



Contributions à l'exploitation d'exosquelettes actifs pour la rééducation neuromotrice

Nathanaël Jarrassé

► To cite this version:

Nathanaël Jarrassé. Contributions à l'exploitation d'exosquelettes actifs pour la rééducation neuromotrice. Automatique / Robotique. Université Pierre et Marie Curie - Paris VI, 2010. Français. NNT: . tel-00641079

HAL Id: tel-00641079

<https://theses.hal.science/tel-00641079>

Submitted on 14 Nov 2011

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.

UNIVERSITÉ PIERRE ET MARIE CURIE - PARIS VI

ÉCOLE DOCTORALE SMAER

SCIENCES MECANIKES, ACOUSTIQUE,
ELECTRONIQUE ET ROBOTIQUE

T H È S E

pour obtenir le titre de

Docteur en Sciences

de l'Université Pierre et Marie Curie

Mention : Mécanique

Spécialité : Robotique

Présentée et soutenue par

Nathanaël JARRASSÉ

**Contributions à l'exploitation
d'exosquelettes actifs pour la
rééducation neuromotrice**

Thèse préparée à l'Institut des Systèmes Intelligents et de
Robotique (ISIR)

soutenue le 22 septembre 2010

Jury :

<i>Rapporteurs :</i>	E. DOMBRE	<i>Directeur de Recherche CNRS, LIRMM</i>
	P. WENGER	<i>Directeur de Recherche CNRS, IRCCyN</i>
<i>Directeur :</i>	G. MOREL	<i>Professeur, ISIR</i>
<i>Examineurs :</i>	V. HAYWARD	<i>Professeur, ISIR</i>
	E. BURDET	<i>Professeur, Imperial College London</i>
	A. ROBY-BRAMI	<i>Directeur de recherche INSERM, LNP</i>

Sommaire

Introduction	1
1 Contexte et objectifs	3
1.1 Rééducation neuromotrice du membre supérieur	4
1.1.1 Le membre supérieur humain	4
1.1.2 Symptômes de l'hémiplégie	7
1.1.3 Traitements neurophysiques traditionnels	10
1.2 État de l'art des robots existants	14
1.2.1 La robotique de rééducation	15
1.2.2 Les robots type "Manipulandum"	16
1.2.3 Les systèmes robotisés multi-contacts	19
1.3 État de l'art des modes de rééducation existants	26
1.3.1 Les méthodes de rééducation par l'assistance	26
1.3.2 Les méthodes de rééducation par perturbation et augmenta- tion de l'erreur	27
1.4 État de l'art des études cliniques existantes	29
1.4.1 Études cliniques recensées	29
1.4.2 Analyse critique des résultats cliniques en rééducation robotisée	34
1.5 Conclusion : besoins identifiés et travaux entrepris	35
2 L'exosquelette ABLE et ses capacités d'interactions	39
2.1 L'exosquelette ABLE du CEA-List	39
2.1.1 Cinématique et actionnement	39
2.1.2 Modélisation et identification	44
2.2 Mise en place de contrôleurs élémentaires	48
2.2.1 Architecture	49
2.2.2 Commande en boucle ouverte	49
2.2.3 Asservissement de position	50
2.3 Évaluation des capacités d'interaction en mode passif	52
2.4 Évaluation des capacités d'interaction en mode actif	53
2.4.1 Description générale des expérimentations	53
2.4.2 Mesures	54
2.4.3 Applications à l'exosquelette ABLE	61
2.5 Analyse des résultats et conclusion	68
3 Étude du couplage mécanique Homme-Exosquelette	71
3.1 Le couplage multi-contacts Homme Exosquelette	71
3.1.1 Le problème de la complexité de la cinématique humaine . .	71
3.1.2 Résoudre le problème de la compatibilité biomécanique . . .	73
3.1.3 Étude des phénomènes d'hyperstaticité dans le couplage . . .	76

3.2	Une méthode dédiée à la conception des fixations d'un exosquelette sur un membre humain	76
3.2.1	Formulation du problème	77
3.2.2	Conditions nécessaires et suffisantes pour prévenir l'hyperstaticité (conditions sur le rang des espaces des torseurs cinématiques)	79
3.2.3	Démonstration de la propriété d'isostaticité globale	80
3.2.4	Conditions sur les connectivités	82
3.2.5	Analyse de la mobilité du membre humain	84
3.2.6	Choix des degrés de liberté passifs adaptés aux fixations	85
3.3	Applications à l'exosquelette ABLE	89
3.3.1	Application de la méthode	89
3.3.2	Analyse des singularités de l'exosquelette ABLE équipé des deux mécanismes passifs de fixations	93
3.3.3	Réalisation des fixations	98
3.4	Évaluations expérimentales	100
3.4.1	Validation préliminaire sur banc d'essai	101
3.4.2	Évaluation de l'apport des fixations en mode passif avec mannequin	103
3.4.3	Application de la méthode d'évaluation des performances à l'exosquelette ABLE équipé des fixations isostatiques	105
3.5	Conclusions	112
4	Étude de la commande en mode actif	113
4.1	Commande pour la transparence	114
4.1.1	Commande en effort	114
4.1.2	Exploitation d'un modèle de mouvements du bras	115
4.2	Contrôleur mixte force et position	118
4.2.1	Le contrôleur mixte	119
4.2.2	Mise en œuvre sur l'exosquelette ABLE	121
4.3	Évaluation des performances en comanipulation	127
4.3.1	Trajectoires du point de travail : PI_1 à PI_4	128
4.3.2	Analyse des rotations articulaires : PI_5 à PI_7	129
4.3.3	Analyse des forces d'interaction PI_8 et PI_9	131
4.4	Conclusions	133
	Conclusion	135
	Liste des publications	137
	Annexes	138
A	Modélisation, identification de ABLE	139
A.1	Modélisation géométrique	139

B	Reconstruction des angles anatomiques : cas général	141
B.1	Cinématique du bras	141
B.1.1	Définition du paramétrage	141
B.1.2	Reconstruction des paramètres à partir des données CODAmotion®	143
B.2	Définition des relations entre les paramètres articulaires du robot et les rotations instantanées du bras humain.	144
C	Reconstruction des angles anatomiques avec les fixations	147
C.1	Identifications préalables	147
C.2	Reconstruction des axes du membre supérieur	148
C.3	Détermination des trajectoires des points de fixation du robot	149
D	Évaluations préliminaires du contrôleur mixte sur manipulandum	151
D.1	Dispositif expérimental pour la comanipulation plane	151
D.2	Résultats des évaluations de transparence	154
E	Dispositifs de rééducation du membre supérieur	161

Introduction

Il existe actuellement un besoin prégnant de nouveaux moyens techniques pour la rééducation neuromotrice de patients atteints d'hémiplégie. Les technologies récentes en robotique et en réalité virtuelle sont autant d'opportunités de commencer plus tôt et d'intensifier le traitement, de répondre à l'augmentation du nombre de patients qui engorgent les services de soins, d'abaisser les coûts et surtout de mettre en place de nouvelles approches de rééducation plus efficaces et mieux fondées scientifiquement que les thérapies actuelles, largement basées sur des observations empiriques.

Alors que le domaine de recherche est florissant, de nombreuses études sont limitées à un développement technologique immédiatement suivi d'essais pilotes avec des sujets sains ou des patients, sur la base desquels il est difficile d'évaluer l'apport médical de la robotique. Au contraire, le parti pris de cette thèse est de proposer un travail en amont de l'application, en essayant de caractériser les besoins médicaux, d'exploiter au mieux les connaissances sur le contrôle moteur et la physiologie, d'étayer les propositions techniques et d'en évaluer l'apport avec soin. L'objectif n'est donc pas de concevoir un robot pour la rééducation, mais d'améliorer la compréhension des phénomènes d'interaction physique homme-robot pour établir des bases solides en vue du déploiement de la robotique dans le domaine de la rééducation. En particulier, une des capacités essentielles que les robots doivent offrir dans ce cadre est l'application d'efforts finement maîtrisés, distribués le long des membres du patient, lors de la réalisation des mouvements constitutifs des exercices de thérapie physique. De ce fait, nos recherches ont poursuivi deux objectifs :

- la mise au point de dispositifs multi-contacts, tels que des exosquelettes, pouvant interagir avec le sujet en plusieurs zones des organes moteurs ;
- l'optimisation de la transparence de la machine, c'est-à-dire sa capacité à ne pas exercer d'efforts résistants lorsque cela est requis.

L'objectif de cette thèse est donc de proposer de nouveaux outils et méthodes dédiés à l'optimisation de la transmission d'efforts entre un exosquelette et un sujet humain, afin notamment d'améliorer la transparence. Cette recherche de la transparence peut se faire en suivant plusieurs voies, celle de la conception bien sûr, mais aussi celle de la commande, en particulier en exploitant des connaissances a priori sur les caractéristiques des mouvements humains, des exercices réalisés et des pathologies adressées.

Nous avons choisi comme point de départ de ce travail un système robotisé existant, avec pour objectif de le préparer à une exploitation pour des applications de rééducation. Ce système est un exosquelette de bras à 4 degrés de liberté actifs, appelé ABLE et conçu par le CEA-LIST (cf. Fig. 1).

Partant de ce dispositif, dont les caractéristiques mécaniques sont excellentes en termes de réversibilité et de capacité motrices, nous avons cherché à *améliorer* son comportement en vue d'une exploitation pour la rééducation neuromotrice, avec le



FIGURE 1 – Vue de l'exosquelette ABLE du CEA-List

souci constant de caractériser les problèmes rencontrés et de proposer des solutions génériques. Se sont alors posées de nombreuses questions qui sont souvent négligées, voire occultées dans la littérature de ce domaine : comment contrôler les efforts dans un système exosquelettique et quels sont les efforts contrôlables ? Comment attacher le patient à l'exosquelette, sachant que leurs cinématiques diffèrent ? Comment, même, évaluer la qualité de l'interaction entre l'exosquelette et le sujet auquel il est attaché, condition sine qua non à la validation des propositions techniques ?

Ces questions, nous avons tenté d'y répondre en apportant des contributions qui se situent dans le domaine de la conception mécanique et de la commande, mais aussi de l'étude et de la caractérisation des mouvements.

Nous avons mené ce travail dans le cadre d'un projet collaboratif soutenu par l'Agence Nationale de la Recherche, appelé Brahma (BioRobotics for Assisting Human MANipulation), regroupant des roboticiens, des cliniciens et des chercheurs en neurosciences du mouvement. Il apparaît en effet que les objectifs fixés ne peuvent être atteints que par la réunion de connaissances dans chacun de ces domaines, ce à quoi nous espérons que le présent document contribue.

Le document commence par un état de l'art du domaine de la rééducation neuromotrice assistée par robots (chapitre 1) qui permet de motiver et de situer les trois contributions principales de notre travail : la première concerne l'évaluation (chapitre 2) ; la seconde, le couplage mécanique homme-exosquelette (chapitre 3) ; la dernière, la commande (chapitre 4).

Contexte et objectifs : rééducation du membre supérieur et robotique

Dans le cadre de cette thèse et du projet BRAHMA (BioRobotics for Assisting Human MANipulation, projet ANR PSI-ROB 2006), nous avons travaillé sur l'application des techniques de la robotique à la rééducation neuromotrice, en considérant plus particulièrement un type de déficience largement répandu, dont le nombre de cas ne cesse d'augmenter. Il s'agit de l'hémiplégie, dont le traitement a été le théâtre expérimental des premières tentatives de rééducations robotisées. Ce handicap n'est pas un trouble du système musculo-squelettique mais un défaut de la commande motrice. On parle de déficience neuro-motrice. Les procédures de rééducation qui sont constituées d'un programme évolutif d'exercices moteurs sous des contraintes éventuellement exercées par des appareils ou des kinésithérapeutes, ne sont donc pas de simples programmes de remise en forme physique. L'enjeu est ici d'exploiter les capacités du SNC (Système Nerveux Central) à ré-apprendre le contrôle moteur. Alors que l'empirisme a initialement prévalu à l'établissement des protocoles de soin, le domaine de la rééducation neuro-motrice fonde à présent ses perspectives de progrès sur deux axes principaux :

- l'apport des recherches dans le domaine des neurosciences, permettant de mieux expliquer les mécanismes de contrôle moteur et d'apprentissage.
- l'apport des technologies permettant une objectivation des diagnostics, c'est-à-dire une quantification fine des déficiences motrices, mais aussi l'application de contraintes physiques bien contrôlées.

La robotique, avec les perspectives qu'elle offre dans le domaine des interactions physiques homme-robot, est une des options technologiques qui semblent prometteuses.

Dans ce chapitre, nous proposons un aperçu du domaine de la rééducation et des travaux de recherches qui lui sont associés en robotique. La rééducation neuromotrice est un domaine très vaste, ne faisant pas intervenir les mêmes techniques selon les fonctions motrices ciblées (marche, équilibre, utilisation des membres supérieurs..etc). Nous nous focaliserons principalement sur les traitements propres à la récupération des capacités du membre supérieur, problématique que nous souhaitons adresser à l'aide de systèmes robotisés. Après quelques éléments sur la physiologie du membre supérieur et la rééducation conventionnelle (Section 1.1), puis

sur les robots de rééducation (Section 1.2) et leurs commandes (Section 1.3), nous proposerons une analyse des résultats cliniques disponibles dans la littérature (Section 1.4) et conclurons sur l'importance cruciale de la qualité d'interaction physique homme-robot qui a fondé les motivations de nos recherches (Section 1.5).

1.1 Rééducation neuromotrice du membre supérieur

1.1.1 Le membre supérieur humain

L'anatomie du membre supérieur humain est ici rapidement présentée afin de faciliter la lecture et la compréhension des études suivantes.

1.1.1.1 Éléments d'anatomie

Le membre supérieur, représenté sur la Fig. 1.1 est constitué du bras, de l'avant-bras et de la main. L'articulation de l'épaule relie le tronc au bras, celle du coude relie le bras à l'avant-bras, et le poignet relie l'avant-bras à la main.

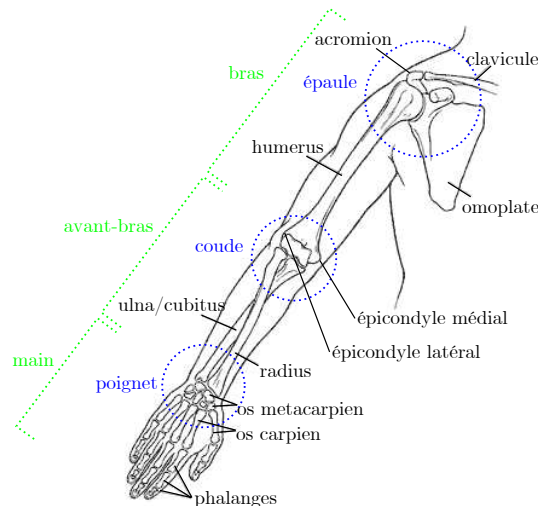


FIGURE 1.1 – Détail de la structure osseuse du membre supérieur humain

- **L'épaule** : cette articulation est constituée de trois os : l'humérus, l'omoplate (aussi appelée scapula), et la clavicule. L'articulation de l'épaule est surmontée d'une partie de l'omoplate appelée *acromion* facilement palpable sous la peau. L'épaule est un mécanisme complexe et certains débats animent toujours la communauté scientifique quant à l'établissement d'un modèle consensuel de la cinématique de cette articulation [Vanderhelm-1992] et à la compréhension du fonctionnement de cette dernière (notamment du rôle de l'omoplate). Un groupe de recherche international (l'International Shoulder Group) a notamment été créé afin de fédérer tous ces travaux de recherches. Le modèle généralement adopté définit l'épaule comme un mécanisme à cinq

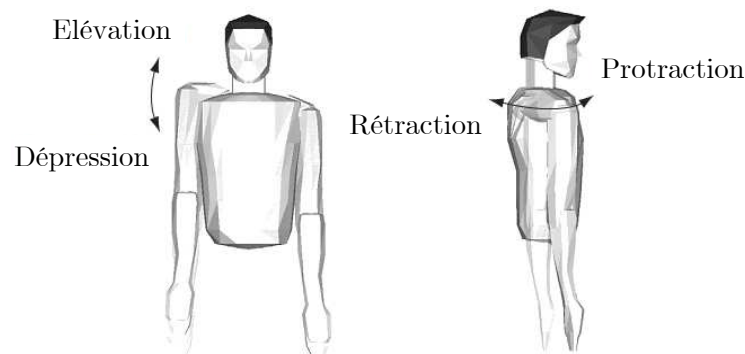


FIGURE 1.2 – De gauche à droite : Mouvements de la "ceinture scapulaire" (omoplate, clavicule) d'élévation et dépression, ainsi que rétraction protraction (d'après [Ball-2008])

DDL répartis en deux complexes fonctionnels. D'abord entre l'humérus et l'omoplate, l'articulation gléno-humérale (la cavité glénoïde étant la surface articulaire de l'omoplate répondant à la tête humérale), et l'articulation sous-acromiale permettent la mobilité du bras [Engin-1987]. Du point de vue cinématique, cet ensemble d'articulations peut être assimilé à une liaison rotule. A ces mobilités s'ajoutent celles entre l'omoplate et le thorax : les articulations omo-thoracique et acromio- et sterno-claviculaire autorisent la mobilité de l'omoplate sur le thorax. Le mouvement complexe de translation de l'omoplate sur la cage thoracique, visible sur la Fig. 1.2, est généralement assimilé à celui permis par une liaison appui plan à 2 degrés de libertés (DDL). Cependant l'épaule est souvent approchée par une simple liaison rotule ce qui reste raisonnable tant que l'élévation du bras reste limitée, c'est-à-dire tant que la hauteur du coude est inférieure à celle de l'épaule.

Les mouvements possibles engendrés par ces différentes articulations sont représentés sur la Fig. 1.3(a-b).

- **Le coude** : ce complexe articulaire permet les mouvements de flexion-extension de l'avant-bras sur le bras et il participe aussi dans les mouvements de pronosupination de l'avant-bras (Fig. 1.3(c-e)). Trois os participent au complexe articulaire : l'humérus ; le radius situé vers l'extérieur (selon le référentiel de position anatomique) et l'ulna (ou cubitus) situé vers le tronc. Ces deux derniers s'articulent sur l'épiphyse distale de l'humérus [London-1981]. On considère donc généralement que le coude est constitué de deux degrés de liberté (une liaison pivot pour la flexion-extension de l'avant bras et une autre pour la pronosupination), même si certains débats animent la communauté biomécanique sur l'existence d'un degré de liberté supplémentaire résiduel transformant le simple pivot du coude en une liaison hélicale complexe (en raison de la forme des surfaces osseuses en interaction) ([Stokdijk-2000], [Leboucher-2009]).
- **Le poignet** : celui-ci dispose de deux degrés de liberté (liaison cardan) permettant des mouvements de latéralité (déviation ulnaire et radiale) et de

flexion-extension (ou flexion palmaire et dorsale) [Neu-2001] (Fig. 1.3(f-g)).

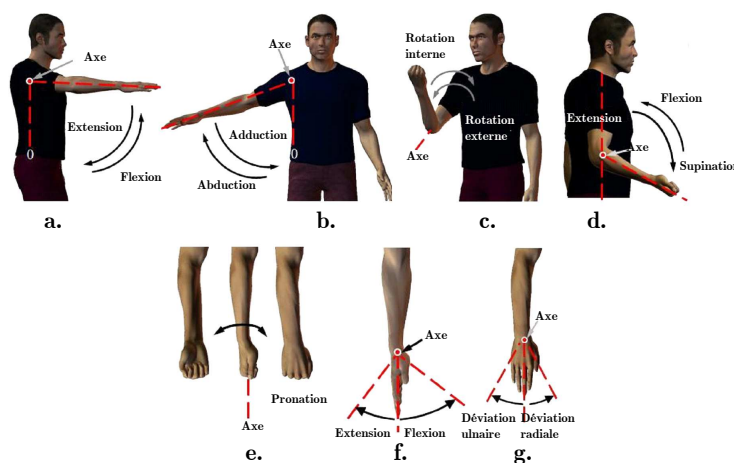


FIGURE 1.3 – a-b : Mouvements de l'épaule (flexion-extension, abduction-adduction et rotation interne-externe). c-d-e : mouvements du coude (flexion-extension et prono-supination). f-g : mouvements du poignet (flexion-extension et déviations ulnaires et radiales) (d'après [Gopura-2009])

1.1.1.2 Gestion de la redondance : les synergies articulaires

Le nombre de degrés de liberté du membre supérieur humain (hors les doigts de la main) peut, selon la prise en compte ou non des libertés induites par le complexe de l'épaule dans son intégralité, se compter de 7 à 9. Or une tâche classique qui consiste à positionner une extrémité du membre supérieur en un point de l'espace cartésien, sous contrainte éventuelle d'orientation de l'effecteur, ne requiert au maximum que 6 degrés de liberté (3 DDL pour le positionnement et 3 pour la définition d'une orientation). Le bras humain est donc redondant, à l'image du système moteur humain : il existe ainsi une infinité de manière d'accomplir la plupart des actes moteurs [Roby-Brami-2005].

Cet excès de degrés de liberté du bras par rapport à ce qui serait nécessaire pour la réalisation d'une majorité des tâches de la vie courante a été observé depuis un grand nombre d'années [Bernstein-1967], et est encore plus grand lorsqu'on considère les groupes musculaires (32 pour l'épaule, 6 pour le bras, 40 pour l'avant-bras). Afin d'expliquer comment est résolu le problème de la commande d'un aussi grand nombre d'actionneurs pour la réalisation d'une tâche n'en nécessitant pas finalement autant, deux théories principales existent.

La première est que le système nerveux central utilise une forme de contrôle optimal. Ceci permettrait de déterminer parmi le catalogue des possibilités de trajectoires du bras celle qui serait la plus adaptée au sens d'une ou plusieurs fonctions de coût. Un grand nombre de critères a été évoqué, comme par exemple la minimisation de la variation de l'accélération au cours du mouvement ("minimum jerk") [Flash-1985] ou la minimisation du bruit (c'est à dire la variabilité) de la commande [Harris-1998].

Toutefois malgré le grand nombre de ces critères, aucun n'est en mesure d'expliquer complètement les caractéristiques du mouvement humain.

L'autre théorie considère que le système nerveux central assemble les degrés de liberté (ou les groupes musculaires) en des "synergies" afin de rendre l'ensemble contrôlable [Bernstein-1967]. Ces synergies constitueraient ainsi un catalogue d'associations de rotations articulaires particulières conduisant chacune à un "élément" simple de mouvement, exploitables pour la réalisation de mouvements plus complexes. La réalisation d'un mouvement se ferait donc par l'addition entre elles de synergies primitives [Wynne-1984]. A cette première caractéristique, s'ajouterait la capacité du système nerveux central à mobiliser automatiquement tout effecteur susceptible de palier les limitations ou l'absence d'action d'un autre effecteur. Ce comportement est appelé "équivalence motrice" ou "Uncontrolled manifold" [Scholz-1999] et permet de décrire des comportements couramment observés chez l'humain et son système moteur très redondant (exemple : compensation de la perte de mouvement du bras par une augmentation des mouvements du tronc [Adamovich-2001]).

Ces éléments étant introduits, il nous est maintenant nécessaire de décrire les pathologies nous intéressant et les protocoles de soins conventionnels.

1.1.2 Symptômes de l'hémiplégie

L'hémiplégie est un défaut de commande volontaire complète ou partielle af-

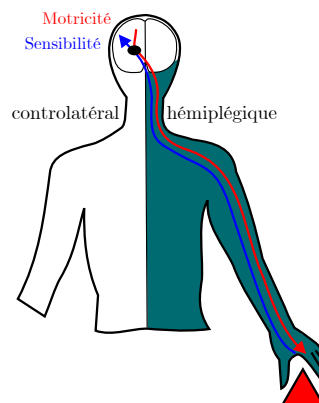


FIGURE 1.4 – Hémiplégie droite due à une atteinte du cerveau gauche (la totalité du côté opposé au traumatisme cérébral -le côté *hémiplégique*- se trouve dépourvu de sensibilité et de motricité).

fectant une moitié du corps à la suite d'une lésion des centres moteurs ou du faisceau pyramidal (voie nerveuse principale appartenant au système nerveux central et transportant les messages moteurs volontaires). Les causes peuvent en être diverses : vasculaires, tumorales ou infectieuses. Lorsque l'on parle d'hémi-parésie, c'est que la paralysie n'est pas totale et que le patient peut mobiliser son hémicorps, mais avec une force musculaire inférieure à la normale.

Les désordres de la commande volontaire touchent le membre supérieur, le membre

inférieur et le tronc, du côté controlatéral à l'atteinte cérébrale ainsi que la moitié de la face du côté homolatéral (Voir Fig. 1.4). À ces troubles moteurs sont aussi associés les troubles suivants :

- *Des troubles du tonus, les dystonies :*
la dystonie est un trouble moteur caractérisé par des contractions musculaires involontaires, soutenues (toniques) ou spasmodiques (cloniques) répétées. Ces contractions provoquent des attitudes et des postures anormales (de tout ou partie du corps), le plus souvent d'un membre, mais parfois des paupières (blépharospasme) ou du cou (torticolis). Un exemple d'affection très répandue chez les patients hémiparétiques est le phénomène de spasticité. La spasticité est une augmentation de la réponse de contraction musculaire à l'étirement. La spasticité peut se manifester par une augmentation du tonus musculaire lors de l'étirement passif. Des spasmes, en flexion ou en extension des membres, peuvent aussi s'y associer. La gêne fonctionnelle due à la spasticité peut être une simple limitation de la vitesse et/ou de l'amplitude du mouvement, mais peut aussi entraîner, dans les cas plus graves, le déclenchement de mouvements involontaires de flexion ou d'extension.
- *Des syncinésies :*
une syncinésie est la contraction involontaire d'un muscle ou d'un groupe de muscles induite par un autre mouvement, volontaire ou réflexe. Les syncinésies constituent un des signes cliniques du Syndrome Pyramidal (atteinte de la voie pyramidale qui est le support de la motilité volontaire).
- *Des troubles sensitifs et sensoriels :*
des troubles très variés peuvent apparaître comme des pertes sensorielles, des troubles de la vue telle l'hémianopsie (perte ou une diminution de la vue dans une moitié du champ visuel d'un oeil ou des deux yeux).
- *Des troubles des fonctions supérieures :*
un de ces phénomènes les plus fréquents est l'héminégligence. La négligence spatiale unilatérale est définie par l'incapacité pour le patient à "détecter, s'orienter vers ou répondre à des stimuli porteurs de signification lorsqu'ils sont présentés dans l'hémiespace contralésionnel" [Heilman-1973]. D'autres phénomènes comme l'anosognosie peuvent apparaître. L'anosognosie est considérée comme un trouble neuropsychologique désignant la méconnaissance par l'individu de sa maladie ; de son état, même grave ; de la perte de capacité fonctionnelle dont il est atteint, particulièrement, dans le cas d'affections comme la cécité, l'hémiplégie, ou l'impression de membre fantôme.
- *Des troubles sphinctériens* (exemples : incontinence, reflux gastro-œsophagien.)
- *Des troubles végétatifs.*

Considérant plus particulièrement le membre supérieur, on observe les phénomènes suivants :

- *perte de contrôle du mouvement :* le patient est incapable de produire un mouvement ou d'assurer un pilotage de ses articulations.

- *Problème de coordination articulaire* : le patient réalise des mouvements désynchronisés et présente une désorganisation de la coordination inter-segmentaire (poignet-coude-épaule) [Levin-1996]. La corrélation entre les mouvements du coude et ceux de l'épaule diminue généralement du côté lésé, ainsi que celle liant les mouvements du bras à ceux du tronc [Archambault-1999].
- *Perte de la fluidité, saccades* : Ce phénomène est majoritairement dû au déficit de coordination musculaire entre les fléchisseurs et extenseurs (exemple typique du coude [Levin-2000]).
- *Lenteur des mouvements* : les mouvements sont plus lents, plus segmentés et plus variables d'un essai sur l'autre en raison de l'altération des processus de recrutement des différents degrés de liberté.
- *Spasticité* : le patient est incapable de générer des mouvements rapides, les articulations voient leur raideur augmenter fortement lors de la manipulation par un tiers [Kautz-2005].
- *Diminution de la force musculaire et du tonus* : en raison de la diminution du tonus et de la disparition de certaines activités électriques involontaires, certains muscles se détendent, ce qui a pour conséquence de surcharger les articulations [Zackowski-2004]. Les inflammations alors générées (ex : capsulite au niveau de la gléno-humérale) poussent le patient à ne plus utiliser certaines articulations devenues douloureuses (le plus généralement l'épaule) et à surexploiter les autres (compensation de cette perte de mobilité par des mouvements du tronc).
- *Affection des synergies* : la gestion des redondances est elle aussi altérée. Suite aux lésions de certaines zones du système nerveux central, certains comportements moteurs peuvent apparaître, témoignant de l'utilisation par le SNC d'équivalences motrices lui permettant de pallier les défauts de commandes de certains degrés de liberté. Des synergies pathologiques ou stratégies alternatives sont généralement observées [Roby-Brami-2003].

Les Accidents Vasculo Cérébraux, dits "AVC", représentent la majorité des causes d'hémiplégie récentes et frappent environ 100 000 sujets par an, en France. La mortalité à six mois est de 30 à 40%. C'est actuellement la seconde cause de mortalité au niveau mondial et la sixième cause, en termes d'années de handicap [Murray-1997]. Les AVC représentent la troisième cause de mortalité en France après les cancers et les cardiopathies, mais c'est surtout la première cause des handicaps physiques acquis. Le coût correspond à plus de 4% des dépenses de santé dans les pays développés. Les trois-quarts de ces accidents vasculaires cérébraux sont d'origine ischémique, c'est-à-dire une diminution d'apport sanguin entraînant une baisse d'oxygénation des tissus de l'organe (l'hypoxie), voire l'arrêt du fonctionnement de ce dernier [Thrift-2001].

