shaw T.H., Pagano C.C.** (2005), Role of the inertial eigenvectors in proprioception near the limits of arm adduction range of motion. *Human Movement Science.* 24(2), 171-83.

- Riley M.A., Turvey M.T.** (2001), Inertial constraints on limb proprioception are independent of visual calibration. *J Exp Psychol Hum Percept Perform.* 27(2), 438-55.
- Romero J., Feix T., Kjellström H., Kragic D.** (2010), Understanding Manifolds of Grasping Actions.
- Romero J., Kjellström H., Kragic D.** (2008), Human-to-robot mapping of grasps. *Proceedings of the 2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, WS on Grasp and Task Learning by Imitation.*
- Romero J., Kjellström H., Kragic D.** (2009), Modeling and evaluation of human-to-robot mapping of grasps. *Proceedings of the International Conference on Advanced Robotics. ICAR 2009.*, 1-6.
- Rosenbaum D.A., Loukopoulos L.D., Meulenbroek R.G., Vaughan J., Engelbrecht S.E.** (1995), Planning reaches by evaluating stored postures. *Psychol Rev.* 102(1), 28-67.
- Rosenbaum D.A., Meulenbroek R.G., Vaughan J., Jansen C.** (1999), Coordination of reaching and grasping by capitalizing on obstacle avoidance and other constraints. *Exp Brain Res.* 128(1-2), 92-100.
- Rosenbaum D.A., Meulenbroek R.J., Vaughan J., Jansen C.** (2001), Posture-based motion planning: applications to grasping. *Psychol Rev.* 108(4), 709-34.
- Sabes P.N.** (1996), The planning of visually guided arm movements: feedback perturbation and obstacle avoidance studies. *PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology.*
- Sabes P.N., Jordan M.I.** (1997), Obstacle avoidance and a perturbation sensitivity model for motor planning. *J Neurosci.* 17(18), 7119-28.
- Sahbani A., El-Khoury S., Bidaud P.** (2012), An overview of 3D object grasp synthesis algorithms. *Robot. Auton. Syst.* 60(3), 326-36.
- Sainburg R.L.** (2002), Evidence for a dynamic-dominance hypothesis of handedness. *Exp Brain Res.* 142(2), 241-58.
- Sainburg R.L., Ghilardi M.F., Poizner H., Ghez C.** (1995), Control of limb dynamics in normal subjects and patients without proprioception. *J Neurophysiol.* 73(2), 820-35.
- Sainburg R.L., Kalakanis D.** (2000), Differences in control of limb dynamics during dominant and nondominant arm reaching. *J Neurophysiol.* 83(5), 2661-75.
- Saito F., Nagata K.** (1999), Interpretation of grasp and manipulation based on grasping surfaces. *Robotics and Automation, 1999. Proceedings. 1999 IEEE International Conference on*, 1247-54 vol.2.
- Saling M., Alberts J., Stelmach G.E., Bloedel J.R.** (1998), Reach-to-grasp movements during obstacle avoidance. *Exp Brain Res.* 118(2), 251-8.
- Saling M., Stelmach G.E., Mescheriakov S., Berger M.** (1996), Prehension with trunk assisted reaching. *Behav Brain Res.* 80(1-2), 153-60.
- Sancho-Bru J.L., Pérez-González A., Vergara-Monedero M., Giurintano D.** (2001), A 3-D dynamic model of human finger for studying free movements. *J Biomech.* 34(11), 1491-500.
- Sancho-Bru J.L., Perez-Gonzalez A., Vergara M., Giurintano D.J.** (2003), A 3D biomechanical model of the hand for power grip. *Journal of Biomechanical Engineering.* 125(1), 6.
- Sasaki M., Iwami T., Miyawaki K., Sato I., Obinata G., Dutta A.** (2011), Higher Dimensional Spatial Expression of Upper Limb Manipulation Ability Based on Human Joint Torque Characteristics. Dans: *Lazjnica A and Kawai H eds, Manipulators New Achievements.* INTECH Open Access Publisher.
- Savescu A.V., Chèze L., Wang X., Beurier G., Verriest J-P V.-., , 270-276** (2004), A 25 Degrees of Freedom Hand Geometrical Model for Better Hand Attitude Simulation. *SAE Transactions Journal of Aerospace.* 113(1-2004-01-2196), 270-6.
- Scholz J.P., Reisman D., Schoner G.** (2001), Effects of varying task constraints on solutions to joint coordination in a sit-to-stand task. *Exp Brain Res.* 141(4), 485-500.