1.1.3 Traitements neurophysiques traditionnels

1.1.3.1 Évolution et processus de récupération

L'évolution typique de la récupération est la suivante (Fig. 1.1.3.1) : durant les trois premiers mois, lorsque la récupération a lieu, elle est généralement rapide. Ensuite entre le troisième et le sixième mois, l'amélioration est plus lente [LeGuiet-1998]. Des épreuves fonctionnelles et de motricité adaptées au membre supérieur peuvent mettre en évidence la poursuite de la récupération chez certains patients après le sixième mois. Pour certains chercheurs, il n'y a plus de récupération spontanée fonctionnellement utile au-delà d'un an [Robey-1998].

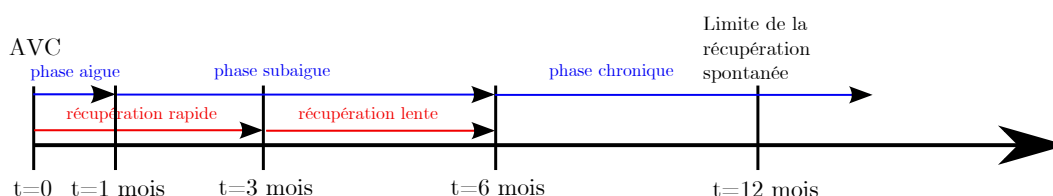


FIGURE 1.5 – Évolution de la pathologie et de la récupération

Les mécanismes de récupération spontanée sont de deux types : restitution et substitution.

- Le processus de restitution correspond à une réparation anatomique des structures lésées.
- Le processus de substitution est une réorganisation fonctionnelle permettant la suppléance des fonctions d'une structure lésée par des structures intactes [Aymard-1994].

Ces derniers processus de neuroplasticité semblent être influencés par l'environnement ; le système nerveux central établirait, en réponse aux multiples expériences et activités quotidiennes, de nouvelles liaisons synaptiques et de nouveaux réseaux neuronaux mieux finalisés qui seraient maintenus si leur utilisation est répétée et entretenue. On pourrait donc penser que les processus de réparation et de réorganisation après une lésion cérébrale peuvent être de meilleure qualité s'ils sont mieux excités par les sollicitations motrices et sensorielles qu'apportent les techniques de rééducation. Cependant, aucune étude n'a décrit à ce jour les mécanismes neurophysiologiques précis permettant d'expliquer les effets de la rééducation.

1.1.3.2 La rééducation traditionnelle

La rééducation doit être commencée le plus rapidement possible à la suite de l'accident. Celle-ci considère différentes phases d'évolutions :

- *La période de l'hémiplégie flasque* : les troubles de la conscience disparaissent progressivement. C'est la période de flaccidité, c'est-à-dire de l'absence ou

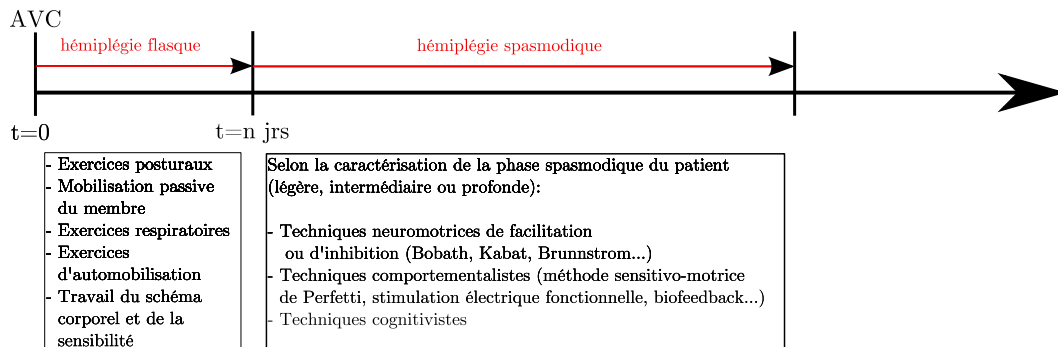


FIGURE 1.6 – Périodes et traitements associés

de la diminution du tonus musculaire. Le membre supérieur pend le long du corps et les doigts sont repliés.

- *La période de l'hémiplégie spasmodique* : cette période est caractérisée par l'apparition d'une motricité réflexe ou réactions associées, de syncinésies d'imitations et d'une motricité volontaire. On observe une apparition progressive de la spasticité, entraînant progressivement des schèmes moteurs. Le membre supérieur présente alors typiquement les symptômes suivants : bras collé au corps, coude plié et main fermée.

Durant la phase de l'hémiplégie flasque, la rééducation consiste en des exercices posturaux, une mobilisation passive du membre, des exercices respiratoires, des exercices d'automobilisation (le bras sain mobilise le bras atteint). Le patient est amené à travailler le schéma corporel et la sensibilité : verbalisation du geste, entretien de la perception discriminative des sensorialités.

Durant la phase de l'hémiplégie spasmodique, on distingue trois phases :

- intermédiaire : le patient hémiplégique possède alors une motricité plus évoluée que les synergies primitives, mais ces dernières restent en concurrence avec la motricité volontaire.
- légère : c'est un malade qui évolue rapidement sans forcément passer par les stades d'évolution de la phase spasmodique. La motricité fine fait réapparaître les synergies primitives avec la fatigue, la vitesse d'exécution ou la difficulté.
- profonde : cas où l'hémiplégie reste flasque même après 6 mois, où le patient présente une motricité réflexe très riche mais qui ne fait que des amorces de synergies primitives.

Un traitement adapté à chacune de ces phases ainsi qu'à la gravité de l'hémiplégie et aux particularités de la pathologie du patient doit donc être établi (Fig. 1.7).

Le rôle du kinésithérapeute est de permettre au malade d'atteindre un niveau moteur le plus évolué possible qu'il ne saurait atteindre seul par une récupération naturelle. Tout un éventail de techniques de rééducation existe donc permettant au thérapeute de varier les exercices afin de constamment stimuler la récupération



FIGURE 1.7 – Techniques de rééducation conventionnelle : travail sur les amplitudes et mobilisations passives

des fonctions motrices et de ne jamais laisser le patient en situation d'échec. Les bilans sont intimement liés au traitement. Ils permettent d'évaluer les possibilités du moment et de présenter un exercice adapté que le malade pourra effectuer sans erreur.

Aux techniques de rééducation classique (kinésithérapie, ergothérapie, physiothérapie), dont l'intérêt est actuellement bien établi, on peut associer d'autres méthodes spécifiques comme la stimulation électrique fonctionnelle appliquée au membre supérieur qui peut aider à la réduction de la subluxation inférieure de la tête humérale (SIGH) et favoriser la préhension en facilitant l'ouverture de la main [Pelissier-1988]. L'EMG biofeedback, qui consiste à renvoyer au patient une image de ses signaux EMG (Électromyogrammes) sous la forme de stimulus visuels ou auditifs, aurait un effet positif dans les atteintes sévères et dans le maintien des acquis en situation réelle [Crow-2009].

Au-delà de la première année, lorsque la récupération spontanée s'estompe, la rééducation permet encore d'améliorer la préhension et les capacités gestuelles en améliorant la qualité sensitivo-motrice du membre supérieur, en favorisant la diminution des co-contractions et de la spasticité, en évitant les complications neuro-orthopédiques et, très certainement, en ayant un effet psychologique bénéfique. Certaines équipes proposent une "reprise en charge" intensive en milieu spécialisé durant quelques semaines, tous les 3 à 4 mois.

1.1.3.3 Techniques particulières de facilitation et de reprogrammation motrice

Plusieurs méthodes thérapeutiques sont utilisées pour rééduquer le mouvement du patient hémiparétique :

– **Les techniques neuromotrices de facilitation ou d'inhibition**

- *La technique de Bobath* (Fig. 1.8, à droite) elle est utilisée chez les patients cérébrolésés adultes ou enfants afin de limiter la spasticité et d'améliorer les réactions posturales normales. Le travail se fait sur un plan de Bobath (large table matelassée) où seront recherchées toutes les postures d'inhibition par étirements



FIGURE 1.8 – Techniques de Bobath (à gauche) et thérapie par la contrainte induite (à droite)

lents d'une chaîne musculaire spastique [Bobath-1978]. S'ensuivent une amélioration des réactions d'équilibration, l'amélioration des réactions automatiques de protection, et l'apparition de facilitations de la motricité volontaire. Elle est préconisée dans le traitement de l'hémiplégie intermédiaire.

- *La méthode de Kabat* : cette méthode se focalise sur la stimulation des synergies primitives en flexion et en extension. La patient est encouragé à participer volontairement au contrôle de ces synergies lors d'exercices dits de "contre résistance".
- *La thérapie par la contrainte induite* (Fig. 1.8 à gauche) ce type de thérapie est réservé à certains patients qui ont conservé un certain niveau de capacités motrices. Elle consiste en un ensemble de techniques de réadaptation conçues pour réduire des problèmes fonctionnels du membre supérieur affecté chez les patients ayant subi un AVC. Ces traitements impliquent de contraindre les mouvements du bras le moins affecté, habituellement à l'aide d'une écharpe ou d'une mitaine pendant 90% du temps d'éveil, tout en induisant l'utilisation intensive du bras le plus affecté.

– *Les techniques comportementalistes* :

Outre la stimulation électrique fonctionnelle ou le biofeedback, la méthode sensitivo-



FIGURE 1.9 – Stimulation électrique fonctionnelle (à gauche), méthode de Perfetti (à droite)

motrice de Perfetti (voir Fig. 1.9), couramment employée dans un cadre clinique, fait une place importante à l'intégration des messages périphériques. Son principe, basé sur la perception et l'utilisation de stimuli sensitifs périphériques, permet d'envisager un projet rééducatif en partant d'un travail finalisé : utilisation d'abord du pouce et de l'index, puis des doigts, puis de la main, puis du poignet et du coude, puis de l'épaule, puis du mouvement pour reconnaître et utiliser la main.

1.1.3.4 Efficacité des thérapies physiques conventionnelles

Aucune étude à ce jour n'a permis de démontrer la supériorité d'une technique sur une autre. La compétence propre du rééducateur et son aptitude à choisir au mieux l'exercice adapté à la situation de son patient restent un facteur clé de la récupération.

Il semble qu'une des seules certitudes soit que la répétition de mouvements orientés tâche peut augmenter la force musculaire et la coordination des mouvements chez les patients dont le handicap est dû à un problème neurologique ou orthopédique. Plusieurs études montrent que les exercices de rééducation du bras ont un effet bénéfique sur le processus de récupération surtout chez les patients paralysés à la suite d'un accident vasculo cérébral ([Carrey-2002], [Pang-2006], [VanderLee-1999]). Plus qu'une récupération des fonctions motrices, la thérapie du membre supérieur peut aussi permettre d'apprendre de nouvelles stratégies de mouvement appelées "trick movements" afin de redonner au patient une certaine capacité à faire face aux activités de la vie quotidienne (Activity Daily Living ou "ADL"). Elle permet aussi parallèlement de prévenir l'apparition de complications secondaires comme l'atrophie musculaire ou l'ostéoporose.

Tous AVC confondus, sur les 80% de survivants, 4 à 9% des patients récupèrent une fonction normale du membre supérieur, 23 à 43%, une fonction partielle, et 16 à 28% n'ont aucune récupération. La qualité de récupération du membre supérieur dépend beaucoup de la sévérité de la déficience motrice initiale. Environ 79 % des hémiplegiques dont le déficit moteur initial est incomplet récupèrent un membre supérieur fonctionnel, contre 14 à 18 % quand le déficit initial est complet [Nakayama-1994].

Au-delà d'un mois, l'absence totale de récupération motrice et la présence d'une spasticité et de troubles sensitifs et cognitifs sont des indicateurs de mauvais pronostic.

Compte-tenu de l'importance de l'intensité et de la fréquence des exercices sur l'efficacité du traitement, une des limitations importantes des thérapies conventionnelles semble être la difficulté, pour le patient, de travailler pendant longtemps et de manière répétée avec un thérapeute. D'une part, la motivation est difficile à maintenir sur un long terme; d'autre part, la disponibilité d'un thérapeute pour un patient particulier reste limitée dans le temps. C'est sur la base de ce constat qu'est née, il y maintenant une quinzaine d'année, l'idée d'employer les techniques de la robotique et de la réalité virtuelle pour la réalisation d'exercices physiques de rééducation. Nous proposons ci-après un aperçu des travaux dans ce domaine.

1.2 État de l'art des robots existants

Le traitement administré durant les séances de rééducation neuromotrice est majoritairement composé d'exercices simples réalisés de manière répétitive. C'est donc pour fournir une assistance à la réalisation de ces tâches simples et monotones que les robots sont généralement employés. Au-delà, l'idée est de proposer des pro-

toques innovants en apportant une assistance qu'un thérapeute n'est pas en mesure de fournir (champs de force variables dans l'espace, réalité virtuelle, etc.). L'aide robotique doit ainsi permettre de contrôler finement les efforts d'interaction physique, de suivre de manière précise les caractéristiques des mouvements du patient et l'évolution de sa pathologie, de maîtriser tous les paramètres de la récupération afin de réduire l'empirisme actuel et d'intensifier la thérapie.

La robotique de rééducation est aussi un moyen pour les équipes médicales d'échanger avec le domaine des neurosciences, en validant expérimentalement à l'aide des robots certaines théories. Les données issues de la thérapie clinique sont cruciales pour la compréhension des mécanismes en jeu dans la gestion et l'apprentissage du mouvement humain par le système nerveux central.

1.2.1 La robotique de rééducation

La robotique de rééducation vise à être utilisée comme un outil de rééducation, c'est-à-dire à suppléer un thérapeute.

Sa fonction est d'être utilisée ponctuellement dans un cadre hospitalier, voire à terme dans un cadre domestique avec le développement des systèmes de rééducation utilisables par le patient seul chez lui. La fonction d'un robot de rééducation est d'apprendre au patient à être de nouveau autonome.

Dans le cas de la robotique de rééducation, la relation entre l'homme et la machine doit être pensée afin d'encourager la participation du sujet dans la réalisation de son mouvement, même lorsqu'il est assisté. Les systèmes robotiques pour la neuro-rééducation peuvent être utilisés afin d'enregistrer des informations sur les performances durant un mouvement (positions, vitesses, forces d'interaction...), afin de provoquer des mouvements passifs ou même d'initier un mouvement volontaire du patient auquel ils sont connectés [Colombo-2005].

Différents systèmes ont donc été développés afin de permettre d'interagir avec le

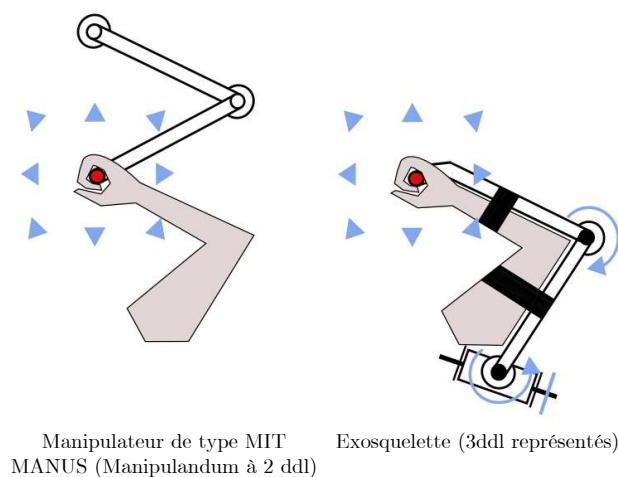


FIGURE 1.10 – A gauche : Manipulateur robotisé - A droite : Exosquelette robotisé

sujet pour réaliser une tâche concertée. Ces systèmes sont dits de co-manipulation car un contact physique est assuré entre le robot et l'humain et malgré l'échange qui peut avoir lieu (échange de forces ou d'informations sensorielles) aucun système n'a complètement le contrôle durant l'accomplissement de la tâche. L'interaction physique avec l'humain dans le domaine de la rééducation robotisée peut être de différentes natures (voir Fig. 1.10) : on trouve des manipulateurs robotisés avec lesquels le contact physique est effectué entre l'extrémité du manipulateur et l'extrémité du membre du patient, ainsi que des systèmes d'exosquelettes robotisés grâce auxquels plusieurs contacts physiques peuvent être répartis le long du membre afin d'avoir à la fois un meilleur contrôle sur ce dernier et de mieux s'adapter aux mouvements du membre.

Historiquement, la robotique de rééducation est née avec les manipulandums qui, malgré un espace de travail réduit, des capacités d'actions limitées et aucune compensation de la gravité, ont permis simplement d'expérimenter certains modes d'assistance et de valider des concepts. Dans un souci de contrôler globalement la rééducation du bras et donc le problème des coordinations articulaires, les équipes de recherche travaillent activement depuis une dizaine d'années au développement d'exosquelettes.

La co-manipulation est rendue possible par l'utilisation d'un certain nombre de capteurs embarqués sur le robot (capteurs de position, de vitesse ou/et d'efforts) ou parfois sur le patient (électrodes permettant la récupération des EMG) qui sont exploités par l'algorithme de commande du robot. En fonction de ces informations sur l'état du patient et de son membre ainsi que des consignes qui sont fournies par le thérapeute selon le type de rééducation, l'algorithme doit générer certains mouvements du robot ou imposer certains efforts au niveau des contacts patient/robot. Le guidage mécanique effectué par un système robotisé peut ainsi permettre d'apprendre à des personnes un profil de mouvement désiré durant une rééducation du contrôle moteur.

Un tableau récapitulatif des différentes plateformes robotisées dédiées à la rééducation neuromotrice du membre supérieur présentées ci-dessous est disponible en Annexe E.

1.2.2 Les robots type "Manipulandum"

Les manipulateurs robotisés utilisés en rééducation n'utilisent qu'un seul point de contact physique entre l'extrémité du membre du patient et l'extrémité du robot. Le patient agit par exemple en saisissant une poignée ou en ayant l'avant-bras fixé à l'extrémité d'un robot). Ces robots manipulateurs imposent des forces ou des positions et procurent une assistance au niveau du contact physique entre le patient et la machine, mais seulement à cette jonction. Ils ne peuvent donc pas directement contrôler les synergies (bonnes ou mauvaises) mises en place par le patient lors de la rééducation comme la coordination épaule-coude.

Dans cette catégorie, deux sous-familles peuvent être distinguées : les manipulateurs

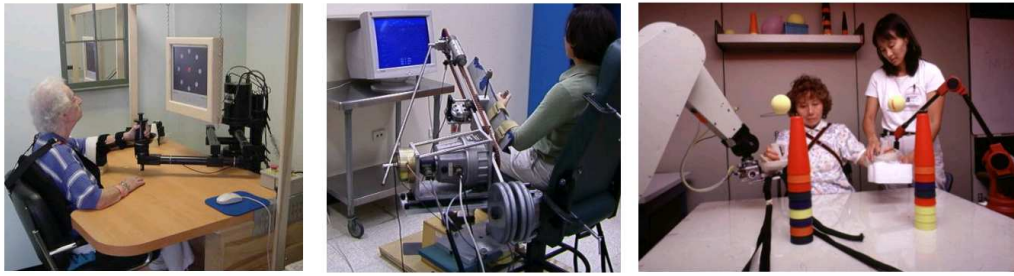


FIGURE 1.11 – Manipulandums en rééducation. De gauche à droite : MIT-Manus, ARM-GUide, Mime.

rigides et les manipulateurs à câbles dont l'aspect et le principe de fonctionnement sont plus proches des outils classiques de kinésithérapie à base de poulies. Les principaux manipulateurs rigides sont les suivants :

- *MIT-Manus* (Fig. 1.11 à gauche)

Le robot MIT-Manus désormais renommé " InMotion " et commercialisé aux États-Unis, a été développé au MIT par N. Hogan et son équipe [Krebs-1998] en relation avec plusieurs services de rééducation. Ce robot, mis au point au début des années 1990, a nécessité plus de 11 années de développement, afin d'être totalement opérationnel. Le robot Manus est un système à deux degrés de liberté (DDL), autorisant les mouvements de l'épaule et du coude lors d'une tâche de déplacement de la main dans un plan horizontal. La commande "en impédance" proposée par Hogan [Hogan-1985] n'impose pas une trajectoire rigide mais autorise une déviation élastique autour du mouvement programmé par le robot. Pour que son impédance soit finement maîtrisée, le robot présente une très grande réversibilité mécanique. Ceci permet au patient de déplacer facilement le manipulateur lorsqu'une impédance faible est programmée. Plusieurs études cliniques ont été effectuées avec le robot Manus afin d'évaluer son effet dans la rééducation du membre supérieur hémiparétique. Un certain nombre d'améliorations technologiques a été réalisé sur la base du Manus, avec notamment l'ajout d'un troisième axe et d'une poignée compliant [Krebs-2004]. Ce robot reste une référence car il est le seul dont les effets sur une rééducation neuromotrice ont été évalués sur plusieurs années et sur un grand nombre de patients.

- *ARM-guide* (*Assisted Rehabilitation and Measurement guide*) (Fig. 1.11 au milieu)

Le robot ARM-guide (Rehabilitation Institute of Chicago et University of California, Irvine) est un robot conçu afin d'assister mécaniquement le membre supérieur dans différents secteurs de l'espace de travail. Le système est constitué d'une poignée montée sur une glissière linéaire motorisée

permettant d'aider le patient durant son mouvement [Reinkensmeyer-2000]. La glissière est elle-même fixée à un système à deux rotations autorisant des variations de l'orientation du mouvement en 3D. Ce système est donc un manipulandum travaillant dans un plan vertical orientable. A l'instar du robot Manus, l'ARM-guide est capable en étant fixé à la main du patient, de l'assister de manière active ou contrainte et il est possible de mesurer les mouvements de la main et les forces que génère le patient [Kahn-2006].

- *Mime (Mirror-image movement enabler) (Fig. 1.11 en haut à droite)*

Le robot Mime (Université de Stanford et Veteran Administration, Palo-Alto) a été développé à partir d'un robot industriel classique (Puma 562). La particularité de ce robot est que son extrémité est fixée à une attelle dans laquelle le patient vient placer son avant-bras [Lum-2002]. Par ce couplage et le type de robot utilisé, le système Mime permet au patient d'effectuer des mouvements de large amplitude et ce dans un espace en 3D. A la jonction entre le patient et le robot se trouve un capteur d'efforts six axes permettant de mesurer les efforts d'interactions (forces et couples) appliqués au patient (et inversement). En plus des trois modes classiques de rééducation (passif, actif, actif assisté), le robot Mime permet d'utiliser un mode dit " bimanuel " où le robot assiste le bras atteint en guidant ce dernier le long d'une trajectoire symétrique à celle que réalise le bras sain mesurée par un dispositif orthétique installé sur ce dernier.

- *Gentle/s (Fig. 1.12 milieu gauche)*

Il s'agit d'un robot développé à partir d'un système haptique de réalité virtuelle (Haptic Master de Fokker Control System), complété par un système de suspension par câbles [Loureiro-2003] développé dans le cadre d'un projet Européen. Il fonctionne là encore, selon les trois modes : passif, assisté et actif. De nombreux exercices ont été développés dans un environnement virtuel en 3D afin de fournir au patient et au thérapeute la possibilité de choisir et d'ajuster les paramètres de l'entraînement [Coote-2003].

A côté des manipulateurs rigides, il existe donc des manipulateurs à câbles ou des stations de travail robotisées :

- *Nerobot (NEuro REhabilitation roBOT) (Fig. 1.12 à droite)*

Nerobot est un robot à câbles suspendus, utilisant plusieurs potences embarquant chacune un moteur électrique enroulant un câble fixé à une attelle souple dans laquelle le patient installe son avant-bras. Ce système est capable de contrôler des trajectoires 3D du bras et peut aussi bien être utilisé depuis un fauteuil roulant ou un lit d'hôpital que debout lorsqu'une certaine récupération a eu lieu chez le patient [Rosati-2005]. Ce robot a subi plusieurs évolutions mécaniques (notamment une simplification du système de potences) et a été rebaptisé Maribot [Rossi-2007].

- *Bi-Manu-Track (Fig. 1.12 à gauche)*



FIGURE 1.12 – Stations de travail et robots à câbles en rééducation. De gauche à droite : Bi-Manu-Track, Gentle/s, Autocite, Nerebot

Ce système, commercialisé en Allemagne, se présente comme une double poignée permettant d'entraîner de façon unilatérale ou bilatérale la partie distale du membre (flexion-extension du poignet et pronosupination)[Schmidt-2004]). Il est capable de reproduire les modes passif, actif et assisté [Hesse-2003].

- *Autocite (automated constraint-induced therapy extension)* (Fig. 1.12 milieu droite)

L'Autocite diffère des robots de rééducation précédents, car il propose une station de travail qui n'assiste pas directement le geste, mais permet d'encadrer un patient dans un certain nombre d'exercices. La station est composée d'une structure à plusieurs plateaux, d'un siège et d'un moniteur, tous asservis en position [Taub-2005]. Chaque plateau propose un certain nombre d'exercices (pointage de cibles, préhension-dépose, pronation-supination, laçage, dessin, taper de doigt, manipulation d'objet ainsi que l'exercice classique de la tige et de l'anneau) permettant la délivrance d'une thérapie "induite par la contrainte" de type shaping qui est une méthode de rééducation par approximations successives. La machine est prévue pour être exploitée en milieu clinique, voire à terme dans un cadre domestique. L'Autocite est équipé d'un grand nombre de capteurs et de protections qui renseignent le système sur la posture du patient et ses performances afin notamment de l'empêcher d'atteindre des postures douloureuses. Le programme informatique fournit au patient des instructions pour exécuter chaque exercice ainsi qu'un certain nombre d'informations (évaluations, temps restant, bips de complétion, encouragements...).

1.2.3 Les systèmes robotisés multi-contacts

Plus récemment, des systèmes robotisés permettant d'assurer plusieurs contacts physiques en des points clés du membre ont été développés. Il est donc possible de contrôler la totalité du membre à rééduquer, en particulier la coordination des

différents segments du membre entre eux et/ou inversement de mieux suivre les particularités de postures ou de mouvements du membre. Les robots permettant un contrôle direct des segments du membre se scindent eux aussi en deux catégories : d'un côté les robots exosquelettiques et de l'autre les robots qui, même s'ils contrôlent directement plusieurs segments, n'assurent qu'un contact discontinu avec le membre.

• Les mécanismes de type exosquelettique

De manière générale, ces systèmes sont caractérisés par le nombre de degrés de liberté qu'ils possèdent, les articulations avec lesquelles ils se destinent à interagir (épaule, poignet, doigts...), la nature de leur actionnement (électrique, pneumatique, hydraulique) ou la technologie de transmission de puissance (engrenages, câbles, biellettes...) [Gopura-2009].

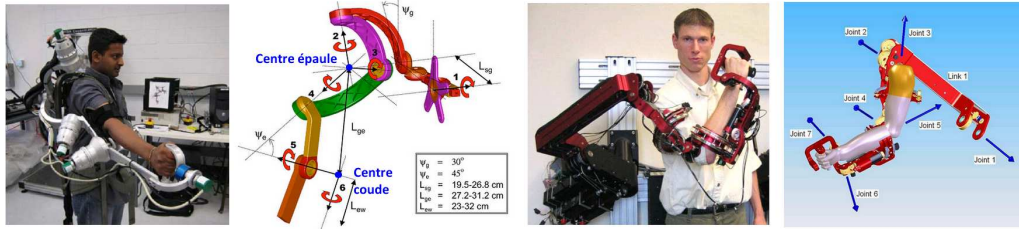


FIGURE 1.13 – MGA exoskeleton et son architecture cinématique (à gauche) , CADEN-7 et son architecture cinématique (à droite)

- *MGA (Maryland-Georgetown-Army) Exoskeleton* (Fig. 1.13 gauche) : cet exosquelette possède cinq axes actionnés électriquement [Carignan-2005]. Il résulte d'un important travail de conception visant à permettre une adaptation au complexe de l'épaule pour pouvoir proposer un espace de travail plus important que celui des autres structures qui sont généralement adaptées aux mouvements du bras qui ne sollicitent pas l'omoplate. La structure a été conçue afin d'être employée pour surveiller l'activité cinématique et musculaire du bras humain, et donc de ne pas entraver le mouvement. Une commande en impédance basée sur une nouvelle approche de détermination des couples articulaires dans le bras humain a été déployée et testée sur sujet sain [Carignan-2008].
- *CADEN-7 (Washington University Exoskeleton)* (Fig. 1.13 droite) : l'équipe de l'Université de Washington s'est elle intéressée aux problèmes des singularités afin d'optimiser la conception de son exosquelette. Pour minimiser l'occurrence de ses configurations singulières, certains axes sont positionnés pour que les particularités géométriques correspondent à des configurations morphologiquement impossibles à atteindre. L'exosquelette possède ainsi

7 DDL (Degrés De Liberté) actifs [Rosen-2005], dont les actionneurs pour les 4 premiers axes sont positionnés sur la base fixe. Le sujet et le robot sont connectés à travers plusieurs capteurs d'effort afin de permettre l'emploi de commande en effort visant à obtenir une transparence suffisante. A cela s'ajoute l'utilisation de signaux EMG afin d'optimiser la commande. Cette commande EMG n'a été développée que pour le mouvement de flexion/extension du coude [Perry-2007].

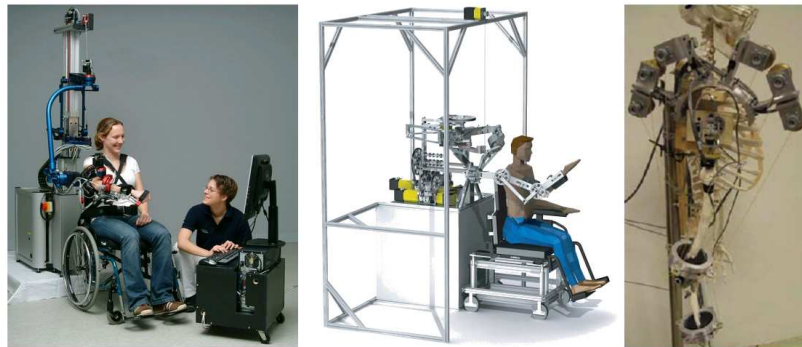


FIGURE 1.14 – De gauche à droite : ARMin II, Medarm, Delaware cable exoskeleton

- *ARMin* (Fig. 1.14 gauche) : Le robot ARMin I a été présenté en 2005 [Nef-2005] dans sa première version. La dernière version ARMin III développée par l'ETH de Zurich est un des exosquelettes robotisés de bras les plus avancés actuellement [Mihelj-2007]. Cet exosquelette bénéficie du savoir-faire de l'équipe dirigée par R. Riener qui fut l'un des pionniers de la rééducation robotisée avec la plateforme commercialisée de rééducation de la marche et de la posture Lokomat [Bernhardt-2005]. Ce robot possède une structure exosquelettique à 6 DDL (4 actifs pour le bras et 2 actifs pour le poignet) équipée de capteurs de position et d'efforts. Il propose un espace de travail important et permet de piloter ou contrôler les mouvements de l'épaule et du coude. La particularité de cette structure vient de l'important travail effectué sur la modélisation de l'épaule du robot afin de proposer une adaptabilité à la morphologie poussée et surtout un contrôle précis de l'interaction avec les axes de l'épaule en considérant les mouvements de l'omoplate. La plateforme ARMin est constituée, en plus de l'exosquelette de bras, d'un système d'affichage multimodal (retour visuel et sonore) permettant de guider le patient, de lui présenter ses résultats et les consignes de mouvement et de proposer une immersion dans un environnement virtuel où le sujet est amené à réaliser des jeux simples ou des A.D.L. (Activities of Daily Living) virtuels. Cet exosquelette est lui aussi équipé de capteurs d'efforts et de couples afin d'obtenir par des moyens de commande, un niveau correct de réversibilité et donc de transparence. Les premiers tests sur sujets sains ont

montré que les parties mécaniques, électriques et commandes fonctionnaient correctement [Nef-2008]. Une étude clinique importante est en cours afin d'évaluer l'impact de ce robot sur la récupération motrice de patients à la suite d'une attaque cérébrale [Nef-2009].

- *MEDARM (Motorized Exoskeleton Device for Advanced Rehabilitation of Motor function)* (Fig. 1.14 milieu) : cet exosquelette développé en 2007 [Ball-2007] possède 6 DDL dont 5 dédiés au complexe de l'épaule (le sixième étant destiné au coude). Sa particularité tient en un mécanisme évolué qui a été conçu afin de contrôler les 3 rotations de la liaison gléno-humérale, ainsi que les deux mouvements sterno-claviculaires supplémentaires. Un soin particulier a aussi été apporté à la conception d'une structure ajustable : un certain nombre de glissières passives et verrouillables a ainsi été installé au niveau des systèmes de fixations afin de pouvoir adapter le mieux possible la structure à la morphologie du sujet en réglant l'alignement des axes du robot sur ceux du sujet. L'actionnement est assuré par un ensemble de moteurs électriques, courroies et câbles. Ce robot n'existe pour l'instant qu'à l'état de CAO, mais devrait rapidement être construit et évalué cliniquement afin de montrer l'apport que peut fournir une structure capable d'adresser réellement la rééducation des mouvements sterno-claviculaires et d'inclure ces derniers dans la récupération des synergies. Seul un prototype planaire a été fabriqué et testé sur des sujets sains [Ball-2008].
- *Exosquelette à câble, Delaware* (Fig. 1.14 droite) : Cet exosquelette de bras à 4 DDL possède une structure particulière conçue à partir de bracelets liés entre eux par plusieurs paires de câbles [Brackbill-2009], lui procurant une grande légèreté et une grande adaptabilité. En faisant varier la longueur de ces différents segments à l'aide de cabestans motorisés, il est ainsi possible de modifier la position d'un bracelet par rapport à un autre et ainsi de faire fléchir les articulations d'un bras positionné dans l'exosquelette. La commande d'un tel mécanisme est donc très complexe et seuls des tests préliminaires sur un squelette ont été effectués. On peut par ailleurs douter de la pertinence des choix mécaniques car il semble impossible de créer un couple sans appliquer de forces importantes le long de l'axe principal des segments.
- *Rupert* (Fig. 1.15 gauche) : Cette orthèse possède 5 DDL (2 à l'épaule, 2 au coude et 1 au poignet) et a pour particularité d'utiliser en guise d'actionneurs des muscles pneumatiques de McKibben ([Jiping-2005],[Sugar-2007]). Cette technologie permet de conférer à l'exosquelette une grande compliance, donc une sécurité accrue. Le rapport poids/puissance est de plus très avantageux. Hélas, les évaluations qui ont été effectuées montrent que ce robot souffre des limitations de la technologie pneumatique : limitation des vitesses articulaires, des efforts déployables ainsi que de l'espace de travail. Ce robot

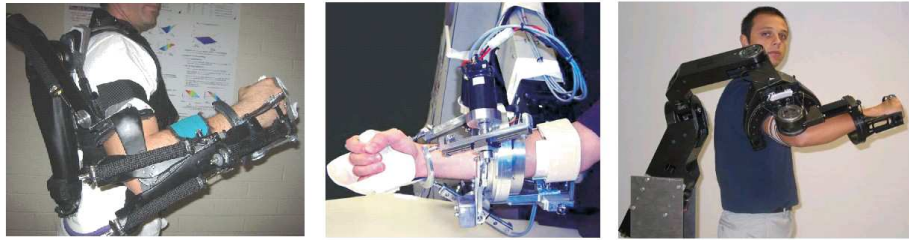


FIGURE 1.15 – De gauche à droite : Rupert, MAHI, L-Exos en configuration C1

permet par contre une bonne adaptabilité morphologique grâce à différents réglages de la structure mécanique et un temps d'installation réduit. Aucune étude clinique n'a encore été menée avec ce robot.

- *MAHI* (Fig. 1.15 milieu) : l'Université Rice a conçu l'exosquelette MAHI pour la rééducation et l'entraînement [Sledd-2006] à l'aide d'environnements virtuels. Cet exosquelette présente 5 DDL et part du coude jusqu'au poignet. Il est composé d'une liaison pivot pour le coude, d'une pour la prono-supination et d'un système à 3 liaisons parallèles rotation-prismatique-rotation (RPS) pour le poignet [Gupta-2008]. Le choix d'un mécanisme parallèle pour la conception de l'exosquelette du poignet a été fait pour sa compacité, sa raideur importante et son inertie limitée. Ses performances restent cependant limitées en raison des faibles capacités en création d'efforts. L'équipe a également intégré les limitations de mouvement du bras humain dans leur conception, afin de mieux cibler la cinématique visée, mais cela n'a pas permis d'éviter certaines singularités. Des butées mécaniques, électriques et logicielles ont donc été réalisées pour éviter les configurations singulières. Suite à une étude sur sujet sain, l'exosquelette semble satisfaire les objectifs cinématiques.
- *L-Exos* (Fig. 1.15 droite) : le laboratoire PERCRO de l'école supérieure de Sant'Anna en Italie a également prototypé un système d'exosquelette [Carrozza-2004]. Contrairement au MAHI, L-EXOS est un système complètement sériel constitué de 5 liaisons pivots (dont 4 actives) toutes munies de capteurs. Deux configurations ont été conçues : dans la configuration C1 (L-EXOS, pour Light Exoskeleton), une poignée est montée sur le dernier corps et le système est composé de 5 DDL (dont 4 actifs). Le degré de liberté non actionné est aligné avec l'axe de prono-supination de l'avant-bras. Dans sa configuration C2, le degré de liberté non actionné et la poignée sont remplacés par un exosquelette de main qui applique une force au bout de deux des doigts de la main droite. Les axes des trois premières rotations sont coïncidents et orthogonaux afin de reproduire la rotule gléno-humérale. Le quatrième coïncide avec l'axe du coude de l'utilisateur et le cinquième avec l'axe de rotation de son avant-bras [Frisoli-2007].

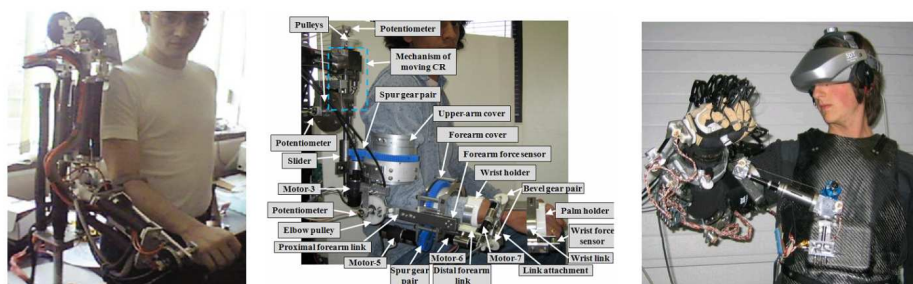


FIGURE 1.16 — De gauche à droite : Exosquelette 7 DDL "Soft-actuated", SUEFUL-7, ESA passive exoskeleton

- *Exosquelette 7 DDL "Soft-Actuated"* (Fig. 1.16 gauche) : comme l'exosquelette Rupert, cette structure est équipée de muscles pneumatiques permettant de mouvoir les 7 articulations actives (trois destinées à l'épaule, une au coude et trois au poignet). L'emploi d'actionneurs pneumatiques disposés en paires antagonistes permet, à la manière des muscles humains, de contrôler la compliance (*la raideur*) de l'articulation et de fournir ainsi, en plus d'un niveau de sécurité élevé, une interaction plus "douce" [Tsagarakis-2003]. Seules des évaluations du système d'actionnement pris isolément ont été réalisées à ce jour [Laffranchi-2009].
- *SUEFUL-7 Exoskeleton (Saga University Exoskeleton For Upper-Limb)* (Fig. 1.16 milieu) : cet exosquelette à sept DDL a été développé par l'université japonaise Saga [Gopura-2008] à partir de deux robots existants (un robot trois axes destiné au bras et le W-EXOS 3 axes destiné au poignet [Gopura-2008b]). Il contrôle la totalité des axes du membre supérieur (3 DDL pour le poignet, 1 pour le coude et 3 pour l'épaule) et possède une glissière d'adaptation pour la fixation du bras afin de s'adapter aux variations morphologiques. La rotation interne/externe de l'épaule a été ajoutée récemment [Gopura-2009]. Le robot est équipé de deux capteurs d'efforts (avant-bras et poignet) et d'un système d'actionnement à câble déporté. L'espace de travail couvert pour l'avant-bras et le poignet est proche de celui du corps humain, mais reste très limité pour l'épaule (amplitude de 0 à 90 degrés pour les deux axes). Seule une campagne d'essais sur quelques sujets sains a été effectuée afin de valider le fonctionnement du système et de son contrôleur basé sur un réseau de neurones et une lecture des EMG.
- *ESA (European Space Agency) passive exoskeleton* (Fig. 1.16 droite) : Cet exosquelette figure dans cette étude même si sa structure est entièrement passive [Schiele-2006] et qu'il ne se destine pas à la rééducation neuromotrice mais à l'utilisation dans le cadre de missions spatiales. En effet la particularité de ce dispositif est d'avoir été conçu afin d'obtenir une structure parfaitement

ergonomique, et surtout limitant l'apparition de contraintes dans le bras humain en raison des différentes morphologies du sujet, du nombre de degrés de liberté limité et surtout du problème de l'alignement des axes de rotation (notamment au niveau du coude). L'exosquelette conçu est donc très robuste vis-à-vis des erreurs d'alignement, rapide à installer et possède un espace de travail important, très proche de celui du bras humain. Cette structure présente, parmi l'existant, de hautes performances en termes de transparence mécanique [Schiele-2008], mais il s'agit d'une structure passive et donc inadaptée à des fins de rééducation.

- **Les mécanismes multi-contacts**

Aux structures exosquelettiques précédentes, s'ajoutent deux structures robotisées multi-contacts. Ici, l'idée n'est pas de reproduire la cinématique du patient mais celle du thérapeute qui tient, avec chacun de ses bras, les deux segments du bras du sujet :



FIGURE 1.17 – De gauche à droite : iPAM, Reharob (premier robot en bas contrôlant le bras, deuxième robot en haut à l'arrière tenant la main)

- *Reharob* (Fig. 1.17 droite) : Le projet Reharob dirigé par l'université de technologie et d'économie de Budapest propose un système dans lequel le bras humain est piloté par deux robots industriels capables d'apprendre et de reproduire les mouvements appliqués par un thérapeute [Toth-2005]. Le système est donc composé de deux robots A.B.B. (possédant chacun 6 DDL), l'un dont le corps terminal est connecté à l'avant-bras du patient, l'autre au bras. Chaque robot est relié au patient au travers d'une interface jouant le rôle de fusible mécanique. Le dispositif peut être comanipulé par le thérapeute pour lui apprendre les mouvements thérapeutiques à reproduire durant la séance [Jurak-2007]. Étant donné la grande redondance du dispositif, il est possible d'adresser la totalité des mouvements du membre supérieur, omoplate et clavicule incluses.

Le problème de la commande est ici plutôt d'assurer une compatibilité ciné-

matique, c'est-à-dire de commander des mouvements du robot correspondant à des mouvements possibles du patient.

- *iPAM (intelligent Pneumatic Arm Movement)* (Fig. 1.17 gauche) : Développé par l'université de Leeds, l'iPam a été conçu dans le but exclusif d'assister le patient durant des exercices physiques de rééducation. A la manière de Reharob il combine les capacités de contrôle d'un exosquelette avec la facilité d'installation et de fixation d'un manipulandum. L'iPam permet de contrôler à l'aide de vérins pneumatiques, les 3 axes de rotations de l'épaule, les deux translations du complexe sterno-claviculaire, ainsi que le coude [Culmer-2009]. Ici, la compatibilité cinématique est facilitée par l'introduction de mécanismes passifs aux interfaces, une idée que nous développerons plus loin dans ce document.

1.3 État de l'art des modes de rééducation existants

Ce qui constitue la particularité d'un système robotisé de rééducation, outre sa cinématique, est la commande imposée par le contrôleur qui définit l'exercice de rééducation et donc l'interaction physique avec le patient. On distingue deux types de modes de commandes selon qu'on cherche à rééduquer en assistant le geste ou en le perturbant.

1.3.1 Les méthodes de rééducation par l'assistance

Trois principaux modes d'assistance reproduisant les gestes des thérapeutes existent.

- *Passif* : le patient est inactif et c'est le robot qui déplace le bras du patient. Ce type de mode est destiné aux traitements durant les premières phases de la rééducation lorsque le patient n'a recouvré aucune capacité motrice. Les mouvements des membres qu'impose le robot semblent générer une activité électrique bénéfique au niveau des centres nerveux lésés.
- *Actif aidé* : le robot n'assiste que partiellement le mouvement du patient. Ce mode est utilisable dans les cas où le patient peut initier le mouvement mais a des difficultés pour le contrôler jusqu'à la cible : les mouvements effectués par le patient sont incomplets ou imparfaits (tremblements, erreur de suivi de trajectoire...).
- *Actif contraint* : ce mode permet de forcer la concentration, de renforcer certains groupes musculaires et de rééduquer des coordinations spécifiques. Il est par exemple possible de forcer le patient à travailler des configurations posturales particulières en ordonnant au robot de ne se déplacer vers la cible que lorsque la force exercée est correctement orientée.

Un autre mode, plus propre à l'assistance robotique, est dit " bimanuel " : les mouvements qu'effectue le bras sain sont, dans ce cas, appliqués de manière symétrique sur le bras atteint qui, lui, reçoit finalement un exercice dit " passif " [Lum-2002]. Le mode bimanuel tire avantage de la tendance à la symétrie du contrôle moteur

humain. Ce mode est toutefois complexe à mettre en oeuvre, car il demande d'avoir un système de mesure pour l'autre bras.

Enfin, un certain nombre de modes "hybrides" mixant les précédents modes ont été mis en place et sont toujours en évaluation. Un mode actif dans la phase de démarrage puis passif durant le reste du mouvement destiné à encourager le sujet à récupérer sa capacité à initier le mouvement a, par exemple, été mis au point et évalué cliniquement sur patient [Kahn-2006b]).

1.3.2 Les méthodes de rééducation par perturbation et augmentation de l'erreur

Plutôt que l'assistance au geste, c'est-à-dire la mise en place de champs de force convergents vers une trajectoire ou un objectif, certains auteurs proposent des méthodes par perturbation.

L'idée, issue des neurosciences, est simple : pour stimuler l'algorithme d'apprentissage moteur du sujet, le robot amplifie l'erreur motrice, comme on augmenterait le gain d'adaptation dans une commande robotique conventionnelle. A l'origine de ces approches, on trouve des travaux sur l'adaptation du geste soumis à un champ de forces créé par un robot chez un sujet. On sait en effet que des sujets valides peuvent s'adapter à ce type de perturbation : cet apprentissage sensorimoteur leur permet d'effectuer des gestes de pointage rectilignes malgré une perturbation physique [Shadmehr-2000]. Il semble que l'adaptation soit meilleure dans des champs de forces qui amplifient les erreurs motrices au lieu de les corriger. Une hypothèse pourrait être que, chez le patient, l'erreur motrice est liée aux mécanismes d'apprentissage donc de rééducation et à l'amélioration clinique de la motricité.

Dans ce type d'exercice, le robot est donc commandé afin de volontairement perturber le geste du patient (ou du moins de renseigner "faussement" ce dernier) dans l'optique de stimuler la récupération des fonctions de correction des erreurs, qui est fondamentale pour le contrôle moteur [Patton-2006].

Les principales méthodes de rééducation par perturbation sont les suivantes :

- *Adaptive Training*

L'"Adaptive Training" se fonde sur l'idée que l'apprentissage d'un mouvement dans un certain environnement passe par la création d'un modèle interne de cet environnement, modèle interne qui est mémorisé et permet au système nerveux central de réaliser des prédictions sur le mouvement à effectuer [MussaIvaldi-2000].

Le principe est donc d'appliquer, à l'aide d'un robot, des champs de forces durant la rééducation ou l'apprentissage robotisé qui auront pour "after-effect" le mouvement ou la trajectoire désirée. L'"after-effect" est une déformation du mouvement, sorte de miroir de la perturbation (voir Fig. 1.18), qui reste visible durant quelques instants lorsqu'on retire le champ de perturbation jusqu'au "final washout" (disparition progressive du comportement temporairement appris par le système nerveux).

- *Transient dynamic amplification*

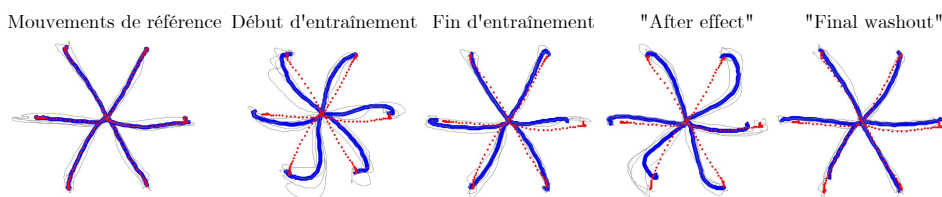


FIGURE 1.18 – Détail des mouvements de pointage (du centre vers les différentes cibles disposées en étoile) obtenus durant les différentes étapes de l'adaptive training.

Le principe est de modifier la dynamique de l'environnement (viscosité, champ de force) à l'aide d'un système robotisé. L'apprentissage moteur est accéléré grâce à cette amplification de la dynamique de l'environnement elle-même due aux mécanismes d'apprentissage des modèles internes, qui comme on l'a vu, semblent être basés sur l'erreur. Cette technique a été testée avec résultats sur l'apprentissage de la marche [Emken-2005]. L'idée est d'augmenter de manière transitoire l'erreur obtenue (à l'aide d'actionneur de perturbation) lors du mouvement précédent pour pousser le système à réaliser une plus grande correction, et donc permettre une adaptation plus

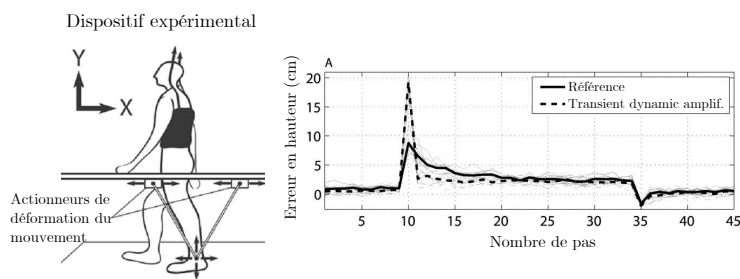


FIGURE 1.19 – Détail du dispositif expérimental d'accélération du réapprentissage moteur de la marche et comparaison des temps d'apprentissage

rapide (Fig. 1.19). La principale différence avec l'adaptive training, est que la recherche est directement focalisée sur l'accélération de l'apprentissage moteur et non sur la recherche de production d'une nouvelle trajectoire dans un environnement non contraint.

– *Error Enhancement*

Plutôt que de réapprendre un geste explicitement biaisé dans un champ de force perturbateur, qui permet une fois le champ de force retiré d'obtenir un mouvement non biaisé en raison de l'adaptation au champ de force réalisé par notre système nerveux central, cette technique consiste à perturber le retour perceptif fourni au patient [Yejun-2005]. Ces techniques sont basées sur l'idée que la distorsion du feedback visuel lors de thérapies de recouvrement du contrôle moteur pourrait avoir une influence bénéfique sur la récupération.

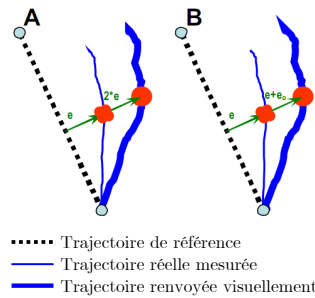


FIGURE 1.20 – Deux modes de traitement de l'erreur renvoyée au sujet : (A) Multiplication de l'erreur, (B) Ajout d'une erreur fixe

En donnant l'illusion au patient que son mouvement est moins parfait que ce qu'il ne perçoit, son système moteur et de correction est bien plus stimulé que lors d'une thérapie classique. Une étude [Brewer-2005] a été menée cliniquement sur 3 patients et des études plus approfondies sont en cours. Ainsi, en biaisant la perception visuelle, il apparaît possible d'accélérer ou d'améliorer le processus de rééducation des fonctions motrices.

Ces trois modes de rééducation par l'erreur présentés ici sont en réalité des approches proposées par des équipes de neurosciences, mais pas encore approuvées cliniquement. La majorité d'entre eux n'a été évaluée que sur des sujets sains. Ils représentent cependant une perspective de choix pour la rééducation robotisée car ils nécessitent une mesure et un contrôle des efforts fins qu'un thérapeute ne peut fournir sans outil d'assistance.

1.4 État de l'art des études cliniques existantes

1.4.1 Études cliniques recensées

Peu d'études existent permettant une comparaison effective et objective des différents robots ou modes de commande. L'effet de la rééducation sur la récupération motrice des sujets hémiparétiques est encore loin d'être compris et maîtrisé. Cependant, certains facteurs semblent être des éléments fondamentaux dans les techniques de rééducation. Afin d'optimiser le potentiel des robots dans la rééducation, il est essentiel de savoir quels sont les exercices efficaces sur l'apprentissage moteur.

Deux modes de commandes ("actif aidé" et "résistif-progressif"), ont été comparés de manière spécifique sur le robot Manus dans une étude portant sur 46 sujets hémiparétiques chroniques [Stein-2004]. Les sujets ont effectué 1024 mouvements par séance et 18 000 pendant la totalité du protocole. Bien qu'une amélioration significative des performances ait été observée dans les deux groupes de sujets, aucune différence entre les groupes n'a concrètement été mise en évidence. Ce résultat confirme l'idée que, chez des sujets hémiparétiques, c'est bien le fait de s'entraîner à effectuer une tâche qui améliore les performances et non un renforcement musculaire.

tel que peut le réaliser un entraînement résistif [Moreland-2003]. Il est probable que les facteurs qui semblent importants pour la rééducation classique - comme la répétition et le fait que les mouvements soient exécutés de façon orientée vers la tâche - influencent également la motricité des sujets recevant une rééducation robotisée [Robertson-2005].

Kahn et al. [Kahn-2006] ont également comparé deux modalités d'entraînement avec des robots : le mode actif assisté, et un mode spécial - dit actif contraint - impliquant un guidage précis de la direction de la force. Ils ont observé des différences non pas au niveau fonctionnel, mais au niveau de la qualité des mouvements. Ces chercheurs ont postulé que le guidage de la force par le robot est fondamental, car il aide les sujets à réapprendre les transformations sensorimotrices nécessaires à la réalisation des gestes d'approche.

Le reste de la littérature propose des études de l'effet de systèmes robotiques particuliers. Une analyse de ces études est proposée ci-après :

- *MIT-Manus*

Deux études ont respectivement été menées sur 20 et 30 patients à plus de six mois de l'AVC et n'ayant plus de rééducation ([Fasoli-2003],[Ferraro-2003]). L'entraînement avec robot a duré six semaines à raison de trois séances d'une heure par semaine. Ces études non contrôlées ont montré des résultats encourageants avec une amélioration du score au Fugl-Meyer (Fugl-Meyer Assessment Sensorimotor Recovery after Stroke, protocole utilisé en neurologie afin de documenter la sévérité de l'atteinte motrice après un AVC [Fugl-Meyer-1975]) pour la partie spécifique du membre supérieur, de la force musculaire évaluée sur plusieurs échelles et une diminution de la spasticité évaluée sur l'échelle d'Ashworth (échelle mesurant la tonicité musculaire [Yam-2006]). Ces résultats perduraient trois mois plus tard. Il semble que l'effet soit plus important chez les patients ayant une atteinte modérée que chez ceux ayant une atteinte plus sévère [Ferraro-2003]. Peu d'études ont été effectuées chez des patients au stade aigu de l'AVC. Volpe et al. [Volpe-2000] ont comparé l'effet sur un groupe de patients entraînés avec le robot MIT-Manus une heure par jour pendant cinq semaines (en plus de la rééducation standard), à un groupe témoin exposé au robot pendant seulement une heure par semaine. Les 56 patients ont tous amélioré leurs performances, mais le groupe ayant reçu le plus de rééducation avec le robot a montré des résultats significativement plus élevés pour le score de puissance motrice et le score moteur. Il n'y avait pas de différence entre les groupes pour le score au Fugl-Meyer. Cependant, ce type d'étude ne permet pas de distinguer les causes exactes de ces améliorations entre l'effet de la rééducation avec le robot et le fait que ces derniers patients aient bénéficié d'une heure de plus de rééducation par jour par rapport au groupe témoin. Le développement de ce robot avec un degré de liberté supplémentaire permettant des mouvements contre pesanteur est en cours. Une étude pilote a donné des résultats encourageants, mais des études plus importantes sont nécessaires afin d'évaluer son effet sur les déficiences neuromotrices [Krebs-2004].

– *Mime (Mirror-image movement enabler)*

La première étude a porté sur 27 sujets hémiparétiques chroniques [Lum-2002]. A la fin de 24 séances d'une heure sur deux mois, les sujets rééduqués par le robot ont montré des gains significativement plus importants que le groupe ayant suivi une rééducation classique. Les auteurs ont noté que les améliorations sont directement liées à l'entraînement : le groupe entraîné par le robot avait de plus augmenté les capacités musculaires spécifiquement relatives aux directions entraînées. Dans une étude suivante, les auteurs suggèrent que ce type d'entraînement améliore la forme des signaux d'activation musculaires [Lum-2004]. Ils se basent sur la diminution des erreurs directionnelles, l'augmentation rapide de travail effectué et l'augmentation de l'amplitude de l'électromyogramme (EMG) au niveau des agonistes et suggèrent qu'une adaptation nerveuse similaire à celle observée au début d'un entraînement musculaire s'effectue. La rééducation avec un robot semble de plus accélérer la récupération par rapport à des techniques classiques, bien qu'il soit difficile de mettre en évidence un apport particulier du robot au terme de six mois [Lum-2006]. Les mêmes auteurs ont évalué l'effet particulier du mode bilatéral de ce robot [Lum-2006]. L'hypothèse de ce mode est que le travail en mode bilatéral stimule spécifiquement certaines voies neuronales (voies corticospinales ipsilatérales, projections corticales vers le tronc cérébral, ou l'hémisphère lésé à travers le corps calleux). L'étude portait sur 30 sujets (AVC un à cinq mois auparavant) classés selon le score au Fugl-Meyer et selon l'hémisphère lésé, puis répartis de manière aléatoire dans quatre groupes. Tous les sujets ont reçu 50 minutes de rééducation par jour. Les quatre groupes étaient constitués de la manière suivante : un groupe qui utilisait le robot uniquement en mode unilatéral ($n = 9$), un groupe en mode bilatéral ($n = 5$), un groupe qui combinait les deux modes ($n = 10$) et un groupe témoin recevant une rééducation classique ($n = 6$). Seuls les sujets du groupe combiné ont eu des scores significativement différents du groupe témoin pour les parties proximales du Fugl-Meyer et du score moteur (motor status score). Cependant, il est nécessaire d'interpréter ce résultat avec certaines précautions en raison du petit nombre de sujets dans chaque groupe.

– *ARMin*

Une étude pilote a été effectuée sur des sujets sains ainsi que sur cinq patients hémiparétiques à l'hôpital universitaire de Balgrist et a permis de vérifier l'étendue des mouvements possibles avec l'exosquelette, l'adaptation sur différentes morphologies, ainsi que l'acceptation psychologique et la motivation des patients équipés [Mihelj-2006]. Une campagne d'essais pour la validation clinique est en cours afin de vérifier l'efficacité du robot dans la rééducation des patients en phase chronique ou aiguë. Trente patients recevront approximativement 80 minutes de thérapie chaque jour pendant 24 jours. Les sujets seront répartis aléatoirement et un groupe recevra une

thérapie robotisée tandis que l'autre recevra une thérapie traditionnelle équivalente. Récemment une nouvelle étude a été entreprise sur l'altération des synergies d'un patient hémiplegique à l'aide du robot ARMin. L'étude vise à montrer les capacités du robot à quantifier certaines caractéristiques du mouvement du patient sans les déformer [Guidali-2009].