- Scholz J.P., Schoner G.** (1999), The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Exp Brain Res.* 126(3), 289-306.
- Scholz J.P., Schoner G., Latash M.L.** (2000), Identifying the control structure of multijoint coordination during pistol shooting. *Exp Brain Res.* 135(3), 382-404.
- Schöner G.** (1995), Recent developments and problems in human movement science and their conceptual implications. *Ecol Psychol Bull.* 8(291-314).
- Schultz W.** (1997), Dopamine neurons and their role in reward mechanisms. *Curr Opin Neurobiol.* 7(2), 191-7.
- Schultz W.** (1998), The phasic reward signal of primate dopamine neurons. *Adv Pharmacol.* 42(686-90).
- Schultz W., Dayan P., Montague P.R.** (1997), A neural substrate of prediction and reward. *Science.* 275(5306), 1593-9.
- 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. *J Electromyogr Kinesiol.* 8(1), 23-34.
- Senk M., Cheze L.** (2006), Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 21 Suppl 1(S3-8).
- Simmons G., Demiris Y.** (2005), Optimal robot arm control using the minimum variance model. *J Rob Syst* 22(11), 677-90.
- Skinner B.F.** (1938), *The Behavior of Organisms: An Experimental Analysis.* D Appleton century, New York, .
- Snoek G.J., MJ I.J., Hermens H.J., Maxwell D., Biering-Sorensen F.** (2004), Survey of the needs of patients with spinal cord injury: impact and priority for improvement in hand function in tetraplegics. *Spinal Cord.* 42(9), 526-32.
- Solomon H.Y., Turvey M.T.** (1988), Haptically perceiving the distances reachable with hand-held objects. *J Exp Psychol Hum Percept Perform.* 14(3), 404-27.
- Suri R.E., Schultz W.** (1998), Learning of sequential movements by neural network model with dopamine-like reinforcement signal. *Exp Brain Res.* 121(3), 350-4.
- Sutton R.S.** (1988), Learning to predict by the methods of temporal differences. *Machine Learning.* 3(1), 9-44.
- Taha Z., Brown R., Wright D.** (1997), Modelling and simulation of the hand grasping using neural networks. *Medical Engineering & Physics.* 19(6), 536-8.
- Tanaka H., Tai M., Qian N.** (2004), Different predictions by the minimum variance and minimum torque-change models on the skewness of movement velocity profiles. *Neural Comput.* 16(10), 2021-40.
- Todorov E.** (2004), Optimality principles in sensorimotor control. *Nat Neurosci.* 7(9), 907-15.
- Todorov E.** (2005), Stochastic optimal control and estimation methods adapted to the noise characteristics of sensorimotor system. *Neural Computation.* 17 (5), 1084-108.
- Todorov E., Jordan M.I.** (2002), Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nat Neurosci.* 5(11), 1226-35.
- Tolani D., Goswami A., Badler N.I.** (2000), Real-time inverse kinematics techniques for anthropomorphic limbs. *Graphical models.* 62(5), 353-88.
- Tomovic R., Bekey G.A., Karplus W.J.** (1987), A strategy for grasp synthesis with multifingered robot hands. *Robotics and Automation. Proceedings. 1987 IEEE International Conference on,* 83-9.
- Tsang W., Singh K., Fiume E.** (2005), Helping hand: an anatomically accurate inverse dynamics solution for unconstrained hand motion. In *Proceedings of the 2005 ACM SIGGRAPH/Eurographics*

symposium on Computer animation. ACM, Los Angeles, California, 319-28.

- Tseng Y., Scholz J.P., Schoner G.** (2002), Goal-equivalent joint coordination in pointing: affect of vision and arm dominance. *Motor Control*. 6(2), 183-207.
- Tseng Y.W., Scholz J.P., Schoner G., Hotchkiss L.** (2003), Effect of accuracy constraint on joint coordination during pointing movements. *Exp Brain Res*. 149(3), 276-88.
- Uno Y., Fukumura N., Suzuki R., Kawato M.** (1995), A computational model for recognizing objects and planning hand shapes in grasping movements. *Neural Networks*. 8(6), 839-51.
- Uno Y., Kawato M., Suzuki R.** (1989), Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. Minimum torque-change model. *Biol Cybern*. 61(2), 89-101.
- Valero-Cuevas F.J.** (2009), A mathematical approach to the mechanical capabilities of limbs and fingers. *Adv Exp Med Biol*. 629(0), 619-33.
- van de Langenberg R., Kingma I., Beek P.** (2007), Perception of limb orientation in the vertical plane depends on center of mass rather than inertial eigenvectors. *Exp Brain Res*. 180(4), 595-607.
- van de Langenberg R., Kingma I., Beek P.J.** (2008), The perception of limb orientation depends on the center of mass. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*. 34(3), 624-39.
- van der Woude L.H., Veeger H.E., Dallmeijer A.J., Janssen T.W., Rozendaal L.A.** (2001), Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. *Med Eng Phys*. 23(10), 713-33.
- 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 psychol* 73(2), 171-90.
- van Tuijl J.H., Janssen-Potten Y.J., Seelen H.A.** (2002), Evaluation of upper extremity motor function tests in tetraplegics. *Spinal Cord*. 40(2), 51-64.
- Viviani P., Flash T.** (1995), Minimum-jerk, two-thirds power law, and isochrony: converging approaches to movement planning. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*. 21(1), 32-53.
- Wang J., Stelmach G.E.** (2001), Spatial and temporal control of trunk-assisted prehensile actions. *Exp Brain Res*. 136(2), 231-40.
- Wang X.** (1999), A behavior-based inverse kinematics algorithm to predict arm prehension postures for computer-aided ergonomic evaluation. *J Biomech*. 32(5), 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. . *SAE paper*. 2005-01-2743.(
- Watkins C.J.C.H.** (1989), Learning from delayed rewards. *Thèse*, University of Cambridge;Ph.D.: 241.
- Wheeler D.S., Fagg A.H., Grupen R.A.** (2002), Learning prospective pick and place behavior. *Proceedings of the 2nd International Conference on Development and Learning* 197-202.
- Withagen R., Michaels C.F.** (2005), The role of feedback information for calibration and attunement in perceiving length by dynamic touch. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*. 31(6), 1379-90.
- Wren D., Fisher R.B.** (1995), Dextrous hand grasping strategies using preshapes and digit trajectories. *Proceedings of the 1995 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, 910-5.
- 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. *J Biomech*. 38(5), 981-92.
- Yang J.F., Scholz J.P.** (2005), Learning a throwing task is associated with differential changes in the use