– *Bi-Manu-Track*

Une étude a consisté à comparer un entraînement avec ce robot chez 22 patients (dont l'AVC remontait en moyenne à cinq semaines) à des séances de stimulations électriques des extenseurs du poignet [Hesse-2005]. Ces deux traitements d'une durée de 20 minutes par jour pendant six semaines, étaient prescrits en plus de la rééducation habituelle. Les scores du groupe " robot " étaient significativement plus importants que ceux du groupe témoin pour le test de Fugl-Meyer et pour la force mesurée sur l'échelle du Medical Research Council. La différence entre les groupes persistait trois mois après le début de l'étude. Là encore, il n'est pas possible de déterminer si l'amélioration est due au robot, aux spécificités de l'entraînement bilatéral ou simplement à l'augmentation du nombre de répétitions du mouvement. Une étude précédente a montré que l'entraînement avec le robot peut diminuer la spasticité mesurée par l'échelle d'Ashworth modifiée ; cependant l'effet ne perdure pas après l'arrêt du traitement [Hesse-2003].

– *Nerobot*

Une étude, effectuée chez 17 patients en phase aiguë de l'AVC, montre que l'addition de quatre heures par semaine de rééducation avec le Nerobot améliore de manière significative le score au Fugl-Meyer (parties proximales), la force du deltoïde et du biceps par rapport à 18 patients ayant reçu une rééducation standard. La différence persiste à trois et à huit mois après l'arrêt du traitement [Masiero-2007]. Malheureusement, cette étude a en fait comparé l'ajout d'une thérapie par robot à un groupe témoin ayant seulement reçu une rééducation standard. Ce type d'étude, comme l'étude de Volpe et al. sur l'utilisation du MIT-Manus durant la phase aiguë [Volpe-2000], ne permet pas de savoir si l'effet est dû aux caractéristiques du robot ou à l'augmentation de l'intensité de la rééducation.

– *Gentle/s*

Une étude a été effectuée chez 31 patients hémiparétiques au stade chronique de l'AVC, en comparant à des exercices effectués avec une simple suspension. Dans cette étude, les auteurs effectuent une analyse statistique afin de déterminer les critères intervenant dans le phénomène de récupération fonctionnelle. Une amélioration du score au Fugl-Meyer a été observée chez tous les sujets après 4,5 heures de chaque traitement, mais les résultats obtenus n'ont pas permis de mettre en évidence des bénéfices du robot par rapport aux exercices effectués avec une suspension simple (compensation de

la gravité) [Amirabdollahian-2007].

– *Autocite (automated constraint-induced therapy extension)*

Deux études ont évalué ce système (chez respectivement 9 et 27 patients ayant un déficit modéré à la suite d'AVC chronique). Son utilisation de façon intensive (trois heures par jour durant 10-14 jours) a été comparée à la thérapie par la contrainte induite (CI), elle-même très intensive ([Lum-2004],[Taub-2005]). Les scores du Motor Activity Loget du Wolf Motor Function Test ont été significativement améliorés chez les deux groupes sans distinctions. Ces résultats montrent que le système Autocite permet d'obtenir les mêmes résultats qu'une thérapie par la Contrainte Induite classique avec un thérapeute. Ce système pourrait donc permettre de réduire la charge d'encadrement du thérapeute. De fait, ce système peut permettre un gain de temps considérable dans ce contexte thérapeutique particulier.

Pour les structures multi-contacts, le nombre d'évaluations cliniques est très réduit :

– *ARM-guide*

Une étude portant sur 14 sujets hémiplegiques chroniques a comparé 24 séances de rééducation "classique" sur huit semaines à autant de séances de rééducation avec le robot ARM-guide [Kahn-2006]. Les sujets des deux groupes effectuaient le même nombre de répétitions des mêmes gestes de pointage vers cinq cibles. Les sujets du groupe "robot" ($n = 7$) étaient assistés par le robot lorsqu'ils n'étaient pas capables d'achever leur mouvement ou lorsque ces derniers étaient trop lents. Si le sujet avait plus de capacités, le robot fournissait une résistance lorsque le mouvement était rapide. Le temps pour effectuer des gestes fonctionnels était diminué chez les deux groupes à la fin de l'étude sans différence significative entre les groupes. Lors de gestes pointage sans aide, la distance atteinte et la rectitude du trajet étaient améliorées chez les deux groupes sans différence significative entre les groupes, cependant, la fluidité était améliorée significativement uniquement chez le groupe rééduqué avec le robot.

– *Reharob*

Deux campagnes d'essais cliniques ont été effectuées sur ce robot. La première réalisée sur 12 participants souffrant de divers degrés de handicap a permis de montrer que le système était fonctionnel, fiable et que les exercices fournis par le robot étaient semblables en termes de qualité à ceux du physio-thérapeute. La seconde campagne, sur 30 patients hémiplegiques divisés en deux groupes (groupe test et groupe robot), a montré que la rééducation par le système Reharob générait de meilleurs résultats quant à l'utilisation de l'épaule et du coude par les patients [Jurak-2007]. Encore une fois ces résultats sont à nuancer car le groupe "robot" a reçu quantitativement une thérapie plus longue (séance avec robot en plus de la séance d'exercice de Bobath prescrite aux deux groupes).

1.4.2 Analyse critique des résultats cliniques en rééducation robotisée

Les études citées tout au long de cet état de l'art nous amènent à un premier constat : la rééducation robotisée semble concrètement envisageable et sûre. La rééducation robotisée, à défaut d'améliorer de façon prouvée les résultats de la thérapie est capable de produire la même efficacité que les méthodes conventionnelles. Une conclusion des études cliniques actuelles pourrait être que l'avantage des robots est à la fois quantitatif et qualitatif.

Sur le plan quantitatif, les robots évalués et disponibles peuvent permettre un entraînement plus intensif que ceux habituellement proposés par une thérapie traditionnelle (contrairement à un thérapeute, un robot ne se fatigue pas). Et comme actuellement, un des seuls paradigmes réellement accepté dans le domaine de la rééducation semble être "More is better", la surintensité que pourraient fournir les robots est un atout indéniable. Les robots ont aussi l'avantage d'initier la rééducation (à l'aide des modes " passif " ou " actif assisté ") chez des patients très déficitaires qui ne pourraient pas bénéficier d'autres types de protocoles comme par exemple la thérapie par la contrainte.

D'un point de vue qualitatif, les résultats semblent montrer l'avantage de modes de contrôle spécifiques et/ ou du type de tâche proposée, mais les mécanismes d'actions des robots dans le cadre de la rééducation sont encore loin d'être maîtrisés. L'engouement des patients pour ces nouvelles technologies de rééducation est un avantage certain, permettant d'augmenter la concentration et la motivation de ces derniers durant les séances d'exercices. Il semble cependant nécessaire de compenser la pauvreté des échanges hommes-machines ([Loureiro-2001], [Huang-2005]).

Cela étant, l'efficacité des robots de rééducation pour une meilleure récupération motrice n'est pas encore clairement prouvée. Tout d'abord il subsiste un manque réel d'études aléatoires, objectivement évaluées et comportant un grand nombre de sujets. A ces considérations s'ajoute aussi la difficulté de juger l'apport des robots dans ce domaine étant donné le manque d'évaluations basées sur le long terme en dehors de celles effectués avec le MIT-MANUS, seul robot dont les effets aient été étudiés jusqu'à 3 années après la fin de la rééducation [Krebs-1998].

La plupart des études menées ont cherché à comparer l'effet des robots sur la récupération des fonctions motrices, par rapport à d'autres modalités de rééducation intensive comportant un entraînement plus poussé. La majorité des études existantes sur la rééducation des patients suite à une attaque cérébrale semble en effet montrer que les thérapies robotisées ne sont pas beaucoup plus efficaces que les thérapies classiques ([Lum-2002],[Prange-2006]). Une étude systématique récente de toutes les évaluations cliniques des robots de rééducation [Kwakkel-2008] a d'ailleurs montré que, même si la rééducation robotisée améliore les fonctions motrices aussi bien que les méthodes traditionnelles, ces améliorations ne se transposent généralement pas dans la réalisation de tâches de la vie courante [Mehrholz-2009].

Ce manque de résultats clairs, combiné à un prix généralement élevé et la crainte des professionnels vis-à-vis de l'utilisation de machines complexes et sous-évaluée, suscite aujourd'hui un certain nombre d'interrogations chez les professionnels de santé.

Toutefois l'aspect quantitatif de la thérapie avec un robot est un élément non négligeable. En effet ce dernier fournit une capacité de répétition de son action, une objectivation du protocole grâce aux mesures (de vitesse, d'accélération, de puissance développée...) ouvrant la voie à des études comparatives de performance. On peut donc penser que ce sont principalement les limitations des performances mécaniques des robots employés qui constituent le fond du problème. Ainsi les robots qui ont été évalués sur le long terme n'étaient que des manipulandums incapables d'imprimer des efforts répartis sur la totalité du bras et donc de contrôler ses coordinations articulaires. Des études ont montré qu'une telle assistance robotisée peut parfois mener à une récupération légèrement biaisée des fonctions motrices [Kahn-2006].

L'exploitation de robots multi-contacts, l'étude fine de l'interaction physique homme-robot, le lien indispensable avec les neurosciences du mouvement nous semblent être des voies de progrès dans le domaine. C'est le parti pris de cette thèse.

1.5 Conclusion : besoins identifiés et travaux entrepris

Dans un premier temps, il apparaît primordial de passer d'un couplage traditionnel au niveau de la main, à un couplage avec le bras du patient. Ceci ne peut se faire qu'à l'aide de structures mécaniques plus avancées, possédant plus de degrés de liberté, comme des exosquelettes de bras. Les machines doivent posséder des capacités en efforts similaires à celles du bras humain sain tout en étant capables d'interagir avec toute la délicatesse requise avec un patient physiquement fragilisé et de ne pas altérer ses mouvements quand cela est désiré. Il est aussi important de maximiser les dimensions de l'espace d'entraînement ainsi que de multiplier les possibilités d'exercices. A terme, il faut pouvoir aussi travailler à la rééducation de certaines coordinations tridimensionnelles tout en proposant plus de confort comme par exemple une compensation du poids, fondamentale dans la rééducation du bras pour soulager les douleurs articulaires au niveau de l'épaule en cas de capsulite.

Parallèlement de nouveaux types de commande doivent être développés, plus aptes à interagir avec l'homme, en réagissant à ses intentions motrices.

La mise au point de ces nouveaux robots et de nouvelles commandes doit tirer profit des résultats les plus récents dans le domaine de neurosciences, afin par exemple d'intégrer un modèle du mouvement sain que le robot pourrait utiliser comme une référence durant les séances d'exercices. Il est actuellement difficile de définir mathématiquement un "geste sain" [Prange-2006] mais les neurosciences, en cherchant à modéliser les capacités du système nerveux humain devraient permettre d'évacuer la part de subjectivité dans l'évaluation de l'exercice et du jugement de la thérapie

et d'implémenter un jour les savoirs empiriques du thérapeute dans le système robotisé.

Ceci souligne également l'importance de la mise en place d'interactions étroites entre le praticien et le robot : il faut permettre un accès aux caractéristiques du mouvement, afin de renseigner le thérapeute sur l'état de la motricité du patient par la quantification des gestes pendant l'entraînement et par un suivi précis de ses performances. Ces robots de rééducation pourraient ainsi être utilisés comme appareils d'isocinétisme 3D pour quantifier la force générée par le patient lors d'un geste mettant en jeu plusieurs articulations, ce qui permettrait des évaluations fonctionnelles bien plus pertinentes que celles pratiquées actuellement. Ce type de matériel d'évaluation manque en effet aux médecins pour étudier plus finement les processus de récupération [Harwin-2006].

Un des enjeux majeurs est d'aider le thérapeute à proposer au patient un traitement mieux adapté à sa pathologie en lui proposant un nouveau genre d'exercices non réalisables sans machines comme des modes utilisant des mesures de direction de l'effort permettant d'entraîner la coordination et les synergies du patient (active constrained mode [Lum-2002],[Lum-2006]) ou des modes d'entraînement "implicites" (comme l'adaptive training [Yejun-2005],[Patton-2006]) dans lesquels l'action du robot sur le bras du patient est le résultat d'une mesure de son impédance.

Il est intéressant de remarquer que les problèmes soulevés par la mise au point d'un système robotisé exploitable lors de rééducations neuromotrices apparaissent finalement similaires à ceux de la conception d'interfaces haptiques.

Comment interagir de façon naturelle, souple, avec suffisamment de force, de vitesse de déplacement et de raideur lorsque cela est requis et avec les capacités de suivre les mouvements du sujet lorsqu'aucun effort ne doit être appliqué ? Les différentes équipes de recherche se sont focalisées depuis un certain nombre d'années sur les aspects mécaniques et de commande. Ces études qui ont fait évoluer le simple manipulandum vers des exosquelettes complexes ont fait augmenter considérablement le nombre de plateformes de démonstration technologique, sans pour autant étudier de manière poussée les particularités de l'interaction physique entre un homme et un exosquelette. Il nous est apparu qu'un point fondamental est celui de la transparence, c'est-à-dire la capacité d'un robot à suivre le mouvement humain sans aucune force de résistance perceptible ; transparence qui est un indicateur de sa capacité à générer des efforts précis. C'est donc dans l'optique de permettre à des systèmes robotisés de proposer un niveau de transparence élevée que cette thèse a été menée. La présentation du domaine de la rééducation neuromotrice robotisée, de ses résultats préliminaires et de ses attentes effectuée tout au long de ce chapitre nous amène à la conclusion qu'il est nécessaire de réaliser une analyse de l'interaction physique homme-exosquelette comme une étape intermédiaire entre la description des performances mécaniques et l'évaluation clinique.

Cette analyse a donc été menée sur un exosquelette actif 4 axes développé par le CEA-List et a permis la constitution d'une méthode générale d'évaluation de la capacité d'interaction physique présentée au Chapitre 2. Une recherche d'amélioration de la transparence a ensuite été entreprise sous deux formes. D'abord en étu-

diant le couplage mécanique de l'humain au robot et en proposant une méthode de conception de fixations permettant d'améliorer l'interaction (Chapitre 3). Ensuite en travaillant sur la commande des systèmes robotisés afin d'étudier la possibilité de déterminer la meilleure manière d'exploiter les connaissances sur les trajectoires humaines pour augmenter ce niveau de transparence (Chapitre 4).

L'exosquelette ABLE et ses capacités d'interactions

L'objet des expérimentations de notre travail est un exosquelette à 4 DDL, appelé ABLE, conçu par le CEA-LIST. Ce dispositif (initialement conçu comme "bras maître" de nouvelle génération pour la télé-opération dans l'industrie nucléaire [Garrec-2004b]) possède des qualités qui nous ont semblé très intéressantes pour la rééducation du membre supérieur : espace de travail assez grand, capacités de force et de vitesse compatibles avec l'assistance à la manipulation humaine, et surtout très grande réversibilité du système d'actionnement offrant le potentiel d'une très bonne transparence. Ces caractéristiques sont détaillées en Section 2.1. Une des premières étapes de notre travail a été de mettre en place des modèles et lois de commande conventionnels, tels qu'un modèle des efforts généralisés gravitationnels et des frottements, un modèle géométrique ou encore un asservissement de position articulaire. Les principaux éléments de ce travail et les résultats sont présentés en section 2.2.

Lorsque s'est posée plus précisément la question de l'utilisabilité d'ABLE – muni de ses lois de commande conventionnelles – pour la rééducation, nous nous sommes aperçus qu'il n'existait pas de critères bien établis dans la communauté pour caractériser les capacités d'interaction d'une machine en comanipulation. C'est pourquoi nous avons été amenés, avec les équipes de neuroscientifiques et de thérapeutes, à proposer une méthode d'évaluation, basée sur la réalisation d'une série d'expériences élémentaires et sur l'analyse statistique des enregistrements réalisés lors de ces expériences. L'objectif est de quantifier les performances de l'ensemble robot – sujet lors de tâches réalisées tout d'abord en mode passif (cf. Section 2.3) puis en mode actif (cf. Section 2.4). Ces expériences sont riches d'enseignement et nous permettent, dans la Section 2.5, d'expliquer comment a été articulé le reste des travaux de cette thèse.

2.1 L'exosquelette ABLE du CEA-List

2.1.1 Cinématique et actionnement

2.1.1.1 Cinématique

ABLE (voir Fig. 2.1) est un exosquelette de bras (droit) à 4 degrés de liberté actifs conçu par le CEA-List à partir d'une technologie innovante d'actionnement appelée vis-et-câble ([Garrec-2004a, Garrec-2004b, Garrec-2004c], [Garrec-2006],



FIGURE 2.1 – Vue d'ABLE sans sa coque de protection

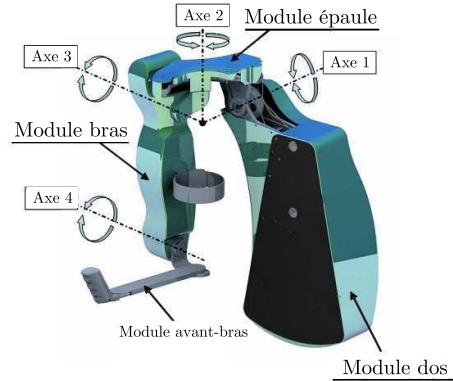


FIGURE 2.2 – Vue d'ABLE carénée

[Garrec-2006b]).

La cinématique de cette structure robotisée (cf. Fig. 2.3) est composée d'une épaule et d'un coude. L'épaule est constituée d'une liaison rotule obtenue avec trois pivots successifs perpendiculaires deux à deux. Le second pivot est réalisé par une glissière circulaire ce qui permet d'obtenir un mécanisme laissant libre l'espace autour du

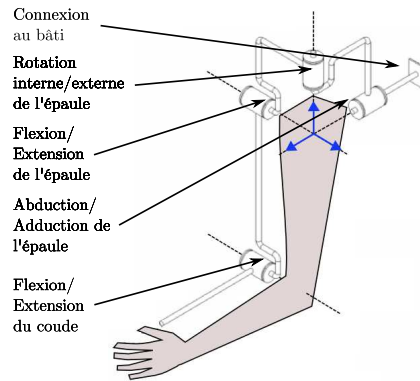


FIGURE 2.3 – Cinématique d'ABLE

centre de la rotule : c'est dans cet espace que sera placée l'épaule du sujet. Le coude quant à lui est constitué d'une simple liaison pivot dont l'axe a vocation à être aligné sur celui du patient lors de l'installation. L'enchaînement des axes d'ABLE est le suivant :

- Axe 1 : Adbuction/Adduction de l'épaule ;
- Axe 2 : Rotation Interne/Externe de l'épaule ;
- Axe 3 : Flexion/Extension de l'épaule (liaison pivot)
- Axe 4 : Flexion/Extension du coude (liaison pivot)

Ces différents axes possèdent chacun une course importante, comme illustré Table 2.1.

	Axe 1	Axe 2	Axe 3	Axe 4
Amplitude	110°	110°	110°	130°

TABLE 2.1 – Courses angulaires.

Sur le plan fonctionnel, ABLE est globalement constitué de 3 modules (voir Fig. 2.2).

Le module "dos" correspondant au bâti, est fixé à une potence afin d'exploiter l'exosquelette sans qu'il soit porté par le sujet. La hauteur de ce module est réglable grâce à un mécanisme de treuil installé sur la potence, permettant ainsi de faire coïncider l'épaule du robot avec celle du sujet et d'utiliser ABLE pour des exercices aussi bien en position assise que debout. Ce module de dos a été conçu afin d'accueillir à terme la motorisation d'un second exosquelette de bras (gauche) sans augmenter son volume. Il est possible, mais pas requis, de plaquer le dos du sujet sur le module dos d'ABLE en attachant son torse à l'aide d'une large ceinture.

L'exosquelette est ensuite formé par les modules "épaule" et "bras". Le module "épaule" n'embarque pas ses actionneurs (qui sont déportés dans le dos) mais est constitué par la pièce supportant le rail courbe qui est en liaison pivot (Axe 1) avec le module "dos". Le module "bras" monté sur le chariot à bille lié au module "épaule" (Axe 2) embarque deux actionneurs (voir plus bas) et n'est pas réglable en longueur. Enfin, l'avant-bras est, lui, motorisé par un des deux actionneurs embarqués sur le module "bras", et composé d'une platine réglable (course de 100mm) équipée en son extrémité d'une poignée (non-actionnée). Le tableau suivant définit les spécifications basiques d'ABLE.

Articulation	Axe 1	Axe 2	Axe 3	Axe 4
	Abd./Add.	Rot. Int./Ext.	Flex./Ext.	Flex./Ext.
	Épaule			Coude
Amplitude	110 degrés			
Moteurs	type DC Faulhaber			
Transmissions	Vis à bille et câble (SCS)			
Vitesses	$> 1m/s$			
Couples articulaires	18 Nm	18 Nm	13 Nm	13 Nm
Force equiv. (main)	50N	50N	50N	50N

TABLE 2.2 – Spécifications mécaniques d'ABLE

2.1.1.2 Actionnement

La grande originalité technologique d'ABLE tient dans son système d'actionnement et de transmission basé sur un système à vis et câble breveté par le CEA appelé SCS (pour Screw and Cable System) [Garrec-2000]. Un actionneur SCS est conçu de la manière suivante (voir Fig. 2.4) : une vis flottante est bloquée en rotation tandis que l'écrou l'entourant est lui guidé en rotation par un roulement. Cette

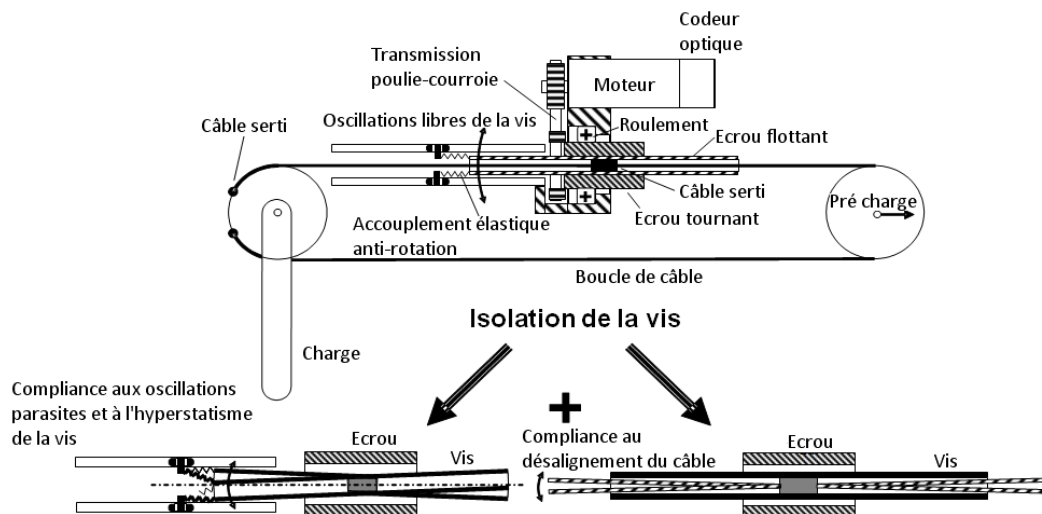


FIGURE 2.4 – Principe de base d'un SCS [Garrec-2004b]

vis translate sans être guidée linéairement. Le mécanisme d'anti-rotation, constitué d'une simple paire de galets translatant à l'intérieur d'un logement adapté, est relié à la vis par le biais d'un accouplement élastique afin d'absorber les oscillations cycliques générées par l'absence de guidage linéaire. Cette vis, percée en son centre

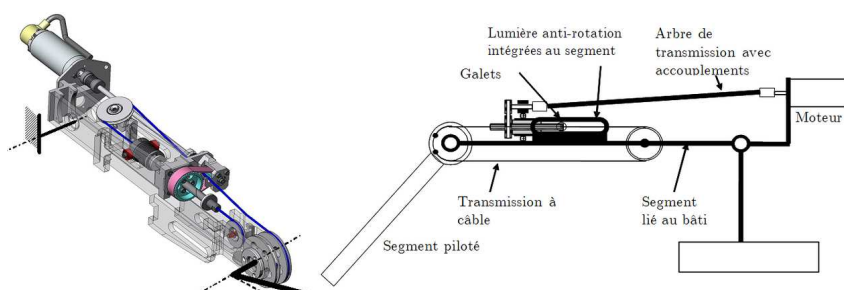


FIGURE 2.5 – Représentation schématisée d'un système SCS embarqué [Garrec-2004b]

est traversée par un câble de transmission serti au milieu de cette dernière. Grâce au jeu radial entre le câble et l'alésage de la vis, les oscillations cycliques du mécanisme ne sont pas bloquées et le désalignement du câble n'a pas d'influence sur le moment de flexion de la vis. Ce montage permet ainsi d'obtenir un frottement très réduit et régulier ; le rendement de la vis n'est en aucun cas altéré par des défauts de géométrie ou d'éventuelles déformations de la structure en charge (voir Fig. 2.6). Les avantages du système d'actionnement SCS sont donc les suivants :

- une grande capacité en force grâce à des rapports de réduction élevés ;
- un seuil de frottement bas et une grande réversibilité ;

- un alignement de l'axe du moteur avec celui du câble qui permet d'obtenir un encombrement réduit par rapport aux solutions classiques à moteur transverse ou renvoi d'angle ;
- une faible inertie et une grande rigidité ;
- une grande tolérance aux incertitudes des procédés de fabrication et aux flexibilité de la structure qui autorise donc l'emploi d'un large éventail de matériaux de structure.

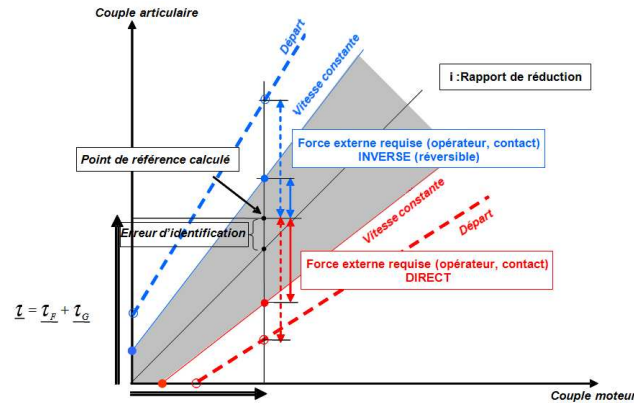


FIGURE 2.6 – Diagramme de transmission des forces [Garrec-2009]

Le système SCS bénéficie aussi des avantages inhérents aux transmissions à câbles comme la capacité d'absorption des chocs, la fluidité, et la polyvalence (possibilité de faire suivre au câble des chemins complexes à travers les articulations). Plus de détails sur les SCS peuvent être trouvés dans [Garrec-2006], [Garrec-2006b] et [Garrec-2009].

Toutefois ce type d'actionnement par câble conduit à réduire la raideur de la

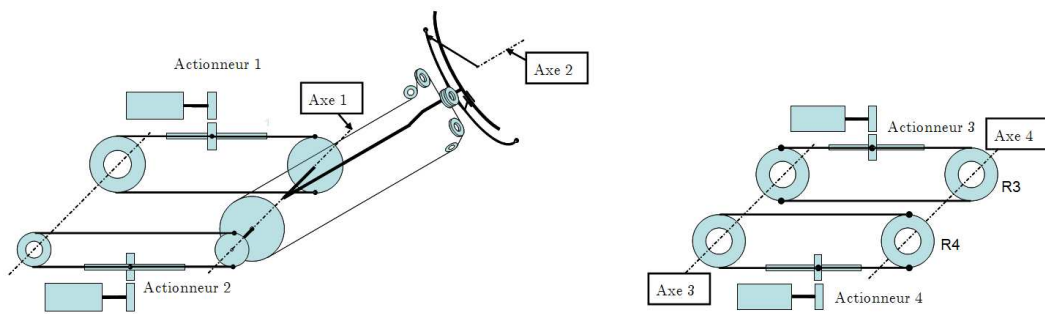


FIGURE 2.7 – Module arrière de transmission et épaule (gauche). Module de transmission du bas (droite) [Garrec-2004b].

structure mécanique et donc sa bande passante. De plus, certains étages de réduction étant réalisés par le passage du câble autour de poulies, les variations de diamètre

du câble dues à l'élongation sous une forte charge peuvent conduire à des variations de certains rapports de démultiplication ou de couplage entre axes.

Dans le cas de l'exosquelette ABLE, les systèmes d'actionnements SCS sont partiellement embarqués dans les membres à la manière de muscles électriques, comme cela est représenté dans la Fig. 2.5. L'intégration de la boucle de câble à l'intérieur du corps permet de réduire la longueur de ce dernier et d'augmenter ainsi la raideur de transmission. La position des moteurs à proximité de l'axe articulaire permet elle, de réduire de manière importante les effets de l'inertie dus aux masses des moteurs embarqués. Les modules de dos et de bras embarquent chacun deux actionneurs SCS. La masse globale est donc ainsi mieux répartie le long de la structure afin de suivre au mieux la morphologie humaine et d'améliorer l'équilibre. La figure Fig. 2.7 présente la cinématique de transmission d'ABLE. Le module du dos pilote les deux premiers axes de l'épaule (Articulations 1 et 2). Le module du bras pilote lui deux axes transverses (Articulations 3 et 4).

2.1.2 Modélisation et identification

ABLE étant un dispositif prototype, il a été nécessaire de procéder à l'identification de ses paramètres géométriques et dynamiques, qui seront utiles pour établir les modèles.

2.1.2.1 Modèle géométrique

L'exosquelette a été modélisé à l'aide d'un paramétrage classique de Denavit-Hartenberg (notation identique à celle de [Craig-1989]) afin d'établir son modèle géométrique nominal. L'orientation des axes est définie en considérant la position articulaire mesurée zéro, pour laquelle le bras et l'avant bras pendent verticalement vers le bas et l'axe du coude est perpendiculaire au plan sagittal (cf Fig. 2.8). Dans cette configuration :

- L'axe $(O_1, \vec{z}_1)$ est horizontal, dans le plan sagittal et orienté vers l'arrière du sujet.
- L'axe $(O_2, \vec{z}_2)$ est vertical et orienté vers le bas.
- L'axe $(O_3, \vec{z}_3)$ est horizontal, perpendiculaire au plan sagittal et orienté vers la droite du sujet.
- L'axe $(O_4, \vec{z}_4)$ est parallèle à l'axe $(O_3, \vec{z}_3)$, avec la même orientation.

La valeur théorique (selon les plans fournis par le CEA LIST) des paramètres de Denavit et Hartenberg est donnée dans la table 2.3. Ce tableau donne également, pour la colonne θ_i , la relation entre la mesure fournie par le contrôleur (dont le zéro et le sens sont arbitraires) et l'angle articulaire au sens des paramètres de Denavit et Hartenberg. Les matrices de transformation homogène utilisées pour le calcul du modèle sont données en annexe.

En pratique cependant, la réalisation mécanique d'ABLE, du fait des transmissions à câbles, des tolérances d'usinage, du montage et des flexibilités, n'est pas exactement conforme au modèle nominal. Une procédure d'identification géométrique a

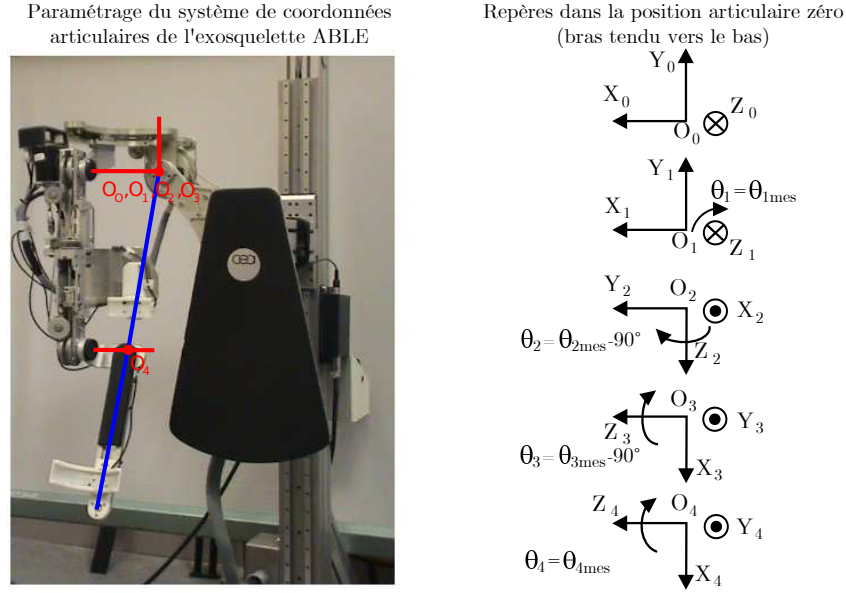


FIGURE 2.8 – Paramétrage selon la convention de Denavit et Hartenberg

Liaison	α_{i-1}	θ_i	a_{i-1}	d_i
$0 \rightarrow 1$	0	θ_{1mes}	0	0
$1 \rightarrow 2$	90°	$\theta_{2mes} - 90^\circ$	0	0
$2 \rightarrow 3$	-90°	θ_{3mes}	0	0
$3 \rightarrow 4$	0	θ_{4mes}	$357mm$	0

TABLE 2.3 – Paramètres DH

donc été conduite. Le principe consiste à mesurer simultanément les positions angulaires du robot et la position cartésienne d'un marqueur solidaire du corps 4, à l'aide d'un dispositif auxiliaire (capteur optique Polaris® de NDI). Une procédure itérative permet ensuite d'ajuster les paramètres géométriques fixes mal connus pour faire coïncider au mieux la mesure auxiliaire et la position reconstruite à partir de la mesure articulaire.

Plus précisément, l'algorithme utilisé est celui qui est décrit dans [Khalil-et-al-1988] : on cherche donc ici à minimiser l'erreur entre $f(\theta, p)$ et x , où x représente la mesure absolue obtenue par le dispositif de mesure externe, θ la mesure des codeurs articulaires du robot et p les paramètres géométriques du robot. Cette dernière variable regroupe les paramètres suivants :

- les paramètres décrivant la transformation entre le repère du dispositif de mesure externe et le repère de base d'ABLE,
- les paramètres décrivant la position du marqueur placé sur l'avant bras dans le repère DH du corps 4,
- les paramètres DH du robot et les paramètres de mesure angulaire (rapports de réduction de la chaîne de transmission et offsets sur les mesures angulaires).

Cette minimisation de l'erreur se fait selon la méthode de Gauss-Newton, en exploitant le jacobien du paramétrage tel que, pour toute variation infinitésimale δp de l'ensemble des paramètres p :

$$f(\theta, p + \delta p) - f(\theta, p) = J(q, p) \cdot \delta p \quad (2.1)$$

Une centaine de postures du robot ont été enregistrées sur le contrôleur en même temps que sur le dispositif de mesure externe. Ce grand nombre de postures permet de couvrir tout l'espace de travail du robot. L'algorithme d'identification est ensuite utilisé en attribuant une valeur initiale estimée manuellement aux paramètres à identifier. On observe une convergence rapide de l'algorithme. Les valeurs des mesures externes (x) et des valeurs reconstruites ($f(q, p)$) à la convergence sont représentées sur la Fig 2.9. L'erreur moyenne est de 2,2 mm, à comparer avec la précision du dispositif de mesure externe, qui est de 0,25 mm. La précision obtenue est donc mauvaise si on la compare à ce qu'on obtient habituellement avec un manipulateur industriel rigide. Ceci s'explique par l'importance des flexibilités dans la structure, qui ne sont pas prises en compte dans le modèle. Cependant, pour l'application envisagée, une précision de positionnement millimétrique n'a pas de sens pratique et la précision obtenue est suffisante.

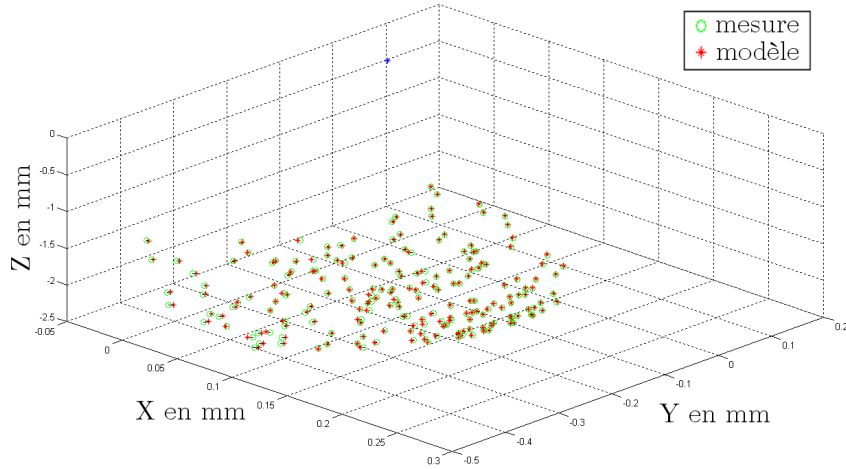


FIGURE 2.9 – Représentation graphique de l'erreur finale d'estimation de la position de l'effecteur du robot pour chaque échantillon

2.1.2.2 Modélisation des perturbations statiques et quasi-statiques

D'un point de vue général, le comportement d'un exosquelette robotique rigide soumis à un couple moteur Γ_m et à p efforts extérieurs $F_{ext,i}$ avec $i \in \{1 \dots n\}$ peut s'écrire :

$$\Gamma_m + \sum_{i=1}^p J_i^T(q) F_{ext,i} = H(q) \ddot{q} + b(q, \dot{q}) + \Gamma_g(q) + \Gamma_f. \quad (2.2)$$

où q est la position articulaire, $J_i(q)$ est la matrice jacobienne du robot au point de réduction du torseur $F_{ext,i}$, $H(q)$ la matrice d'inertie dans l'espace articulaire, $b(q, \dot{q})$ le vecteur des effets centrifuges et gravitationnels, $\Gamma_g(q)$ est le couple des efforts gravitationnels et Γ_f le couple des frottements articulaires. C'est l'équation dynamique classique d'un robot manipulateur, à ceci près que dans le cas considéré, on suppose qu'il existe $p > 1$ ports d'interactions correspondant aux multiples connexions entre le bras et l'exosquelette.

Lors d'une co-manipulation, si l'on veut appliquer des efforts $F_{ext,i}$ en contrôlant des couples Γ_m , les termes du second membre de cette équation dynamique interviennent comme des perturbations. Il est en pratique très difficile de compenser les perturbations inertielles et centrifuges, surtout lorsque, comme c'est le cas de l'orthèse ABLE, le comportement dynamique fait aussi intervenir des flexibilités ici négligées. En revanche, l'identification et la compensation des effets du poids et des frottements, qui sont les perturbations les plus importantes aux vitesses et accélérations faibles, peut se faire sans grande difficulté.

Dans ce cas, en effet, on peut négliger les effets d'inertie et les termes quadratiques en vitesse, de sorte que :

$$\Gamma_m + \sum_{i=1}^p J_i^T(q) F_{ext,i} \approx \Gamma_g(q) + \Gamma_f. \quad (2.3)$$

Dans le cas qui nous intéresse ici, où tous les axes sont des pivots, le terme de gravité peut s'écrire, pour l'axe i :

$$\Gamma_{g_i} = \sum_{j=i}^4 (m_j \overrightarrow{G_j O_i} \wedge \vec{g}) \cdot \vec{z}_i \quad (2.4)$$

où $(O_i, \vec{z}_i)$ est l'axe de la liaison i , G_i le centre de gravité du corps i , et $\vec{g}$ le vecteur du champ gravitationnel. Comme les paramètres de DH ont été identifiés, les inconnues de ce modèle sont les trois coordonnées $[a'_i, b'_i, c'_i]$, dans chaque repère DH $\mathcal{R}_i$, du vecteur $m_i \overrightarrow{G_i O_i}$.

S'agissant des frottements, de très nombreux modèles existent. Nous nous contentons ici de considérer un frottement sec et un frottement visqueux, soit, pour l'axe i :

$$\Gamma_{f_i} = a_i \text{sgn}(\dot{q}) + b_i \dot{q} + c_i \quad (2.5)$$

où :

- a_i : représente la demi-amplitude des frottements secs.
- b_i : représente le coefficient de frottements visqueux.
- c_i : représente la dissymétrie des frottements secs.

L'identification du modèle se fait en considérant des expériences sans efforts extérieurs ($F_{ext,i} \equiv 0, \forall i \in \{1 \dots n\}$). On groupe les inconnues dans un nouveau vecteur $p' = [p'_1, \dots, p'_n]$ avec :

$$p'_i = [a_i, b_i, c_i, a'_i, b'_i, c'_i] , \quad (2.6)$$

et on réécrit l'équation (2.3) sous une forme linéaire en les paramètres :

$$\Gamma_m = A(q, \dot{q}, p)p' \quad (2.7)$$

On réalise ensuite des mouvements, par exemple sous asservissement de position, garantissant des vitesses et accélérations faibles, au cours desquels sont enregistrés les courants (convertibles en couple moteur) et les positions. La valeur de p' minimisant la norme de la différence entre Γ_m et $A(q, \dot{q}, p)p'$ est :

$$p' = A^+(q, \dot{q}, p)\Gamma_m = (A^T(q, \dot{q}, p)A(q, \dot{q}, p))^{-1}A(q, \dot{q}, p)\Gamma_m \quad (2.8)$$

Les résultats de cette procédure d'identification appliquée à ABLE sont donnés sur la Fig. 2.10, comparant les couples Γ_m , en bleu, aux couples reconstruits $A(q, \dot{q}, p)p'$, en rouge.

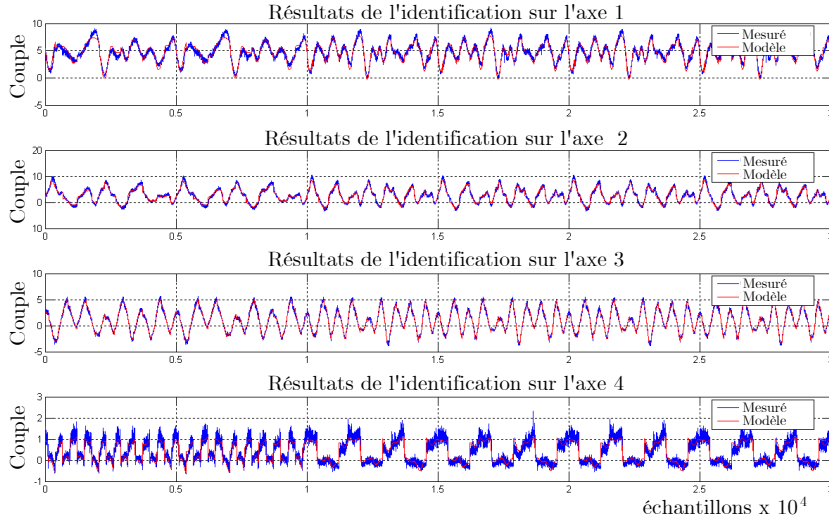


FIGURE 2.10 – Résultat de l'identification quasi-statique, couple mesuré et couple estimé.

2.2 Mise en place de contrôleurs élémentaires

La transparence, dans le sens où nous l'entendons dans cette étude, est la capacité d'une structure robotisée à ne pas résister aux efforts. Cela pourrait se traduire par la capacité de la structure à exhiber une impédance nulle dans tout le domaine fréquentiel, en ne requérant aucun effort lorsqu'on lui impose une position. Cette transparence englobe donc la notion de fidélité de la téléopération (capacité à retranscrire l'impédance de l'environnement) ainsi que celle de la réversibilité qui caractérise la chaîne d'actionnement mécanique.

Dans l'optique d'exploiter ABLE pour une rééducation neuromotrice active, il est

donc essentiel de le rendre aussi transparent que possible afin de minimiser les efforts résistants que le robot pourrait appliquer sur le sujet. Un certain nombre de compensations ont ainsi été déployées sur le contrôleur du robot.

2.2.1 Architecture

L'architecture du contrôleur du robot est basée sur une carte mère PC104 recevant 2 cartes contrôlant chacune 3 axes. Ce contrôleur enregistre les données des capteurs et fait tourner une loi de commande à 1kHz à l'aide d'un système d'exploitation à temps réel (RTlinux). Le contrôleur est aussi équipé de deux cartes d'acquisition analogiques PCI (une National Instrument modèle 6034E et une Sensory 526), toutes deux utilisées pour l'acquisition, toutes les millisecondes, des signaux issus des deux capteurs d'efforts durant les mouvements.

2.2.2 Commande en boucle ouverte

Les compensations de gravité et de frottement utilisent directement le modèle quasi-statique de l'exosquelette que nous avons modélisé et identifié. L'utilisation des différents paramètres obtenus par identification nous permet de calculer les couples de compensation Γ_{comp} à appliquer. Soit pour chaque axe i de l'exosquelette :

$$\Gamma_{comp,i} = \Gamma_{g,i} + \Gamma_{f,i} \quad (2.9)$$

Afin de valider le fonctionnement correct de la compensation de gravité, une procédure simple de test à été mise en place. Le robot a été positionné dans 16 configurations particulières permettant de balayer la totalité de l'espace de travail et la capacité à maintenir la posture à été vérifiée. Les configurations articulaires ont été obtenues en réalisant les combinaisons des postures suivantes pour chaque axe : à

θ_1	θ_2	θ_3	θ_4
-10°	-40°	-15°	60°
80°	30°	85°	120°

TABLE 2.4 – Valeurs angulaires de référence utilisées pour générer les 16 postures

ces (4²) combinaisons s'ajoute la position de référence [0°0°0°15°].

Ce protocole a permis de vérifier que le robot se maintient correctement en équilibre et donc que la compensation simplifiée développée est valable. Seules quelques postures ont présenté des défauts mineurs de stabilité ($\theta_1 = 80^\circ, \theta_2 = -40^\circ$) : la modélisation simplifiée des multiples corps constituant l'épaule du robot (qui se déplacent les uns par rapport aux autres et dont le centre de gravité global est donc mobile en fonction de la posture du robot) ne permet pas alors d'équilibrer parfaitement la structure. Toutefois la posture instable est une posture loin de celles rencontrées durant une rééducation neuromotrice.

S'agissant de la compensation de frottement, il s'agit en fait d'une compensation du frottement sec dynamique. En effet, le robot n'exploitant pas de boucle d'asservissement d'effort, il n'est pas possible de faire une compensation à vitesse nulle.

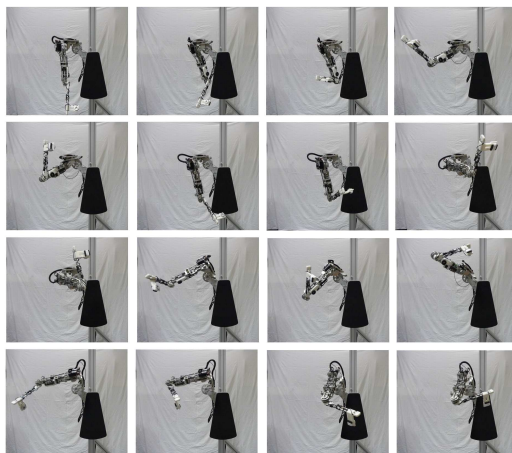


FIGURE 2.11 – 16 postures stables

De ce fait, la compensation de frottements n'opère que lorsque le système est en mouvement. Une expérience de quantification du niveau de ce frottement sec (c'est-à-dire la force seuil de mise en mouvement de chacun des axes) a été entreprise afin de déterminer s'il est assez bas pour qu'une compensation du frottement sec dynamique soit suffisante.

Le robot a donc été placé dans une configuration de référence avec le coude plié ($\theta_1 = 0^\circ$, $\theta_2 = 0^\circ$, $\theta_3 = 0^\circ$, $\theta_4 = 90^\circ$). La mise en mouvement de chacun des axes a été réalisée en appliquant une force à une distance connue de l'axe, tout en mesurant cette force à l'aide d'un capteur d'effort. La force est augmentée progressivement et on mesure le seuil au delà duquel l'axe est mis en mouvement. On en déduit le couple de frottement sec. Le tableau ci-dessous récapitule les résultats obtenus. Le

	Axe 1	Axe 2	Axe 3	Axe 4
Couple mesuré.	1,62 N.m	1,27 N.m	1,29 N.m	0,16 N.m

TABLE 2.5 – Couple de frottement sec

frottement sec mesuré en sortie, et non compensable par un retour en position côté moteur, reste donc très faible.

2.2.3 Asservissement de position

Nous avons mis en place un asservissement articulaire, en évitant l'utilisation d'un terme intégral qui n'est pas approprié dans le cadre d'applications en contact. En effet, l'utilisation d'un intégrateur entraîne la saturation des actionneurs en cas d'effort extérieur important, ainsi que des corrections permanentes en statique qui peuvent entraîner des oscillations dans l'interaction avec le sujet.

Le correcteur utilisé, de type proportionnel-dérivé, possède donc des propriétés de rejet de perturbation statique assez limitées. Pour faciliter le travail du correcteur

sans modifier les propriétés de stabilité, nous ajoutons donc les compensations de gravité et de frottements. La loi de commande s'écrit finalement :

$$\Gamma_m = K_p(\varepsilon_p(t)) + K_d \frac{d}{dt} \varepsilon_p(t) + \Gamma_g + \Gamma_f \quad (2.10)$$

avec $\varepsilon_p(t) = q_d(t) - q(t)$ où $q_d(t)$ est la trajectoire désirée ; K_p est la matrice diagonale des gains positifs proportionnels et K_d la matrice diagonale des gains dérivés. Les gains ont été réglés manuellement afin d'obtenir un temps de réponse rapide et un amortissement réduit. Les limitations observées lors du réglage expérimental sont classiques : d'une part, comme le signal de vitesse est obtenu en dérivant la position, le gain dérivé est limité du fait du bruit de quantification des codeurs [Hayward-1997] ; d'autre part, la bande passante est maintenue suffisamment petite pour ne pas exciter les vibrations de la structure qui est relativement flexible. Naturellement, l'erreur statique ou quasi-statique n'est pas nulle. En pratique, elle reste limitée, grâce aux compensations de la gravité et des frottements. Ceci est illustré dans l'expérience ci-après.

A l'aide d'un générateur de trajectoires, un ensemble de consignes de position est envoyé aux actionneurs du robot (trajectoires articulaires sinusoïdales dans cet exemple) à travers le correcteur (2.10). La Fig. 2.12 permet de visualiser les consignes de trajectoires articulaires envoyées à la structure ainsi que la mesure des erreurs de position associées et de valider le bon fonctionnement du correcteur en

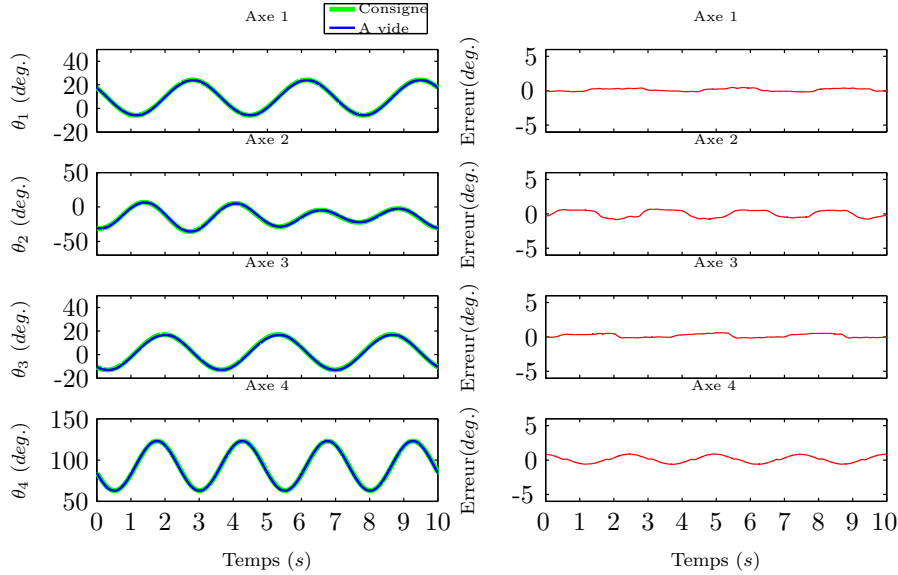


FIGURE 2.12 – Tracé du suivi de trajectoire articulaire à l'aide du correcteur (2.10) pour chacun des axes

position.

Les éléments de modélisation et de réglage standard ayant été présentés, il est maintenant nécessaire d'analyser le comportement de l'exosquelette lorsqu'il interagit avec un sujet.

2.3 Évaluation des capacités d'interaction en mode passif

Lors d'une utilisation en mode passif, le mouvement est imposé par le robot. Dans la mesure où aucun intégrateur n'est utilisé dans le correcteur en position, les efforts résistants du sujet, même à basse fréquence comme le poids du bras du sujet, interviennent comme autant de perturbations pour le contrôleur en position du robot. Comme par ailleurs les gains des asservissements sont limités pour éviter l'excitation des flexibilités de la structure, il est apparu nécessaire de vérifier, lors d'expériences de comanipulation en mode passif, si les erreurs de suivi sont compatibles avec une utilisation en rééducation.

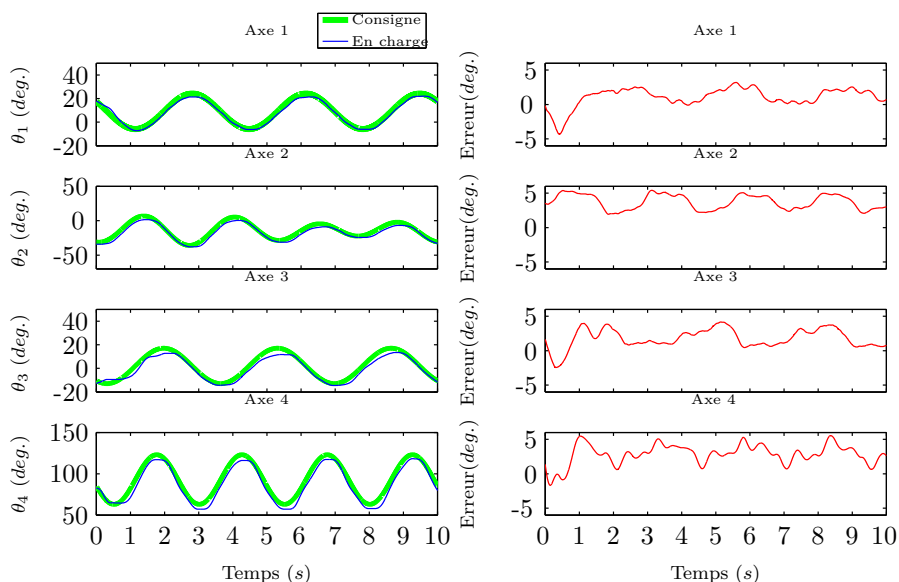


FIGURE 2.13 — Tracé du suivi de trajectoire articulaire en charge pour la même consigne que l'essai à vide

Pour cela, un sujet est installé dans l'exosquelette. Il reçoit comme instruction de se reposer sur ABLE, et de se laisser guider. Il lui est demandé de ne pas exercer d'activité musculaire. Une trajectoire est alors envoyée au robot fonctionnant avec la loi de commande (2.10) et on mesure les performances de suivi sous l'effet des perturbations induites par la présence du sujet. La Fig. 2.13 montre une des expériences réalisées, avec un sujet de corpulence standard, faisant apparaître des erreurs de suivi de l'ordre de quelques degrés. Les expériences, répétées avec d'autres sujets et d'autres trajectoires aboutissent toutes au même niveau d'erreur, qui a été jugé compatible avec l'application en rééducation.

2.4 Évaluation des capacités d'interaction en mode actif

Notre but étant d'exploiter l'exosquelette durant une rééducation neuromotrice, et plus particulièrement pour des tâches de rééducation dans l'espace et surtout durant des phases avancées de la rééducation où le contrôle du mouvement est partagé entre le sujet et l'exosquelette, il est nécessaire de mesurer la capacité du robot à travailler dans un mode "transparent" en minimisant les forces d'interaction et l'altération du mouvement humain. Un protocole particulier a donc été mis en place avec des équipes de thérapeutes et de neuroscientifiques, reprenant des expérimentations simples et classiques de pointage tridimensionnel et le calcul d'indices de performances basé sur des indices génériques utilisé pour l'analyse du mouvement humain.

2.4.1 Description générale des expérimentations

Le principe général de ces expérimentations repose sur la réalisation par plusieurs sujets sains de mouvements de bras dans le cadre d'exercices simples effectués avec et sans le robot puis sur l'analyse de données (cinématiques et dynamiques) du sujet et du robot enregistrées au cours de la séance.



FIGURE 2.14 – Sujet accomplissant un exercice durant la campagne d'essais

Sujets. Pour des questions éthiques aussi bien que de pertinence statistique, les expériences d'évaluation d'ABLE sont réalisées sur des sujets sains et non des patients aux capacités neuromotrices réduites.

Les sujets doivent avoir, avant chaque enregistrement avec le robot, la possibilité et le temps de s'entraîner librement avec ce dernier afin d'apprendre à connaître le robot et son comportement (et par la même occasion de se sentir dans un environnement plus confortable et sûr). On évite ainsi une corruption des mesures par des phénomènes d'apprentissage moteur.

Les enregistrements peuvent être démarrés lorsque le sujet semble en confiance et que, visuellement, les mouvements qu'il réalise vers une même cible apparaissent répétables.

Tâches de pointage. Les sujets doivent réaliser une série de tâche de pointage 3D avec et sans le robot, et leurs données doivent être analysées à l'aide d'un nombre réduit d'indices de performances. Les mouvements de pointage ont été choisis car ils sont simples et représentatifs des mouvements généralement utilisés durant les séances de rééducation. Les cibles doivent être placées de manière à évaluer correctement les capacités du robot à interagir dans la totalité de l'espace de travail. Cette exploration de l'espace de travail doit aussi permettre la sollicitation de tous les axes du robot tout en garantissant leur atteignabilité pour tous les sujets. Afin de ne pas avoir à adapter la position de ces cibles à la morphologie de chaque sujet, un dispositif particulier est mis en place consistant en un pointeur fixé au poignet du sujet et dont la longueur est ajustable. L'ajustement doit être effectué une fois au début de chaque séance avec un nouveau sujet et doit permettre de normaliser la distance coude-pointeur et de rendre ainsi accessible les cibles par tous les sujets. La tâche de pointage consiste à toucher les différentes cibles avec l'extrémité de ce pointeur, sans contrainte d'orientation. C'est donc une tâche à trois degrés de liberté.

Afin de pouvoir obtenir des données significatives, les sujets doivent réaliser plusieurs mouvements successifs vers une même cible et les données sont moyennées.

2.4.2 Mesures

Afin d'évaluer la transparence offerte par le système, lors des expériences avec le robot, le niveau des forces d'interaction est mesuré en chacun des points de connexion sujet-robot ; de plus, pour tous les déplacements réalisés par le sujet, avec ou sans le robot, les mouvements du membre supérieur sont enregistrés afin de permettre une analyse des paramètres cinématiques.

Mesure de paramètres cinématiques.

Il est nécessaire de mesurer les trajectoires de tous les corps du membre supérieur du sujet durant la totalité des essais. En effet, dès lors que l'exosquelette est constitué de plus de 3 DDL, la trajectoire du point terminal, situé à l'extrémité du pointeur, n'est plus suffisante pour reconstituer la trajectoire générale du membre.

Il existe plusieurs dispositifs de capture de mouvements 3D dédiés à l'analyse du mouvement humain et utilisant des technologies magnétiques ou optiques. Dans l'application considérée, les capteurs magnétiques sont difficiles à employer, car le robot, placé à proximité, perturbe les mesures. Nous avons donc opté pour une technologie optique. Le but est de suivre les mouvements des différents segments du bras et ainsi de pouvoir reconstruire les différentes valeurs angulaires des articulations du sujet. Les angles étudiés sont dits "anatomiques", comme l'angle de flexion du coude ou d'abduction de l'épaule. En fonction de la complexité du modèle de bras humain choisi, intégrant ou non l'articulation de l'omoplate ou celle du poignet, plus ou moins de capteurs ou marqueurs doivent être placés sur des références anatomiques du bras humain pour permettre par la suite une reconstruction des angles articulaires. Une contrainte particulière pesant sur le positionnement de marqueurs est liée à l'occultation de certaines zones du bras par le robot lorsque le sujet y est connecté : dans le cas de l'utilisation d'un dispositif de capture optique, les marqueurs doivent être positionnés dans des zones toujours visibles par le dispositif de capture avec ou sans robot.