of motor abundance. *Exp Brain Res.* 163(2), 137-58.

Yokogawa R., Hara K. (2004), Manipulabilities of the Index Finger and Thumb in Three Tip-Pinch Postures. *J. Biomech. Eng.* 126(2), 212-9.

Yoshikawa T. (1985a), Dynamic manipulability of robot manipulators. *Journal of Robotic Systems.* 2(1), 113–24.

Yoshikawa T. (1985b), Manipulability of Robotic Mechanisms. *The International Journal of Robotics Research.* 4(2), 3-9.

Zerby S.A., Herbison G.J., Marino R.J., Cohen M.E., Schmidt R.R. (1994), Elbow extension using the anterior deltoids and the upper pectorals. *Muscle Nerve.* 17(12), 1472-4.

Zollo L., Guglielmelli E., Teti G., Laschi C., Eskiizmirli S., Carenzi F., Bendahan P., Gorce P., Maier M.A., Burnod Y., Dario P. (2005), A Bio-inspired Neuro-Controller for an Anthropomorphic Head-Arm Robotic System. *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 12-7.

Résumé

La préhension et les mouvements du membre supérieur occupent une place de choix dans le répertoire des mouvements intentionnels dirigés vers un but. De ce fait, ils sont associés à un champ d'applications très important dans les domaines de la biomécanique, de la rééducation, de l'ergonomie assistée par ordinateur, de la robotique ou de l'animation. Aussi, leur étude et leur simulation chez le sujet jeune, adulte, âgé, valide ou atteint d'une déficience motrice permet d'apporter des éléments de réponse à des questions scientifiques importantes concernant le contrôle du mouvement et notamment la gestion de la redondance motrice par le système nerveux central (SNC). C'est dans ce double contexte applicatif et plus fondamental que se situent les travaux décrits dans ce mémoire. Plus précisément, notre démarche a consisté à exploiter les outils de modélisation de la biomécanique, de la robotique et des réseaux de neurones, afin de développer des outils et méthodologies pour :

- la proposition d'outils de simulation du mouvement humain basés sur les principes de contrôle par le SNC intégrant notamment la notion d'apprentissage et de variabilité intra-individuelle.
- Une meilleure compréhension de la motricité humaine et de la coordination motrice par le SNC chez des sujets valides ou atteints de pathologies par la quantification d'indices biomécaniques globaux caractérisant l'utilisation de l'ensemble des degrés de liberté des segments du membre supérieur. Ces indices peuvent conduire à une meilleure évaluation de la motricité de patients et ainsi contribuer à l'amélioration des protocoles de rééducation ainsi qu'à l'optimisation du mouvement ou de l'environnement dans le cadre d'applications en ergonomie.

Summary

Prehension and upper-limb movements are of paramount importance in the repertoire of goal directed movements. As such, they are associated to a wide range of applications in biomechanics, rehabilitation, computer assisted ergonomics, robotics or animation. Moreover, their study and simulation in different populations such as young, middle aged, and elderly people or persons that suffer from a pathology allow to gain insight into human movement control and motor redundancy. The presented researches concern both fields. More precisely the tools of biomechanics, robotics and neural networks have been used to:

- Propose human movement and posture simulation tools based on motor control principles that integrate learning and intra-individual variability,
- Better understand the human motricity and coordination of able bodied subjects as well as persons with a motor deficiency. The methodology is based on the use global biomechanical indices that characterize the whole upper-limb degrees of freedom implication.