Un nombre suffisant de marqueurs doit être utilisé pour reconstruire l'orientation des segments humains ou, au minimum, l'axe principal des segments étudiés afin d'évaluer les angles anatomiques. Pour le calcul de ces angles articulaires, un formalisme rigoureux doit être suivi. Une bonne référence pour la définition de ces angles est proposée par le "ISB shoulder group" qui est un groupe international d'experts en biomécanique spécialiste de l'épaule et du complexe sterno-claviculaire et définissant régulièrement des conventions permettant une harmonisation des travaux de recherche [Wu-2005].

Notre étude visant à évaluer un dispositif à 4 DDL, l'analyse est menée sur un modèle de bras constitué d'une épaule et d'un coude, sans considérer les libertés du poignet et de l'omoplate. Suivant les recommandations de l'ISB, une convention d'Euler YXY est utilisée afin de calculer les rotations de l'épaule par rapport au thorax.

Les paramètres cinématiques du point d'extrémité de la tige que nous appellerons point de travail, enregistrés pendant les essais sont utilisés afin de calculer certains indices de performances dérivés de critères existants, souvent utilisés et étudiés depuis plusieurs années par les équipes travaillant sur les robots manipulandums.

Mesures des forces.

L'enregistrement du niveau des forces est un complément à l'analyse cinématique. En effet, ce niveau n'est mesurable que durant les essais avec robot puisqu'aucun effort n'est appliqué sur un bras libre. Cette mesure permet d'observer et de quantifier le niveau de force que le robot applique sur le membre humain. Dans le mode transparent ces efforts sont supposés être nuls.

A cet effet, l'exosquelette a donc été équipé d'un capteur 6 composantes à chacun des points de fixation permettant de reconstruire les forces et les moments appliqués. Ces capteurs ont été disposés en série entre le bras humain et le bras du robot,

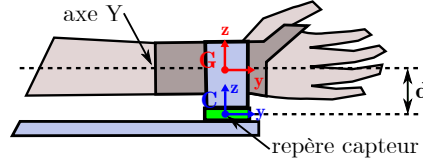


FIGURE 2.15 – Évaluation des forces et des couples appliqués au centre du segment de bras à partir des valeurs mesurées au centre du capteur

et entre le poignet humain et l'avant-bras du robot.

Afin d'évaluer les moments équivalents appliqués par le robot sur les segments du bras, les composantes de moment lues au centre du capteur doivent être calculées au centre du segment de membre supérieur auquel il est connecté (voir Fig.2.15). Si C est le centre du capteur et G , le point de l'axe du segment le plus proche du centre du capteur, alors le moment $\vec{M}_G$ au point G peut être calculé par l'équation :

$$\vec{M}_G = \vec{M}_C - \vec{CG} \times \vec{R} \quad , \quad (2.11)$$

où $\vec{M}_C$ et $\vec{R}$ sont respectivement le moment en C et la force mesurée par le capteur. En pratique le capteur fournit les composantes $(F_x, F_y, F_z, M_{C_x}, M_{C_y}, M_{C_z})$ dans un repère propre avec $\vec{M}_C = [M_{C_x}, M_{C_y}, M_{C_z}]^t$ et $\vec{R} = [F_x, F_y, F_z]^t$. Dans les Indices de Performances (PI) présentés plus bas, les composantes utilisées sont (F_x, F_y, F_z) et $(M_{G_x}, M_{G_y}, M_{G_z})$, composantes du moment en G calculées d'après (2.11).

2.4.2.1 Description des indices de performance

Des indices de performances, choisis conjointement avec les neuroscientifiques du projet BRAHMA, sont calculés pour chaque sujet et chaque cible. Ils sont calculés à partir de l'enregistrement moyen, obtenu en moyennant les données des 5 tentatives de pointage vers une même cible, d'un mouvement d'un sujet. Cette répétition du mouvement est courante en neuroscience afin de limiter l'observation de phénomènes d'apprentissage. Toutefois, dans ce document, les résultats obtenus sont dans certains cas (et lorsqu'une tendance générale est observable) moyennés sur l'ensemble des n sujets. C'est notamment le cas pour les indicateurs basés sur les forces d'interaction.

Indices de performance basés sur les trajectoires du point de travail.

Nous avons choisi de définir 4 indices permettant de caractériser la trajectoire du point de travail :

- PI_1 : *Durée du mouvement.*

Cet indice correspond simplement au temps nécessaire à la réalisation du mouvement.

$$PI_1 = t_{fin} - t_{init} \quad (2.12)$$

où t_{init} et t_{fin} sont les instants du début et de la fin du mouvement, identifiés lorsque la vitesse du point de travail est supérieure à 5% de la valeur du pic de vitesse du point de travail (valeur de la vitesse maximale mesurée).

- PI_2 : *Symétrie du profil de vitesse.*

Cet indice correspond au temps d'accélération, divisé par le temps total du mouvement. Une symétrie parfaite correspond à une valeur de 0,5, tandis qu'un indice de faible valeur traduit un temps plus important consacré à la décélération.

$$PI_2 = \frac{t_{acc} - t_{init}}{t_{fin} - t_{init}} \quad (2.13)$$

avec t_{acc} l'instant où le pic de vitesse apparaît.

- PI_3 : *Fluidité.*

Le jerk métrique (taux moyen de variation de l'accélération durant le mouvement) est défini par la formule suivante

$$PI_3 = \frac{1}{t_{fin} - t_{init}} \int_{t_{init}}^{t_{fin}} \left[\left(\frac{d^3x}{dt^3} \right)^2 + \left(\frac{d^3y}{dt^3} \right)^2 + \left(\frac{d^3z}{dt^3} \right)^2 \right] dt \quad (2.14)$$

où $[x(t), y(t), z(t)]$ sont les coordonnées enregistrées du point de travail $P(t)$. Afin d'éviter les effets de la variation du temps d'exécution sur ce paramètre, la trajectoire de la main est rééchantillonnée à 200 instants avant le calcul du jerk.

- PI_4 : *Courbure de la trajectoire.*

Il s'agit de quantifier la déflexion maximale du chemin emprunté par la main par rapport à une ligne droite reliant la position de départ à celle de l'arrivée.

$$PI_4 = \frac{\max(d_p(t))}{\left\| \overrightarrow{P(t_{fin})} - \overrightarrow{P(t_{in})} \right\|} \quad , \quad (2.15)$$

où

$$d_p(t) = \left\| \overrightarrow{P(t_{fin})} - \overrightarrow{P(t_{in})} - \left[\vec{u} \cdot \left(\overrightarrow{P(t_{fin})} - \overrightarrow{P(t_{in})} \right) \right] \vec{u} \right\|$$

est la distance instantanée du vecteur position du pointeur, $\overrightarrow{P(t)}$, à la ligne droite reliant $\overrightarrow{P(t_{init})}$ à $\overrightarrow{P(t_{fin})}$ et de vecteur directeur $\vec{u} = \frac{\overrightarrow{P(t_{fin})} - \overrightarrow{P(t_{init})}}{\left\| \overrightarrow{P(t_{fin})} - \overrightarrow{P(t_{init})} \right\|}$.

Les quatre indices ainsi définis sont souvent utilisés dans l'analyse des mouvements du point de travail et de leur altération sous l'effet de champs de force, qu'il s'agisse de recherches en neurosciences ou de caractérisation de comportements pathologiques [Krebs-1999]. Ils n'ont pas de valeur intrinsèque mais leur comparaison entre le mode libre et le mode comanipulation permet de quantifier l'altération du contrôle des mouvements du point de travail. Ainsi, si un robot est parfaitement transparent, les indices seront inchangés d'une condition expérimentale à l'autre. Plus probablement, on s'attend à observer, lors du mode comanipulé :

- une augmentation de PI_1 , qui traduit la difficulté générale de produire des mouvements (inerties, frottements, gêne),
- une diminution de PI_2 , qui traduit la plus grande difficulté de régulation de la décélération du fait de l'augmentation de l'inertie,
- une augmentation de PI_3 , indique une moins bonne régulation en vitesse pour guider le robot,
- une variation de PI_4 , qui peut être une augmentation ou une diminution, indique une déformation de la trajectoire sous l'effet des efforts résistants du robot.

Indices de performance basés sur les rotations articulaires.

La convention Euler YXY utilisée classiquement et préconisée par l'ISB Shoulder group produit des angles liés pour l'orientation du plan d'élévation et la rotation interne/externe en raison des deux rotations successives autour de l'axe Y (l'axe de l'humérus). Ces angles ne peuvent pas être interprétés séparément de manière anatomo-fonctionnelle. C'est pourquoi dans cette étude, seuls les angles de l'élévation de l'épaule α et l'extension du coude β ont été comparés et étudiés, voir Fig. 2.16.

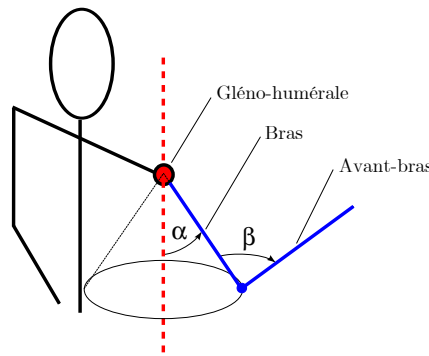


FIGURE 2.16 – Définition des angles α et β

Ces angles, même pris indépendamment ont une signification physique. Il est important de noter que la position du corps terminal étant fixée, ces deux seuls angles anatomiques permettent de traduire l'orientation prise par le bras parmi toutes les postures permises par la redondance du bras humain. Leur analyse, en complément des indices calculés à partir du point de travail, permettra donc de caractériser les choix posturaux et les synergies.

- PI_5 : *Posture articulaire finale.*

Cet indice est composé de la valeur des deux angles α et β étudiés à l'instant t_{fin} . Si cette posture articulaire varie entre les cas avec et sans robot, cela peut traduire une anisotropie du robot dans l'espace articulaire.

- PI_6 : *Amplitude des mouvements articulaires.*

Afin d'obtenir l'amplitude articulaire totale, les valeurs minimales et maximales des angles durant le mouvement ont été calculées et soustraites l'une à

l'autre.

$$PI_{6,\alpha} = \alpha_{max} - \alpha_{min} \quad (2.16)$$

$$PI_{6,\beta} = \beta_{max} - \beta_{min} \quad (2.17)$$

Ce paramètre traduit la déviation angulaire observée au cours de la trajectoire, qu'il est intéressant de mettre en relation avec le temps de parcours PI_1 .

- PI_7 : *Cyclogramme de la vitesse articulaire de l'épaule en fonction de la vitesse articulaire du coude.* Cet indice permet de quantifier l'altération des synchronisations articulaires. Ce type de graphique est couramment utilisé pour l'analyse de la coordination posturale [Krasovsky-2010] et consiste généralement à tracer les variations angulaires d'une articulation en fonction de celles d'une autre articulation. Ces cyclogrammes sont généralement tracés en position angulaire. Néanmoins, nous préférons utiliser les vitesses angulaires pour plusieurs raisons. Premièrement, l'utilisation de la vitesse permet de s'affranchir du problème de référence de la position. Ainsi, un cyclogramme en vitesse commence à l'instant t_{init} et finit toujours à l'instant t_{fin} et donc commence et finit en un même point où la vitesse vaut 5% de la vitesse maximale atteinte. Deuxièmement, l'utilisation de la vitesse permet une représentation simplifiée des variations d'accélération et donc de la fluidité des mouvements articulaires. Enfin, l'analyse de la vitesse permet d'évaluer simplement les différentes phases de mouvement grâce au signe de la vitesse qui permet de discriminer une flexion d'une extension.

Il est important de remarquer que les indices PI_5 et PI_6 ne sont pas sujets à une variabilité intrinsèque entre les sujets liées aux différences anatomiques entre ces derniers. En effet, le sujet touche les cibles à l'aide d'une tige pointeur dont la longueur a été ajustée pour chaque sujet afin de maintenir une distance constante entre le coude du sujet et le point de travail (l'extrémité de la tige pointeur).

Indices de performance basés sur les forces d'interaction.

Deux indices sont utilisés afin de quantifier le niveau des forces induites par le robot.

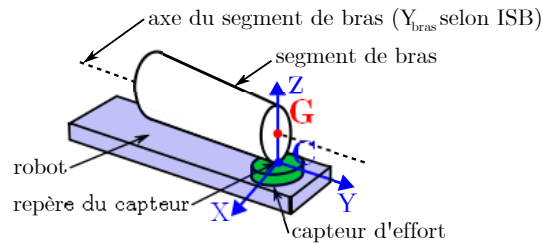


FIGURE 2.17 – Alignement de l'axe Y du repère capteur avec l'axe du membre humain

- PI_8 : *Normes des forces et des moments appliqués sur chaque segment du bras.*

Cet indice décrit la quantité de force moyenne échangée au niveau d'un port d'interaction pour chacune des cibles atteintes. Cet indice est calculé pour chacun des points de fixation (bras et avant-bras) et pour chacune des cibles.

$$\begin{cases} PI_{8f} = \frac{\int_{t_{init}}^{t_{fin}} (\|\vec{F}(t)\|) dt}{t_{fin} - t_{init}} \\ PI_{8m} = \frac{\int_{t_{init}}^{t_{fin}} (\|\vec{M}_G(t)\|) dt}{t_{fin} - t_{init}} \end{cases}, \quad (2.18)$$

avec

$$\begin{aligned} \|\vec{F}(t)\| &= \sqrt{F_x(t)^2 + F_y(t)^2 + F_z(t)^2} \\ \|\vec{M}_G(t)\| &= \sqrt{M_{G_x}(t)^2 + M_{G_y}(t)^2 + M_{G_z}(t)^2}. \end{aligned}$$

- PI_9 : Moyenne de la valeur absolue de chacune des composantes de force et de moment appliquées sur chaque segment de bras.

Cet indice permet une compréhension plus précise des phénomènes d'interaction en force en présentant les niveaux échangés selon chaque axe. Cet indice est encore une fois calculé pour chaque port d'interaction et pour chacune des cibles. Rappelons que, en accord avec la convention de l'ISB, l'axe Y du capteur est orienté parallèlement à l'axe du membre humain (l'axe de l'humérus pour le bras et l'axe du radius pour l'avant-bras) tandis que les axes X et Z définissent une coupe transverse du membre.

$$PI_{9A} = \frac{\int_{t_{init}}^{t_{fin}} (|A(t)|) dt}{t_{fin} - t_{init}} \quad (2.19)$$

avec $A(t) \in \{F_x(t), F_y(t), F_z(t), M_{G_x}(t), M_{G_y}(t), M_{G_z}(t)\}$.

2.4.2.2 Analyse statistique

Durant les tests, quatre cibles sont pointées successivement 5 fois d'affilée pour chacune des deux conditions : avec et sans robot. Il est donc fondamental d'effectuer une étude statistique afin de déterminer, par exemple, s'il existe certaines relations entre l'altération du mouvement par le robot et la cible visée. En effet, notre but est de tirer une conclusion générale sur l'effet de la présence du robot, et de ne pas tenir compte d'un effet perturbateur local d'un facteur secondaire (comme la position de la cible).

Pour évaluer si un effet significatif peut être clairement établi, le calcul des indices a donc été effectué pour chaque trajectoire puis la moyenne afin de pouvoir étudier la déviation de chacun des sujets par rapport à la valeur moyenne.

Une analyse de la variance (ANOVA) multifactorielle a aussi été effectuée sur chacun des indicateurs cinématiques avec comme facteurs indépendants la condition (avec ou sans robot), la cible (4 cibles) et le mouvement (5 répétitions). Cette technique permet de savoir si une ou plusieurs variables dépendantes sont en relation avec une ou plusieurs variables dites indépendantes. L'analyse de variance permet donc simplement de répondre à la question de savoir si tous les échantillons suivent

une même loi normale.

Toutefois cette analyse ne permet pas de savoir quels sont les échantillons qui s'écartent de la loi statistique. Ainsi lorsque des effets significatifs ont été observés (c'est-à-dire qu'une variation des moyennes des effets est observée), il est nécessaire d'appliquer un test post-hoc pour déterminer les échantillons qui s'écartent de cette loi. Ici, un test post-hoc Newman-Keuls a été appliqué afin d'évaluer les effets des conditions sur chacune des cibles. Ce type de test consiste en une comparaison de moyennes par paires permettant de déterminer le(s) groupe(s) dont la(es) moyenne(s) est(sont) significativement différente(s) des autres.

Le résultat de ces ANOVA est présenté sous la forme de la valeur de la fonction de distribution de la probabilité F , et de sa valeur p . L'interprétation de ces valeurs est simple :

- F représente la statistique de Fisher, que l'on peut considérer comme une mesure de séparation d'échantillons issus de distributions normales de variances égales. Ce résultat doit être interprété en fonction d'une table. Plus F est grand (en rapport avec la valeur critique de la table) plus il existe une différence statistiquement significative entre les moyennes.
- p représentant le plus petit niveau auquel on rejette l'hypothèse nulle. Une faible valeur de la valeur p traduit ainsi la confiance dans le résultat.

2.4.3 Applications à l'exosquelette ABLE

La méthode générale présentée ci-dessus est maintenant appliquée à ABLE.

2.4.3.1 Sujets

La campagne de récupération de données a été menée sur un groupe de 10 sujets sains considérés comme naïfs composé de 9 hommes et une femme âgés de 20 à 30 ans et possédant tous une morphologie adaptée à l'exosquelette ABLE. La dimension des segments des bras des sujets recrutés pour le test reste dans une fourchette de $\pm 10\%$ autour de la dimension nominale correspondant à ABLE, et donnée sur la table 2.6.

Chaque sujet a donné son consentement en accord avec les procédures éthiques, avant les expériences.

Longueur segment bras (d. gléno-humérale / épicondyle)	Longueur avant-bras (d. épicondyle / poignet)	Largeur d'épaule (d. sternum / acromion)
365 mm	285 mm	175 mm

TABLE 2.6 – Dimensions du bras de référence

2.4.3.2 Tâche

Afin d'exploiter l'espace de travail autorisé par le robot, les mouvements ont été réalisés en position debout vers différentes zones de l'espace. Ceci permet par

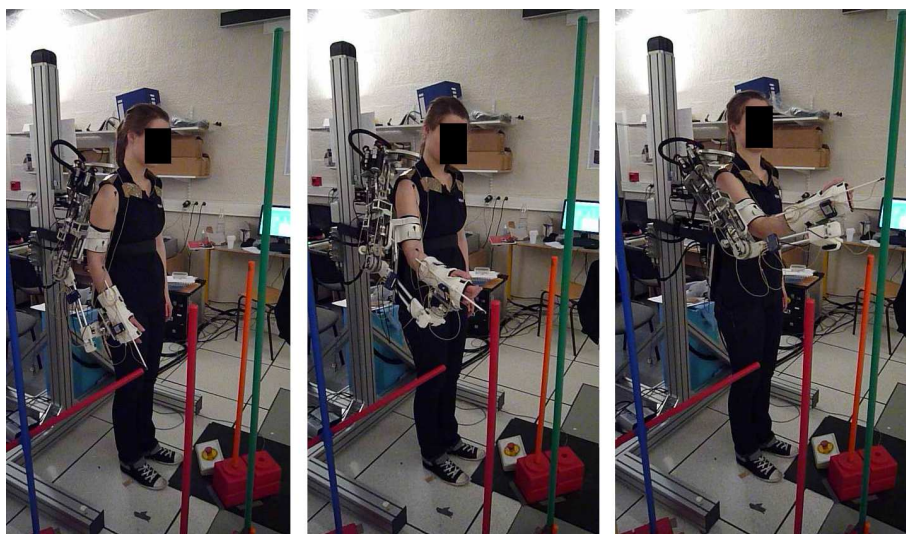


FIGURE 2.18 – Sujet ayant revêtu l'exosquelette et pointant différentes cibles.

ailleurs d'analyser l'interaction entre le robot et le sujet lorsque différents axes du robot sont utilisés dans le mouvement. Trois droites horizontales ont ainsi été tracées depuis la position de départ (bras quasi-tendu le long du corps), la première dans le plan para-sagittal et les autres à 45° de part et d'autre de cette première

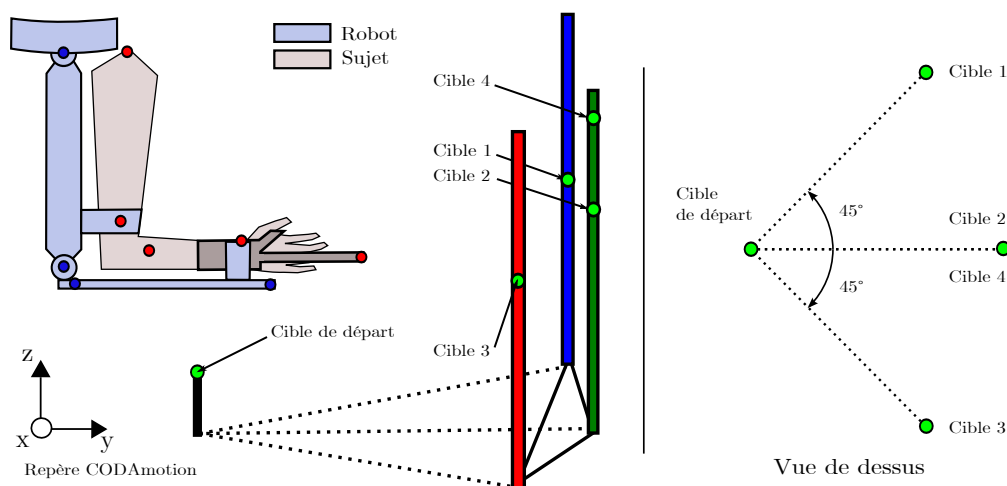


FIGURE 2.19 – Schéma indiquant la position des marqueurs CODAmotion® durant les expérimentations (En rouge, les marqueurs du bras, en bleu les marqueurs du robot et en vert les marqueurs des cibles)

ligne. Les cibles ont été définies en marquant des zones sur des barres placées à 50 cm de la position de départ sur chacune des 3 lignes. La hauteur des cibles a été définie de la manière suivante : les cibles 1 à 3 au niveau de l'axe du coude de l'exosquelette en position zéro et la cible 4 positionnée au dessus de la cible 2 à une distance de cette dernière équivalente à la distance horizontale entre les cibles

1-2 et 2-3 (voir Fig. 2.18 et 2.19).

Afin de s'adapter à la morphologie des sujets, la position du point de départ a été calée et standardisée sur la position accessible coude en extension de 80° , avec l'humérus vertical et l'avant-bras en position de pronation intermédiaire. Une large ceinture a été utilisée afin d'empêcher tout mouvement de tronc ainsi qu'une attelle permettant de bloquer les mouvements du poignet, qui risqueraient de biaiser l'analyse des angles de l'épaule et du coude. Comme il a été expliqué précédemment un pointeur à longueur réglable a été fixé à l'attelle de poignet et le sujet a été prié de toucher les cibles avec le bout de cette tige.

Un système CODAmotion[®] a été utilisé durant ces essais afin d'enregistrer la position des marqueurs actifs (à une fréquence de 200 Hz) placés sur le sujet et le robot (pour un contrôle de la cohérence des données) comme cela est présenté sur la Fig. 2.19. Seules les données extraites des marqueurs placés sur les sujets sont présentées ici.

Deux conditions ont été testées : la condition "Sans robot", dans laquelle les sujets effectuent des mouvements attachés à la base dorsale du robot mais avec le bras déconnecté de ce dernier et la condition "Avec robot" dans laquelle le bras est connecté à l'exosquelette aux deux points de fixation. Les sujets ont à chaque fois eu la possibilité de s'entraîner au préalable et 5 mouvements successifs ont été enregistrés pour chaque cible chaque fois. La seule instruction donnée aux sujets a été de mouvoir leur bras le plus naturellement possible.

Pour le calcul des paramètres cinématiques associés à la trajectoire de la main, les trajectoire 3D des marqueurs ont été filtrées et interpolées à 5Hz à l'aide d'un filtre numérique non déphasant afin de réduire le bruit induit par le système de capture du mouvement.

2.4.3.3 Résultats

Trajectoires du point de travail : PI_1 à PI_4

La visualisation de la trajectoire du point de travail sous différentes conditions est présentée sur la Fig. 2.20. Il apparaît que le robot dévie la main de sa trajectoire naturelle, particulièrement dans les plans horizontaux et frontaux. A partir des résultats présentés en Fig. 2.21 qui sont moyennés sur les 10 sujets et les 5 répétitions, il est encore une fois évident que le robot altère la trajectoire de la main. Les conclusions suivantes peuvent être tirées de l'analyse statistique du PI_1 à PI_4 :

- PI_1 indique que le temps d'exécution est plus long avec le robot ($F(1,9) = 27,59$; $p < 0,01$).
- PI_2 indique que la phase de décélération est proportionnellement plus longue avec le robot, ce qui peut suggérer une affectation du mouvement par l'inertie additionnelle ajoutée par le robot ($F(1,9) = 30,16$; $p < 0,01$). Il semble que les sujets se sentant emportés par l'inertie du robot, opèrent une décélération plus lente.
- PI_3 montre que le chemin emprunté par le point de travail semble être plus

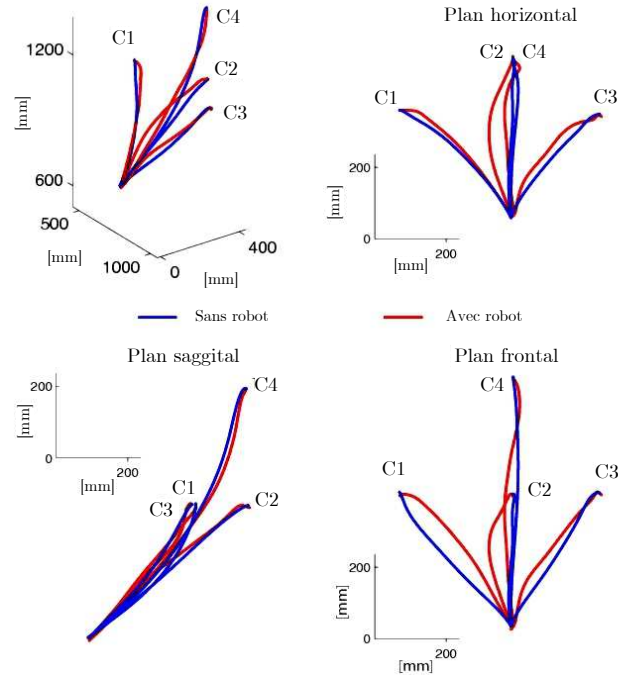


FIGURE 2.20 – Trajectoire du pointeur du sujet 1 dans les deux conditions. Les lignes bleues représentent la condition "Sans robot", la rouge "Avec robot" pour chaque cible (C1,C2,C3,C4)

courbe avec le robot pour les cibles 1 à 3 (voir Fig. 2.20), et moins courbe pour la cible 4. Mais les tests ANOVA montrent que l'observation n'est pas statistiquement significative.

- PI_4 indique que le jerk est significativement plus élevé lors des mouvements avec robot ($F(1,9) = 17,73$; $p < 0,01$) suggérant que le sujet effectue plus de corrections de mouvement dans cette condition.

Pour chacun de ces PIs, les mêmes effets de l'interaction avec le robot ont été observés pour chacune des cibles, en dehors du PI_3 pour lequel toutefois aucun résultat statistiquement admissible n'a été observé. L'analyse de ces 4 indices semble donc montrer qu'il n'y a pas d'effet "cible" et que l'effet global du robot sur le mouvement humain n'est pas conditionné par la position atteinte dans l'espace de travail.

Analyse des rotations articulaires : PI_5 à PI_7

Comme il est présenté en Fig. 2.22, les amplitudes articulaires du coude ($F(1,9) = 17,8$ $p < 0,01$) et de l'épaule ($F(1,9) = 72,9$; $p < 0,01$) sont toujours plus importantes lors de l'interaction avec le robot que lors du mouvement naturel.

Les tests post-hoc ont montré que cette observation est significative pour l'extension du coude lors du pointage vers la cible 2 et pour l'élévation de l'épaule pour les cibles 2 à 4. Ceci suggère que le robot tend à dévier les segments du membre supérieur de leurs trajectoires naturelles. L'analyse de la posture angulaire finale

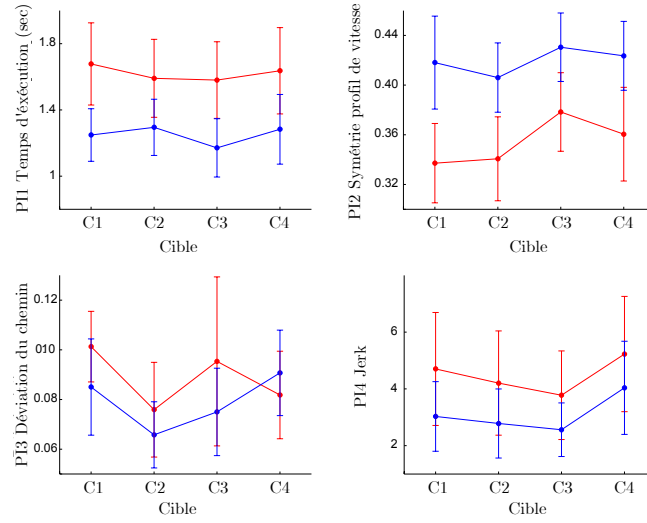


FIGURE 2.21 – PI_1 to PI_4 : Déviation standard moyenne pour les 4 PIs cinématiques liés à la trajectoire du point de travail (Rouge : avec robot ; Bleu : sans robot)

indique que le coude est significativement moins étendu ($F(1, 9) = 21, 4; p < 0, 01$) et que l'épaule est plus élevée ($F(1, 9) = 17, 2; p < 0, 01$) dans le cas avec robot que dans le cas sans robot, même si les tests post-hoc montrent que cela semble significatif seulement pour l'extension du coude vers la cible 1.

La Fig. 2.23 présente les cyclogrammes d'un sujet durant les pointages vers les quatre cibles. Il existe plusieurs manières d'analyser un tel graphique : si la forme générale est conservée mais qu'il apparaît un facteur d'échelle entre les deux conditions, alors la coordination articulaire est préservée mais la vitesse est modifiée (le mouvement avec le robot est plus rapide ou plus lent). Un décalage du cyclogramme d'un des quatre quadrants vers un autre indique un changement du mouvement et l'apparition locale d'une nouvelle relation inter-articulaire. Dans l'exemple présenté ici, lors du mouvement vers la cible 3 avec le robot, alors que la synchronisation articulaire semble préservée, l'observation d'une flexion du coude plus importante (vitesse du coude négative) indique une plus grande segmentation du mouvement et une accentuation du côté bi-phasique de ce dernier. Toutefois, contrairement aux autres, ce PI est qualitatif et ne permet pas de faire d'analyses statistiques. De ce fait, même si une variation de l'utilisation du coude est observée chez tous les sujets, il est difficile de généraliser le phénomène observé.

Analyse des forces d'interaction PI_8 and PI_9

L'analyse de ces paramètres est évidemment limitée par le fait que ces derniers ne peuvent être mesurés que dans le cas avec robot. Cependant, ils fournissent une quantification intéressante du niveau des forces résiduelles, non désirées et non contrôlées apparaissant entre le robot et le sujet, et donc les limites de transparence du robot. En effet, les expérimentations sont menées avec un robot en mode "actif"

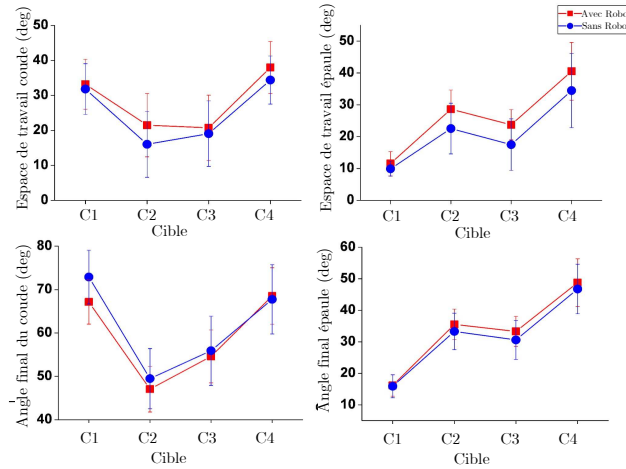


FIGURE 2.22 – PI_5 and PI_6 : Posture articulaire finale et amplitude articulaire des mouvements pour les deux angles considérés (élévation de l'épaule et extension du coude). Rouge : avec robot, ; Bleu : sans robot.

et de ce fait, théoriquement, aucune force ne devrait être appliquée sur le membre supérieur, du moins au niveau des composantes directement contrôlées par le robot. La Fig. 2.24 indique que le niveau global des forces transmises sur le bras et sur l'avant-bras durant le mouvement vers chacune des cibles semblent approximativement similaires (effort moyen de 10N et couple moyen de 6N.cm).

Le contrôleur ayant été conçu afin que le robot n'applique aucun couple sur le bras du sujet, il est important de remarquer que les forces mesurées sont les conséquences des limitations des performances mécaniques aussi bien que des modèles de compensation utilisés et de phénomènes non modélisés ou non maîtrisés :

- phénomène de frottement sec au niveau des articulations du robot,
- inertie du robot,
- déformations induites par les différences de cinématique entre le robot et le bras,
- hyperstatisme entraîné par la différence entre le nombre de composantes d'effort à contrôler ($2 * 6 = 12$) et le nombre d'actionneurs (4).

Tout ces effets sont difficiles à évaluer, justifiant un peu plus la conduite d'expérimentation de comanipulation à des fins de quantification.

La décomposition des composantes d'effort présentée en Fig. 2.17, permet une meilleure compréhension des phénomènes d'interaction physique. En effet, les forces F_x et F_z sont les forces transmises par le sujet aux actionneurs du robot afin de déplacer le robot et de se mouvoir tandis que F_y , M_x , M_y et M_z ne sont pas compatibles avec les mouvements du robot. La Fig. 2.25 indique, par exemple, un important niveau d'effort sur la composante F_y (le long de l'axe de l'avant-bras), et illustre parfaitement les conséquences de l'incapacité du robot à ajuster ses dimensions et longueurs d'entraxe à celles du membre supérieur humain.

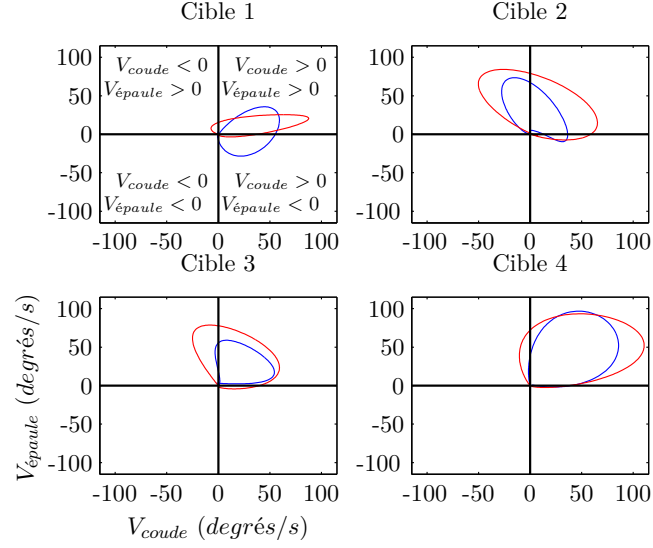


FIGURE 2.23 – PI_7 : Exemple de cyclogrammes en vitesse des mouvements d'un sujet vers les 4 cibles (Bleu : sans robot ; Rouge : avec robot)

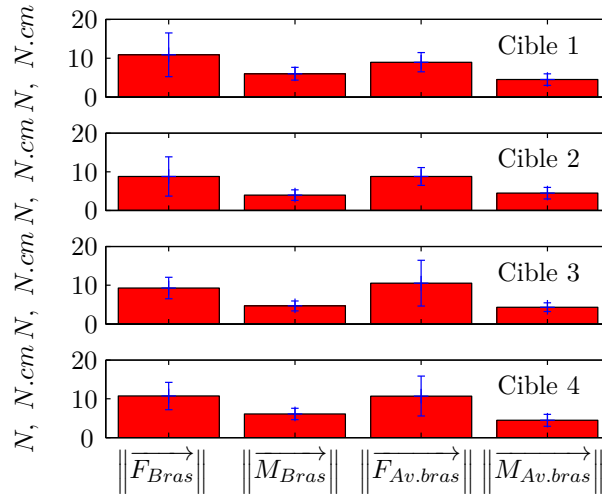


FIGURE 2.24 – PI_8 : Norme des forces et moments appliqués sur les deux fixations durant les mouvements vers les 4 cibles (Moyenne sur 10 sujets)

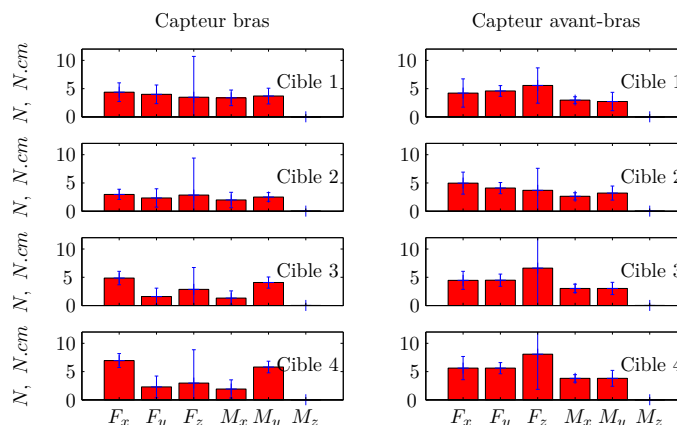


FIGURE 2.25 – PI_9 : Valeur absolue de chacune des composantes d'effort mesurées par les capteurs du bras et de l'avant-bras (Moyenne sur 10 sujets)

2.5 Analyse des résultats et conclusion

Le travail effectué dans cette étude montre la nécessité d'utiliser une méthode rigoureuse afin d'améliorer notre compréhension de l'interaction physique homme-robot. Les résultats obtenus témoignent de l'importance d'utiliser dans toute étude une condition de référence "sans robot" et d'étudier l'interaction selon trois approches distinctes : par l'observation de la trajectoire du point de travail, des rotations articulaires et des efforts d'interaction. Il est important de rappeler que le choix des indices n'est pas figé et que d'autres indices peuvent être exploités dans chacune de ces approches si la nature du robot à évaluer diffère grandement de celui étudié ici.

Les résultats obtenus ici ont permis de soulever la complexité de l'interaction homme-robot. On observe par exemple que la durée du mouvement du point de travail augmente avec le robot, suggérant une diminution de la vitesse globale d'exécution du geste ; alors que l'analyse des vitesses articulaires révèle que ces dernières augmentent avec le robot (voir Fig. 2.23) de même que les amplitudes articulaires indiquant finalement que le ralentissement du point de travail n'est pas lié à l'en-travement du geste par le robot.

De la même manière, alors que les analyses cinématiques (pour le point de travail et les articulations) auraient pu conduire à la conclusion que l'altération du mouvement est due principalement à l'inertie ou aux frottements mal compensés, l'analyse des composantes des forces d'interaction (voir Fig. 2.25) montre que ces altérations cinématiques sont aussi sûrement la conséquence des phénomènes d'hyperstatisme et de désalignement des axes du robot avec ceux du patient.

Cette méthode peut donc être utilisée afin de quantifier concrètement les perturbations induites par un exosquelette.

Il appert finalement que l'exosquelette ABLE possède de bonnes aptitudes pour interagir finement avec un sujet humain. Il est clair que du point de vue de l'ingénieur, les performances mécaniques sont remarquables : malgré le rapport de

réduction élevé, la réversibilité sans compensation est déjà importante témoignant d'un frottement réduit dans la chaîne de transmission. Les compensations quasi-statiques déployées, pourtant très imparfaites et peu élaborées, permettent à cette structure de ne déformer qu'assez peu le mouvement naturel. Les efforts d'interaction restent limités en mode actif.

Toutefois ces perturbations même faibles peuvent s'avérer gênantes dans le cadre d'une rééducation neuromotrice, car les altérations importantes observées sur des sujets sains laissent augurer de grandes difficultés pour les sujets affaiblis en mode actif. Il nous est donc apparu nécessaire de tenter d'améliorer la qualité d'interaction de cet exosquelette, en particulier :

- en étudiant le problème de la redondance de contraintes (*c.a.d* l'hyperstatisme) dans le couplage homme-robot afin de minimiser le niveau des efforts non contrôlés par les actionneurs du robot, c'est-à-dire indépendants des performances des lois de commandes ou des compensations.
- en travaillant sur la commande, en particulier en exploitant un retour explicite des mesures des efforts.

Dans le chapitre 3, nous présentons une étude sur le couplage mécanique homme-exosquelette visant à proposer une méthode de conception d'attaches mobiles pour réduire les efforts résultants de l'hyperstatisme. Au chapitre 4, nous étudierons les possibilités d'amélioration des commandes pour la transparence grâce à l'exploitation non seulement de mesures d'efforts, mais aussi d'informations prédictives déduites des connaissances sur le mouvement humain.

Étude du couplage mécanique Homme-Exosquelette

Les exosquelettes sont caractéristiques en ceci que leur cinématique a généralement été conçue pour reproduire celle du membre humain auquel ils sont attachés. Les concepteurs d'exosquelettes développent à cette fin des mécanismes souvent très sophistiqués mais rarement, si ce n'est jamais, capables de reproduire exactement la cinématique très complexe des articulations humaines et de s'adapter aux variations morphologiques importantes entre les sujets. Le principal défaut de cette approche et des approximations de la cinématique humaine réelle, est l'incontournable apparition de forces d'interaction incontrôlables résultants de l'hyperstatisme.

Dans notre démarche d'amélioration de l'interaction physique homme-robot, et afin de maîtriser complètement les phénomènes en jeu, il nous est apparu nécessaire d'étudier rigoureusement le problème de la transmission des forces de l'exosquelette sur les membres du sujet assisté. Plutôt que de chercher à faire parfaitement coïncider la cinématique de l'exosquelette avec celle du membre humain, nous avons choisi d'ajouter des mécanismes passifs à chacun des points de fixation de manière à ce que seules les forces désirées et contrôlées s'appliquent sur le sujet. Il s'agit donc d'empêcher l'hyperstatisme tout en préservant la mobilité du robot et du membre humain.

La partie 3.1 de ce chapitre propose un état de l'art des approches existant dans la littérature pour traiter les incompatibilités cinématiques exosquelette/bras. Il y apparaît qu'il n'existe pas d'approche générale et rigoureuse de ce problème, ce à quoi nous essayons de remédier dans la partie 3.2.

3.1 Le couplage multi-contacts Homme Exosquelette

3.1.1 Le problème de la complexité de la cinématique humaine

Concevoir un exosquelette consiste habituellement à copier la cinématique humaine. Cette approche possède un certain nombre d'avantages : elle permet d'obtenir automatiquement des espaces de travail similaires, d'éviter naturellement les singularités de la cinématique humaine [Pons-2008], ainsi que de proposer au sujet un dispositif dont la structure apparaît naturellement compatible.

La similarité des cinématiques permet aussi d'obtenir une transmission unitaire entre les couples articulaires exercés par le robot et ceux physiquement appliqués sur le sujet humain, et ce quelle que soit la configuration articulaire. Ainsi les pro-

blèmes de variabilité de transmission des forces dans l'espace de travail observés lors de l'utilisation de deux mécanismes externes distincts, connectés chacun à un segment du bras [Culmer-2005], sont évités. L'inconvénient majeur de ce paradigme de conception d'exosquelettes est qu'il est en fait impossible de reproduire exactement la cinématique humaine avec un simple robot. Deux problèmes se posent :

1. la morphologie varie de manière importante d'un sujet à un autre,
2. pour un seul et même sujet la cinématique articulaire est très complexe et peut difficilement être reproduite par les articulations conventionnelles d'un robot [Scott-1993].

Il est ainsi actuellement impossible de trouver un modèle cinématique de l'humain consensuellement admis dans la littérature biomédicale. Les mouvements des articulations humaines résultent d'une part de l'interaction de surfaces osseuses complexes et de l'autre de mouvements particuliers des os générés par l'important nombre d'actionneurs distribués que sont les muscles. Il est de plus, très difficile d'identifier de manière non-invasive les mouvements réels de ces structures osseuses (et musculaires), car les seuls mouvements directement observables sont ceux de la peau qui eux ne sont pas représentatifs des mouvements de la structure. La reconstruction des mouvements osseux ne peut ainsi se faire que par recalage d'images IRM et de marqueurs multiples sur la peau avec simulation des mouvements des surfaces osseuses en contact [Leboucher-2009] ou par l'utilisation de dispositifs passifs poly-articulés instrumentés et complexes [Cai-2010]. La structure articulée du bras est particulièrement difficile à reproduire : plusieurs modèles de l'ensemble "épaule-omoplate-clavicule" possédant au moins 5 DDL existent [Vanderhelm-1992] ; l'articulation du coude, qui est souvent modélisée à tort comme une simple liaison pivot, est en fait plus proche d'une articulation hélicoïdale ; la localisation et la nature de la prono-supination résultant d'un mouvement combiné de l'ulna et du radius, varient d'un modèle à un autre.

Toutes ces incertitudes de modélisation de la cinématique des membres humains conduisent à des modèles approximatifs. Les exosquelettes ne sont donc que des copies imparfaites. Et ce sont ces imperfections qui conduisent à des problèmes de compatibilité cinématique. En effet si l'on relie ensemble par encastrement deux à deux les corps de deux structures sérielles "cinématiquement proches" mais qui ne sont, en réalité, pas parfaitement identiques, le phénomène d'hyperstatisme, né du surnombre de contraintes et d'inconnues statiques, apparaît. Si des modèles de structures rigides sont utilisés, ce phénomène va conduire à une impossibilité de mouvement du mécanisme et à l'apparition de forces internes incontrôlables. En pratique cependant, la rigidité des structures n'est pas infinie et une certaine mobilité peut être obtenue en l'échange de l'apparition de contraintes internes (et donc de déformations) dans le membre, voir la Fig. 3.1. Ainsi lorsqu'un exosquelette robotisé est attaché à un membre humain, leurs cinématiques étant forcément différentes, des déformations ont lieu aux interfaces entre les deux chaînes afin de permettre à l'ensemble de se mouvoir. Ces déformations sont rendues possibles

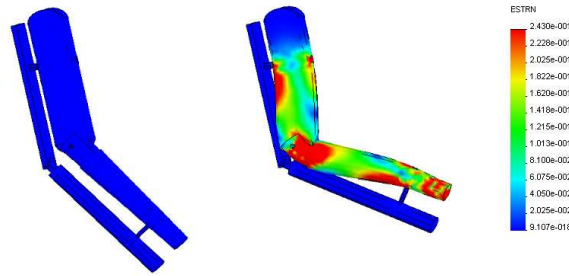


FIGURE 3.1 – Déformations subies par une structure déformable à un DDL encastrée en ses extrémités à une autre structure un DDL rigide.

par la faible raideur de la peau, des tissus et éventuellement par une compliance supplémentaire fournie par le système de fixation (bande de fixations élastiques, systèmes de coussins pneumatiques [Schiele-2006]). Dans certains cas, la redondance non-modélisée des membres humains peut permettre de réduire le degré d'hyperstatisme : c'est le cas par exemple au niveau de l'épaule où les mouvements de l'omoplate permettent de rattraper les erreurs d'alignement entre les axes de la liaison gléno-humérale et la rotule de la structure robotisée. Les déformations induites au niveau des interfaces sont ainsi limitées par des mouvements "internes" du sujet. Le problème est que ces mêmes mouvements internes ne sont pas contrôlables, ce qui peut être gênant pour certaines applications, notamment dans le domaine de la rééducation neuro-motrice où tout mouvement doit être maîtrisé.

3.1.2 Résoudre le problème de la compatibilité biomécanique

Plusieurs types de solutions à ces problèmes ont été étudiés dans la littérature. On peut globalement distinguer trois approches illustrées sur les Fig. 3.2 et 3.3.

1. La première méthode consiste à ajouter de la compliance pour minimiser les efforts engendrés. Des systèmes pneumatiques ont ainsi parfois été ajoutés dans les fixations permettant d'introduire de la flexibilité et d'augmenter l'adaptabilité aux variations dimensionnelles de la section des membres [Schiele-2006].
2. La deuxième méthode pour pallier ce problème est de repenser la conception des exosquelettes afin de les rendre intrinsèquement capables de s'adapter à la cinématique du membre humain. Cette méthode propose deux approches différentes : l'augmentation des capacités d'adaptation de la chaîne sériele "robot" (avec, par exemple, des longueurs d'entraxes réglables) ou l'accroissement de la redondance de cette dernière. Cette dernière approche consiste à ajouter en série dans la chaîne cinématique du robot des DDL, actifs ou passifs entre les articulations actives qui doivent, elles, s'aligner avec celles de l'humain [Housman-2007]. Dans [Kiguchi-2001], la redondance est augmentée en

ajoutant à la structure un certain nombre de mécanismes actifs, et est utilisée pour une tâche "secondaire" : faire coïncider les axes articulaires. Ce type de

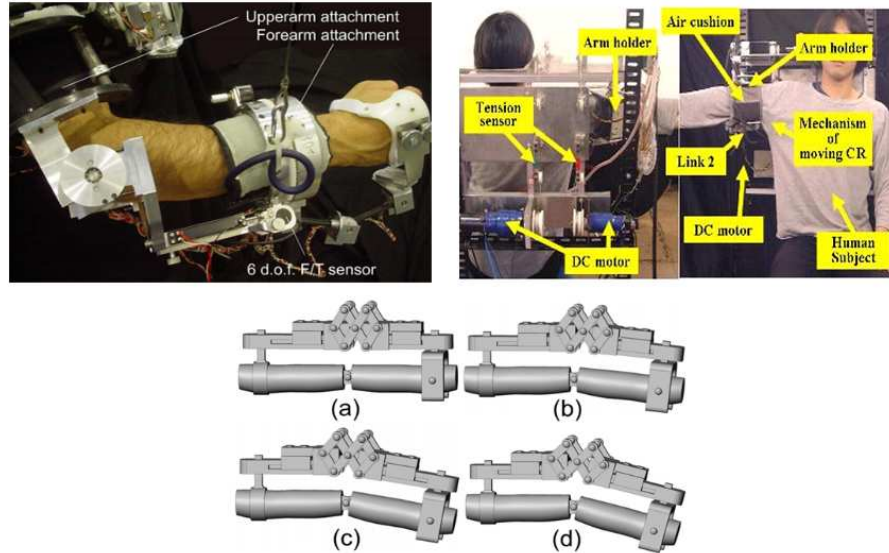


FIGURE 3.2 – En haut à gauche : Dispositif de fixation à coussin d'air [Schiele-2006]. En haut à droite : Mécanisme d'alignement actif [Kiguchi-2001]. En bas : Mécanisme d'auto alignement pour le doigt [Cai-2009]

solution est déjà mécaniquement complexe, mais il nécessite en plus de savoir comment piloter la tâche secondaire. L'approche proposée consiste à mesurer les signaux électromyographiques (EMG) des muscles de l'épaule pour évaluer à l'aide d'un réseau de neurones et d'un modèle de l'omoplate, la position de l'épaule. A partir de ces données, le robot peut ensuite commander certaines de ses articulations afin de faire coïncider le centre de l'épaule du robot. Le système final semble donc très complexe et aucune garantie n'existe quant à l'isostatisme.

Certaines équipes ont ainsi choisi d'attaquer le problème à un niveau inférieur, en intégrant des mécanismes verrouillables capables d'aligner automatiquement les axes du robot avec ceux de l'humain durant les premiers mouvements de la session de comanipulation [Cai-2009]. Ces DDL supplémentaires de la chaîne robot sont utilisés pour créer des structures auto-alignantes. L'intérêt est que la commande est simple, verrouillage ou libération des DDL, cependant le concept n'est validé que pour un DDL plan.

Les solutions issues de cette méthode nécessitent d'être utilisées lors de l'étape de conception (ou de re-conception complète) de l'exosquelette et tendent à complexifier la structure, alors que leur aptitude à résoudre le problème de l'hyperstatisme n'a jamais été formellement prouvé.

3. La dernière approche est différente et consiste en l'ajout de degrés de liberté passifs afin de connecter entre elles les deux chaînes cinématiques, humain et

robot. Ce principe est courant dans le domaine de la théorie des mécanismes : il est en effet usuel de rajouter des degrés de liberté passifs afin de réduire le degré d'hyperstatisme. Ce type de solution a commencé à être employé pour la connexion aux membres humains dans les années 1970 pour des orthèses

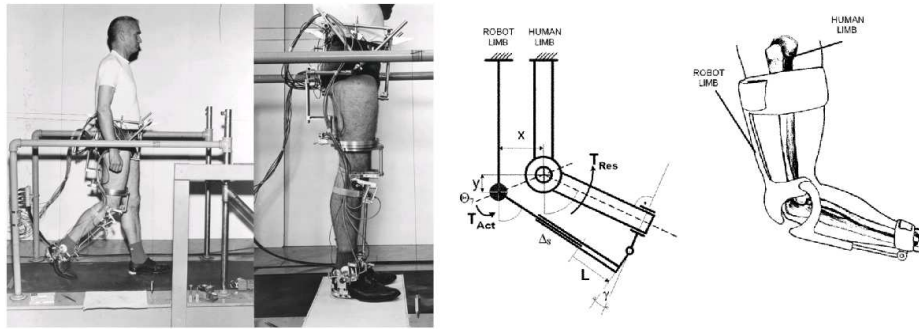


FIGURE 3.3 – A gauche : Goniomètre de Lamoreux pour l'analyse non contrainte de la marche. A droite : Dispositif d'auto alignement à un DDL (Schiele)

passives [Lamoreux-1971], [Markolf-1976]. Ce même principe a été récemment utilisé pour la création d'un dispositif à un DDL dans [Schiele-2008], mais la transmission de la force n'a alors été étudiée que dans un plan, et l'analyse effectuée repose sur des équations dérivées de l'étude d'un mécanisme plan particulier. L'étude souffre donc d'un manque de généralité et l'auteur néglige toutes les forces hors plan qui peuvent apparaître lorsque survient un défaut -non pris en compte dans l'étude- de parallélisme entre le plan de mouvement du membre humain et celui du robot.

L'avantage principal de ce type de solution est qu'il n'est pas nécessaire de transformer la structure intrinsèque de l'exosquelette ou d'envisager ce changement lors de la phase de conception. Ajouter des degrés de liberté passifs entre le robot et le sujet ou augmenter les capacités d'adaptabilité du robot sont des solutions concrètement envisageables, mais une attention toute particulière doit être portée au problème de la transmission des efforts, ce problème n'étant pas abordé dans la littérature.

Nous avons donc cherché à définir un problème générique de couplage d'un exosquelette à un membre humain à travers des degrés de liberté passifs positionnés aux interfaces entre les structures. Un critère de conception, avec des conditions nécessaires et suffisantes, permettant de résoudre le problème de la compatibilité morphologique, des erreurs d'alignement, mais aussi de la transmission des forces en évitant les phénomènes d'hyperstatisme, a donc été développé.

3.1.3 Étude des phénomènes d'hyperstaticité dans le couplage

Afin de quantifier le niveau des forces en présence qui peuvent être générées par les faibles différences entre les cinématiques humaines et robotique, nous avons réalisé une simulation simple présentée en Fig. 3.4 avec des paramètres physiques et géométriques proches de données réelles. En se basant sur une étude d'un problème plan à un degré de liberté publié dans [Schiele-2008], nous avons calculé les forces générées par les déformations et contraintes internes qui apparaissent lorsque deux chaînes planes sérielles 2R aux cinématiques identiques, mais avec de faibles erreurs dans l'alignement des axes, sont connectées par encastrement. Les valeurs des efforts appliqués au membre humain ont pu être calculées aux deux points de fixation à partir du calcul des déformations appliquées au membre à l'aide d'un modèle ressort-amortisseur représentant la raideur des tissus humains (données issues de [Schiele-2008]). La figure 3.4 montre le modèle cinématique simplifié étudié, ainsi que le niveau des efforts générés au niveau de la fixation du tibia durant un mouvement de la jambe composé d'une variation articulaire au niveau de la hanche d'un angle β_1 et du genou d'un angle β_2 , en considérant une erreur de 20 mm dans l'alignement des axes du robot avec ceux de la jambe.

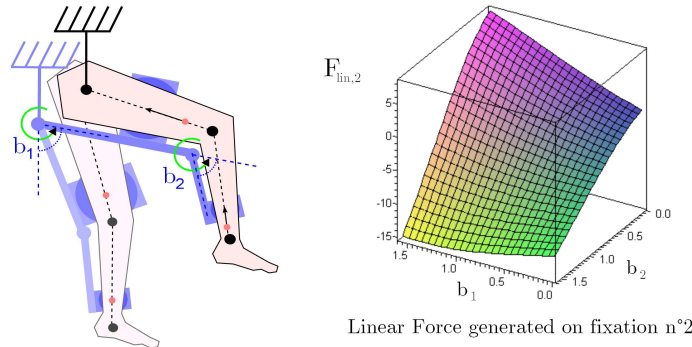


FIGURE 3.4 – Modélisation et niveau des forces dues aux erreurs de modélisation et à l'hyperstaticité apparaissant au niveau de la fixation au tibia

Dans la configuration de départ, ($\beta_2 = 0$, $\beta_1 = 0$), les forces sont supposées nulles, puis les variations de force par déformation élastique sont calculées. On observe ainsi l'apparition de forces dont l'amplitude atteint 15N ce qui est loin d'être négligeable en comparaison des niveaux d'effort mesurés au Chapitre 2 sur ABLE (10 N) .

3.2 Une méthode dédiée à la conception des fixations d'un exosquelette sur un membre humain

Dans la suite, comme pour le problème illustré sur la Fig. 3.4, on étudie une structure d'exosquelette aux dimensions géométriques fixes, conçue pour reproduire (approximativement) le modèle cinématique du membre humain. On cherche à déterminer comment connecter l'exosquelette au membre humain de manière à éviter

l'apparition de forces incontrôlables aux interfaces.

La solution à ce problème tient dans l'exploitation d'un jeu de mécanismes passifs à faibles frottements positionnés entre le robot et le membre du sujet et permettant d'éviter l'hyperstatisme.

3.2.1 Formulation du problème

Considérons deux chaînes séries distinctes couplées en plusieurs points comme le montre la figure Fig. 3.5. Une de ces chaînes représente un membre (supérieur ou inférieur) humain **H**, l'autre la structure articulée du robot **R**.

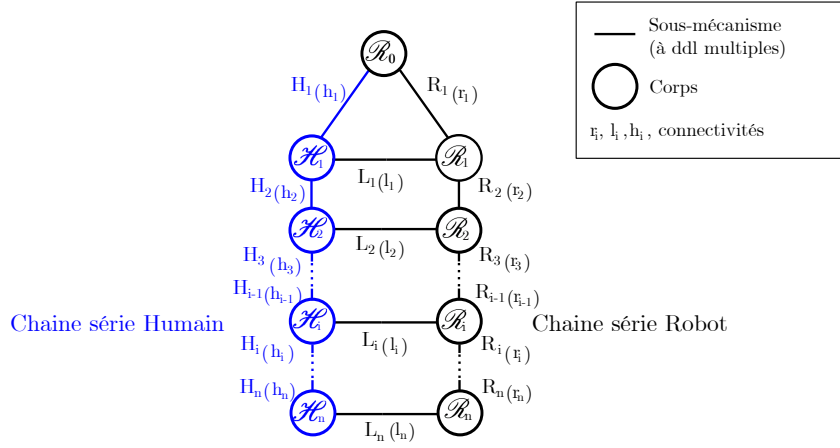


FIGURE 3.5 – Schéma du couplage parallèle de deux chaînes séries

Le corps de base (bâti) de l'exosquelette est supposé fixé à l'un des corps du sujet. Ce corps de base est noté $\mathcal{R}_0 \equiv \mathcal{H}_0$. Le robot et le membre sont supposés être connectés l'un à l'autre à travers n fixations. Chaque mécanisme de fixation $\mathbf{L}_i$ pour $i \in \{1, \dots, n\}$ est constitué d'un mécanisme sériel passif et relie un segment du membre humain $\mathcal{H}_i$ à un corps du robot $\mathcal{R}_i$. Les mécanismes $\mathbf{L}_i$ considérés dans cette étude représentent des combinaisons séries de l_i liaisons à un degré de liberté. De ce fait, leur connectivité est égale à l_i . Rappelons que la connectivité est le nombre minimum de variables articulaires scalaires nécessaires permettant de déterminer la posture (position et orientation) d'une chaîne, ici la chaîne $\mathbf{L}_i$ [Steeds-1947].

Une fixation peut donc tout aussi bien être un simple encastrement ($l_i = 0$) qu'un mécanisme libérant plusieurs DDL tel que :

$$\forall i \in \{1, \dots, n\}, \quad 0 \leq l_i \leq 5 \quad . \quad (3.1)$$

En effet, choisir $l_i \geq 6$ entraînerait une liberté totale des corps $\mathcal{H}_i$ et $\mathcal{R}_i$, ce qui n'aurait pas de sens dans le type d'application que nous considérons, pour lesquelles il est nécessaire de transmettre des forces aux différents segments de membre.

Entre les corps $\mathcal{R}_{i-1}$ et $\mathcal{R}_i$ du robot se trouve un mécanisme actif $\mathbf{R}_i$ qui est une combinaison série de r_i , $i \in \{1, \dots, n\}$ liaisons à un DDL. La connectivité d'un tel mécanisme est donc égale à r_i ; r_i représentant le nombre de paramètres indépendants

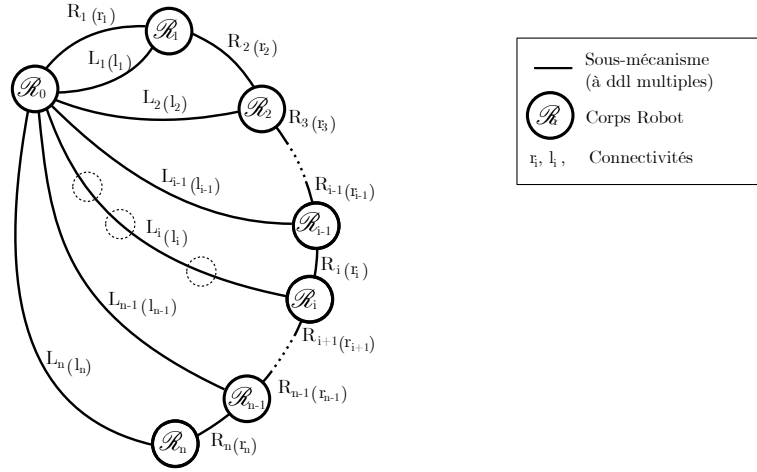


FIGURE 3.6 – Étude de la chaîne série du robot et calcul itératif associé

nécessaire pour définir la position et l'orientation du corps $\mathcal{R}_i$ par rapport à $\mathcal{R}_{i-1}$ à travers la chaîne poly-articulée $\mathbf{R}_i$. Dans le reste de cette étude, nous considérerons donc que :

$$\forall i \in \{1 \cdots n\}, \quad r_i \leq 6 \quad . \quad (3.2)$$

Bien qu'il soit possible de choisir $r_i > 6$, un tel choix aurait pour conséquence directe l'apparition d'une chaîne cinématique redondante entre deux fixations. Il serait alors nécessaire de modifier et de complexifier la commande du robot afin de résoudre le problème des mobilités internes. De plus, étant donné que l'exosquelette se destine à des applications où la transmission de forces en plusieurs points est nécessaire, ce type de solution ne présente pas d'intérêt.

De la même manière, du côté du sujet humain, entre $\mathcal{H}_{i-1}$ et $\mathcal{H}_i$ se trouve un mécanisme $\mathbf{H}_i$ de connectivité h_i . Il est important de noter qu'en raison de la complexité de la cinématique humaine et d'une littérature biomécanique fournissant des données non consensuelles sur ce point, h_i n'est généralement pas exactement connu. Notre objectif est de sélectionner les degrés de liberté des chaînes $\mathbf{L}_i$ avec $i \in \{1, \dots, n\}$, de manière à ce que, d'un côté toutes les forces appliquées par l'exosquelette sur le membre humain soient contrôlables et de l'autre qu'il n'y ait pas de mouvements possibles de l'exosquelette lorsque le membre humain est fixe et bloqué. Pour ce faire, une sélection du nombre de DDL l_i va, dans un premier temps, être effectuée puis une étape de choix de ces DDL sera entreprise. Une vérification des conditions d'évitement des singularités de la structure choisie sera finalement réalisée.

Il sera considéré par la suite que le membre humain est "virtuellement" attaché au corps de base $\mathcal{R}_0$. Ce scénario, dans lequel le sujet ne bouge pas, représente le cas le plus dégradé en termes de mobilité. Le mécanisme résultant $\mathbf{S}_n$ qui va faire l'objet de cette étude est représenté dans la Fig. 3.6.

Une conception adéquate des mécanismes passifs de fixations $\mathbf{L}_i$ doit permettre de garantir qu'en l'absence de forces extérieures, ce qui inclut aussi l'absence de forces

généralisées que pourraient produire les actionneurs de l'exosquelette robotisé, les équations suivantes sont vérifiées :

$$\forall i \in \{1 \dots n\}, \quad {}^{\mathbf{S}_n}T_i = \{0\} \quad \text{et} \quad (3.3a)$$

$$\forall i \in \{1 \dots n\}, \quad {}^{\mathbf{S}_n}W_{L_i \rightarrow 0} = \{0\} \quad , \quad (3.3b)$$

avec ${}^{\mathbf{S}_n}T_i$ représentant l'espace des torseurs cinématiques décrivant les vitesses du corps du robot $\mathcal{R}_i$ par rapport au corps $\mathcal{R}_0$ dans le système $\mathbf{S}_n$ et ${}^{\mathbf{S}_n}W_{L_i \rightarrow 0}$ l'espace des torseurs statiquement admissibles transmis à travers les chaînes $\mathbf{L}_i$ sur le corps de référence $\mathcal{R}_0$ (le bras bloqué du sujet), c'est-à-dire l'espace des efforts résultant d'un possible hyperstatisme à l'équilibre de $\mathbf{S}_n$.

L'équation (3.3a) exprime le fait que la mobilité de n'importe quel corps du robot connecté à un membre humain doit être nulle. Considérant l'intégralité du mécanisme, l'équation (3.3b), elle, impose qu'aucune force ne puisse être appliquée sur le membre humain. Dans la suite de l'étude, la *condition globale d'isostaticité* fera référence aux équations (3.3a) et (3.3b) .

3.2.2 Conditions nécessaires et suffisantes pour prévenir l'hyperstatiticité (conditions sur le rang des espaces des torseurs cinématiques)

Grâce à la nature du problème étudié, il est possible d'observer une récursivité dans la structure du système considéré : soit $\mathbf{S}_i$ le sous-mécanisme constitué par l'ensemble des corps $\mathcal{R}_0$ à $\mathcal{R}_i$, et par les chaînes $\mathbf{R}_0$ à $\mathbf{R}_i$ ainsi que $\mathbf{L}_0$ à $\mathbf{L}_i$, il est possible de représenter le système $\mathbf{S}_i$ récursivement par rapport à $\mathbf{S}_{i-1}$, avec m_{i-1} représentant la connectivité de $\mathbf{S}_{i-1}$, comme il est présenté en Fig. 3.7. Le système

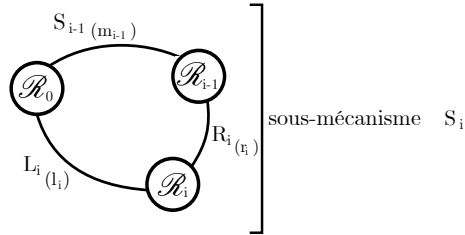


FIGURE 3.7 – Structure récursive $\mathbf{S}_i$ du système

$\mathbf{S}_0$ représente un mécanisme à connectivité nulle. En utilisant cette représentation récursive du mécanisme global $\mathbf{S}_n$, il est facile d'établir la proposition suivante :

Proposition : *Les conditions globales d'isostaticité sont équivalentes aux conditions suivantes :*

$$\forall i \in \{1 \dots n\}, \quad \dim(T_{\mathbf{S}_{i-1}} + T_{\mathbf{R}_i} + T_{\mathbf{L}_i}) = 6 \quad \text{et} \quad (3.4a)$$

$$\forall i \in \{1 \dots n\}, \quad \dim(T_{\mathbf{S}_{i-1}} \cap T_{\mathbf{R}_i}) = 0 \quad \text{et} \quad (3.4b)$$

$$\dim(T_{\mathbf{S}_n}) = 0 \quad , \quad (3.4c)$$

avec $T_{\mathbf{S}_j} = \mathbf{S}_j T_j$ l'espace des torseurs cinématiques décrivant les vitesses du corps du robot $\mathcal{R}_j$ par rapport au corps $\mathcal{R}_0$ dans le système $\mathbf{S}_j$, $T_{\mathbf{R}_i}$ est l'espace des torseurs cinématiques engendré par $\mathbf{R}_i$ c'est-à-dire l'espace des torseurs cinématiques de $\mathcal{R}_i$ par rapport à $\mathcal{R}_{i-1}$ si ces derniers étaient seulement connectés à travers $\mathbf{R}_i$, $T_{\mathbf{L}_i}$ l'espace des torseurs cinématiques engendrés par la chaîne $\mathbf{L}_i$ c'est-à-dire l'espace des torseurs cinématiques de $\mathcal{R}_i$ par rapport à $\mathcal{R}_0$ si ces derniers étaient seulement connectés à travers $\mathbf{L}_i$. ■

Cette proposition est démontrée au paragraphe 3.2.3.

Il est intéressant de remarquer que les conditions (3.4) exploitent les espaces des torseurs cinématiques générés par $\mathbf{R}_i$ et $\mathbf{L}_i$ considérés *isolément*, ce qui est très pratique à des fins de conception. De même, il faut noter la distinction entre $\mathbf{S}_n T_j$ et $\mathbf{S}_j T_j$.

3.2.3 Démonstration de la propriété d'isostaticité globale

1. Les conditions (3.4) sont suffisantes : $[(3.4) \Rightarrow (3.3)]$.

Supposons que les conditions (3.4) sont vérifiées.

Si l'on considère le mécanisme $\mathbf{S}_n$, le corps $\mathcal{R}_{i-1}$ est connecté d'un côté au corps fixe $\mathcal{R}_0$ à travers le sous-mécanisme $\mathbf{S}_{i-1}$ et de l'autre au corps $\mathcal{R}_i$ à travers la chaîne $\mathbf{R}_i$ (Voir Fig. 3.7). En exploitant les lois d'additions des torseurs cinématiques pour les arrangements sériels et d'intersection de ces espaces pour les arrangements parallèles développées par K.J. Waldron, J.R. Philips et K.H. Hunt ([Phillips-1964],[Waldron-1966],[Hunt-1967]), il vient :

$$\forall i \in \{1 \dots n\}, \quad \mathbf{S}_n T_{i-1} = \mathbf{S}_{i-1} T_{i-1} \cap [\mathbf{T}_{\mathbf{R}_i} + \mathbf{S}_n T_i] \quad . \quad (3.5)$$

qui est une relation récurrente sur $\mathbf{S}_n T_i$. Nous chercherons donc à montrer par récurrence que

$$\forall i, \quad \mathbf{S}_n T_i = \{0\}$$

Rappelons que, selon nos hypothèses, l'équation (3.4c) est vérifiée, donc :

$$\mathbf{S}_n T_{\mathbf{S}_n} = \{0\}. \quad (3.6)$$

Supposons maintenant que $\mathbf{S}_n T_i = \{0\}$. Alors le corps $\mathcal{R}_{i-1}$ est relié au corps fixe à travers les deux sous-mécanismes $\mathbf{S}_{i-1}$ et $\mathbf{R}_i$. Donc,

$$\mathbf{S}_n T_{i-1} = \mathbf{S}_{i-1} T_{i-1} \cap \mathbf{T}_{\mathbf{R}_i} = \mathbf{T}_{\mathbf{S}_{i-1}} \cap \mathbf{T}_{\mathbf{R}_i} = \{0\}$$

En conclusion :

$$\mathbf{S}_n T_i = \{0\} \Rightarrow \mathbf{S}_n T_{i-1} = \{0\} \quad .$$

Comme la relation est vraie pour $i = n$ (en raison de l'équation (3.4c)), la condition (3.3a) est donc vérifiée.

Par ailleurs si l'on considère la boucle $(\mathcal{R}_0 \rightarrow \mathcal{R}_{i-1} \rightarrow \mathcal{R}_i \rightarrow \mathcal{R}_0)$ dans la Fig. 3.7 et l'application du principe de dualité cinémato-statique à cette boucle, il est possible d'écrire que :

$$\forall i \in \{1 \dots n\}, \dim(\mathbf{S}_i W_{\mathbf{L}_i \rightarrow 0}) + \dim(T_{\mathbf{S}_{i-1}} + T_{\mathbf{R}_i} + T_{\mathbf{L}_i}) = 6 \quad . \quad (3.7)$$

Grâce à la condition (3.4a), il est possible d'obtenir que :

$$\forall i \in \{1 \dots n\}, \mathbf{S}_i W_{\mathbf{L}_i \rightarrow 0} = \{0\} \quad . \quad (3.8)$$

Comme $\mathbf{L}_i$ et $\mathbf{R}_i$ sont des chaînes sérielles, alors à l'équilibre

$$\forall i \in \{1 \dots n\} \quad \mathbf{S}_i W_{\mathbf{L}_i \rightarrow 0} = \mathbf{S}_i W_{\mathbf{L}_i \rightarrow i} = \mathbf{S}_i W_{\mathbf{R}_i \rightarrow i} = \mathbf{S}_i W_{\mathbf{R}_i \rightarrow i-1} = \{0\} \quad . \quad (3.9)$$

Par conséquent, du point de vue statique, le système multi-boucles $\mathbf{S}_{i-1}$ conserve le même état qu'il soit inclus dans le système $\mathbf{S}_i$ ou qu'il soit considéré isolé du reste du mécanisme.

$$\forall i \in \{2 \dots n\}, \mathbf{S}_i W_{\mathbf{L}_{i-1} \rightarrow 0} = \mathbf{S}_{i-1} W_{\mathbf{L}_{i-1} \rightarrow 0} \quad ,$$

ce qui, combiné à la relation (3.8), mène récursivement à la condition (3.3b) : $\mathbf{S}_n W_{\mathbf{L}_1 \rightarrow 0} = \{0\}$.

2. Les conditions (3.4) sont nécessaires : $\left[\overline{(3.4)} \Rightarrow \overline{(3.3)} \right]$.

Tout d'abord, si la condition (3.4c) n'est pas vérifiée, alors il est clair que la condition (3.3a) ne l'est pas non plus, car

$$\mathbf{S}_n T_n = T_{\mathbf{S}_n} \neq \{0\} \quad .$$

Deuxièmement si (3.4b) n'est pas vérifié, alors

$$\exists i, (T_{\mathbf{R}_i} \cap T_{\mathbf{S}_{i-1}}) \neq \{0\} \quad ,$$

et même si le sous-corps i est bloqué dans $\mathbf{S}_i$ ($T_{\mathbf{S}_i} = \{0\}$), en accord avec l'équation (3.5) il existe un mouvement possible pour le sous-corps $(i - 1)$, c'est-à-dire que

$$\exists i \in \{1 \dots n\} \quad \mathbf{S}_n T_{i-1} \neq \{0\} \quad .$$

Cette dernière relation est contradictoire avec avec la relation (3.3a).

Troisièmement, si (3.4a) n'est pas vérifiée , c'est-à-dire

$$\exists i \dim(T_{\mathbf{S}_{i-1}} + T_{\mathbf{R}_i} + T_{\mathbf{L}_i}) \leq 6 \quad ,$$

alors

$$\exists i, \mathbf{S}_i W_{\mathbf{L}_i} \neq \{0\} \quad ,$$

ce qui signifie que la boucle $\mathbf{S}_i$ prise isolément est hyperstatique. Il apparaît évident que l'ajout du reste du mécanisme afin de construire le système $\mathbf{S}_n$, qui consiste en l'ajout d'une branche parallèle à $\mathbf{S}_i$ entre $\mathcal{R}_0$ et $\mathcal{R}_i$, ne diminuera en rien le degré d'hyperstatisme. De ce fait

$$\exists i, \mathbf{S}_n W_{\mathbf{L}_i \rightarrow 0} \neq \{0\} \quad ,$$

ce qui est contradictoire avec la condition (3.3b).

En conclusion, les conditions (3.4a), (3.4b) et (3.4c) sont nécessaires et suffisantes.

3.2.4 Conditions sur les connectivités

Afin de rendre ces conditions exploitables pour la conception des fixations articulées passives $\mathbf{L}_i$, il est nécessaire de passer par l'étape de conversion de ces conditions sur des espaces vectoriels en des contraintes sur les connectivités $r_i = \dim(T_{\mathbf{R}_i})$ et $l_i = \dim(T_{\mathbf{L}_i})$. Pour cela, nous supposons que les singularités cinématiques sont évitées : la sommation de sous-espaces vectoriels conduira toujours à un sous-espace de dimension maximale étant donné les dimensions de chacun des sous-espaces sommés. Cette hypothèse forte permettra de déterminer le nombre de degrés de liberté de chacun des mécanismes de fixation $\mathbf{L}_i$. Bien entendu, comme cela est courant en conception de mécanismes, il sera nécessaire une fois le mécanisme choisi de vérifier a posteriori les conditions de rang plein.

La première étape consiste en l'écriture de la connectivité du système $\mathbf{S}_i$. On a m_i tel que $m_i = \dim(T_{\mathbf{S}_i})$ ou

$$T_{\mathbf{S}_i} = T_{\mathbf{L}_i} \cap (T_{\mathbf{R}_i} + T_{\mathbf{S}_{i-1}}) \quad (3.10)$$

Cette dernière équation découle directement de la loi d'addition des espaces vectoriels pour les chaînes sérielles, et de la loi d'intersection des espaces vectoriels pour les chaînes parallèles.

Comme pour n'importe quel sous espace vectoriel $\mathbf{A}$ et $\mathbf{B}$:

$$\dim(\mathbf{A}) + \dim(\mathbf{B}) = \dim(\mathbf{A} + \mathbf{B}) + \dim(\mathbf{A} \cap \mathbf{B}), \quad (3.11)$$

il vient :

$$\begin{aligned} m_i &= \dim(T_{\mathbf{L}_i}) + \dim(T_{\mathbf{R}_i} + T_{\mathbf{S}_{i-1}}) - \dim(T_{\mathbf{L}_i} + T_{\mathbf{R}_i} + T_{\mathbf{S}_{i-1}}) \\ &= \dim(T_{\mathbf{L}_i}) + \dim(T_{\mathbf{R}_i}) + \dim(T_{\mathbf{S}_{i-1}}) - \dim(T_{\mathbf{R}_i} \cap T_{\mathbf{S}_{i-1}}) \\ &\quad - \dim(T_{\mathbf{L}_i} + T_{\mathbf{R}_i} + T_{\mathbf{S}_{i-1}}) \end{aligned}$$

Ce qui s'écrit sous l'hypothèse de rang plein :

$$m_i = l_i + r_i + m_{i-1} - 6 \quad (3.12)$$

Enfin, comme $m_0 = 0$, cette équation récursive peut finalement s'écrire :

$$m_i = \sum_{j=1}^i (l_j + r_j) - 6.i \quad (3.13)$$

Par ailleurs à partir de la première condition d'isostaticité (3.4a), et en remarquant que pour n'importe quel sous espace vectoriel $\mathbf{A}, \mathbf{B}$ et $\mathbf{C}$ d'un espace vectoriel $\mathbf{E}$, $\dim(\mathbf{A} + \mathbf{B} + \mathbf{C}) \leq \dim(\mathbf{A}) + \dim(\mathbf{B}) + \dim(\mathbf{C})$, il est nécessaire que

$$\forall i \in \{1 \cdots n\}, \quad m_{i-1} + r_i + l_i \geq 6 \quad (3.14)$$

ou :

$$\sum_{j=1}^i (l_j + r_j) \geq 6.i \quad (3.15)$$

Par ailleurs, si $\mathbf{A}$ et $\mathbf{B}$ sont deux sous-espaces vectoriels de $\mathbf{E}$ et que $\dim(\mathbf{A}) + \dim(\mathbf{B}) > \dim(\mathbf{E})$, alors $\mathbf{A} \cap \mathbf{B} \neq \{0\}$. De ce fait la condition (3.4b) impose que

$$\forall i \in \{1 \cdots n\}, \quad m_{i-1} + r_i \leq 6 \quad (3.16)$$

ou :

$$\sum_{j=1}^{i-1} (l_j + r_j) + r_i \leq 6.i \quad (3.17)$$

Enfin la dernière condition (3.4c) conduit à l'équation :

$$m_n = 0 \text{ ou : } \sum_{j=1}^n (l_j + r_j) = 6.n \quad (3.18)$$

Il est important de remarquer que rien dans les conditions (3.4) n'impose que $\forall i \in \{1 \cdots n\}, m_i = 0$. Autrement dit, une boucle prise isolément n'est pas nécessairement isostatique, elle peut être mobile. En résumé, sous l'hypothèse de rang plein, les conditions nécessaires et suffisantes 3.4 s'écrivent :

$$\forall i \in \{1 \cdots n\}, \quad \sum_{j=1}^i (l_j + r_j) \geq 6.i \quad (3.19a)$$

$$\forall i \in \{1 \cdots n\}, \quad \sum_{j=1}^{i-1} (l_j + r_j) + r_i \leq 6.i \quad (3.19b)$$

$$\sum_{j=1}^n (l_j + r_j) = 6.n \quad (3.19c)$$

L'isostaticité globale sera donc atteinte s'il est possible de déterminer des configurations axiales des DDL passifs de la chaîne $\mathbf{L}_j$ permettant d'empêcher l'apparition de particularités géométriques et qui vérifient les trois conditions (3.19). On peut observer que la condition (3.19c) détermine le nombre total de DDL passifs à ajouter dans tout le système $\mathbf{S}_n$; la condition (3.19a) indique le nombre minimal de DDL à insérer dans la fixation afin d'empêcher tout phénomène d'hyperstatisme dans les sous-mécanismes $\mathbf{S}_j$ et la condition (3.19b) indique la valeur maximale que peut atteindre l_j afin de prévenir de l'apparition de toute mobilité interne dans le mécanisme $\mathbf{S}_j$.

Grâce à ces dernières équations, nous sommes donc capables de déterminer les différentes solutions possibles pour distribuer et répartir les degrés de liberté passifs additionnels à ajouter aux différentes fixations de la structure :

- les choix possibles pour l_1 sont conditionnés par l'inégalité $5 \geq l_1 \geq 6 - r_1$.
- pour chaque choix de l_1 , les choix possibles pour l_2 sont conditionnés par l'inégalité $5 \geq l_2 \geq 12 - r_1 - r_2 - l_1$.

Ce raisonnement itératif conduit ainsi à la construction d'un arbre regroupant toutes les combinaisons admissibles pour les liaisons l_i , comme on peut le voir sur la figure Fig. 3.8.

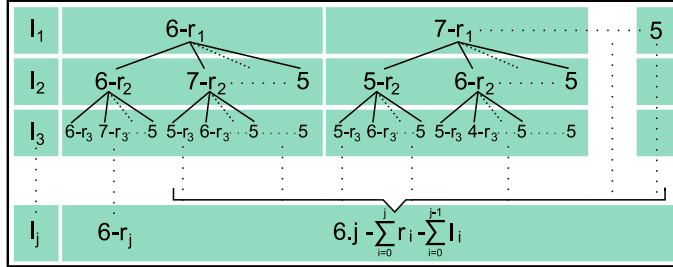


FIGURE 3.8 – Arbre des solutions possibles pour le nombre de DDL passifs à ajouter à chaque point de fixation

Bien entendu, le choix de la solution parmi cet arbre doit être effectué en fonction de la cinématique de l'exosquelette. De manière générale, un des aspects importants à considérer est la transmission de la force : chaque degré de liberté en rotation ou en translation qui n'est pas libéré par le mécanisme de fixation permettra la transmission d'une force ou d'un moment au membre humain.

3.2.5 Analyse de la mobilité du membre humain

Une fois étudié le problème de la transmission des efforts par l'exosquelette sur le membre immobilisé, il est nécessaire de considérer le cas d'un robot immobile et rigide (les corps $\mathcal{R}_i$ du robot étant alors considérés encastrés dans le corps $\mathcal{R}_0$), en étudiant alors les mobilités du bras humain. Cette étude permet de vérifier la capacité du robot à pouvoir contraindre le mouvement humain à travers les fixations à degrés de liberté passifs.

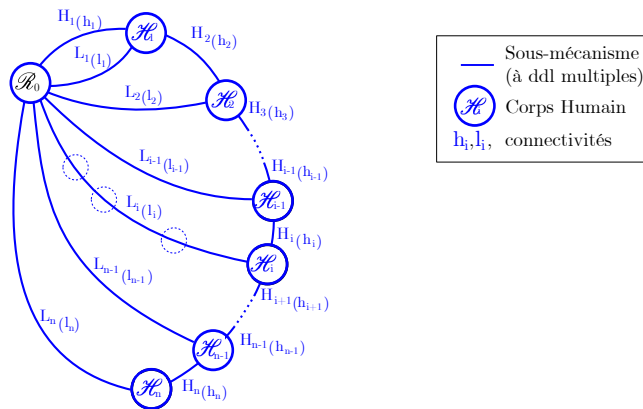


FIGURE 3.9 – Étude duale de la chaîne série humaine

Cette analyse duale peut s'effectuer simplement en raisonnant sur la différence du nombre de degrés de liberté entre la chaîne humaine et la chaîne robot.

En notant $m_H = \sum_{i=1}^n h_i$ et $m_R = \sum_{i=1}^n r_i$, on peut raisonner sur les valeurs relatives de m_H et m_R :

- si $m_H = m_R$, la condition (3.19c) est vérifiée pour les h_j , $j \in 1 \cdots n$. Il est donc possible d'obtenir l'isostatisme global du système représenté par la Fig. 3.9. Naturellement, l'étude des conditions 3.4, c'est-à-dire du rang des équations cinématiques doit être faite pour la cinématique de la chaîne $\mathcal{H}$ si elle diffère de celle de la chaîne $\mathcal{R}$.
- lorsque $m_H > m_R$, il existe une mobilité pour $\mathcal{H}$ dans le système représenté sur la Fig. 3.9, sauf perte de rang du fait d'une singularité. Ce cas de figure est en pratique fréquent car la plupart des exosquelettes existants ont une cinématique simplifiée par rapport à la cinématique humaine, donc avec moins de degrés de liberté. Cette mobilité n'est pas contrôlable avec l'exosquelette ; elle pourrait être réduite en diminuant le nombre de DDL libérés parmi les $\mathbf{L}_i$ mais nous savons qu'alors, les efforts d'interaction ne seraient pas contrôlés.
- si $m_H < m_R$ alors le système de la Fig. 3.9 ne vérifie pas la condition (3.19c) et le système est hyperstatique : le sujet ne peut pas contrôler activement les efforts transmis à l'exosquelette. C'est un cas peu probable en pratique ; le problème est en fait un problème de commande en effort du robot, qui a été doté d'un nombre d'actionneurs supérieur au nombre requis, et pour lequel il faut gérer la cinématique redondante en compatibilité avec les mouvements humains.

3.2.6 Choix des degrés de liberté passifs adaptés aux fixations

Afin d'améliorer concrètement l'interaction physique, il n'est pas seulement nécessaire de déterminer la quantité de DDL à ajouter mais aussi de déterminer la nature de ces degrés de liberté (translation ou rotation, orientation des axes). En effet, de nombreuses solutions de l'arbre (Fig. 3.8), correctes du point de vue de la théorie des mécanismes et réalisables, ne sont en réalité pas adaptées à la transmission de forces et de moments par un exosquelette sur un membre humain. C'est pourquoi un ensemble de règles supplémentaires a été défini afin d'aider le concepteur à sélectionner dans le catalogue de solutions qu'il aura synthétisé, les degrés de liberté les plus appropriés à l'utilisation désirée.

3.2.6.1 Démarche

La cinématique des membres humains est généralement constituée d'articulations de type pivot ou rotule. La considération de la nature de ces articulations et les trois aspects de l'interaction (cinématique, statique et physiologique) permet de choisir la répartition et la nature des degrés de liberté passifs des fixations.

Premièrement, du point de vue cinématique, l'analyse du rang aide au choix des degrés de liberté à libérer. Les vitesses du corps considéré qui ne sont pas compatibles avec la cinématique du robot doivent être autorisées et donc les degrés de liberté associés doivent être libérés au niveau des fixations.

Réciproquement, du point de vue statique, la connaissance des forces qui doivent être transmises sur le membre permet aussi de déterminer la nature des degrés de liberté à ne pas libérer afin de conserver le contrôle du bras humain.

Enfin, la physiologie humaine doit être prise en compte, notamment les tissus humain comme cela est décrit dans la partie suivante.

3.2.6.2 Considérations cinémato-statiques

Cet ensemble de règles de conception (Règles 1) est principalement destiné aux structures dédiées à l'interaction homme-robot et est principalement basé sur les caractéristiques cinématiques générales des articulations humaines.

Règle 1.a. *Les forces doivent être transmises perpendiculairement à l'axe principal des membres*

Rappelons que ce que nous appelons $i^{\text{ème}}$ "point de fixation" est un point P_i où s'exprime le torseur représentant l'interaction entre le robot et l'humain. Si l'on représente grossièrement le $i^{\text{ème}}$ segment de membre par une ligne droite D_i , alors P_i est un point appartenant à D_i .

Étant donné que la structure du corps humain est composée d'articulations de type rotule et de segments rigides, les translations le long des directions D_i ne font pas partie des possibles mouvements à assister. Un degré de liberté de translation le

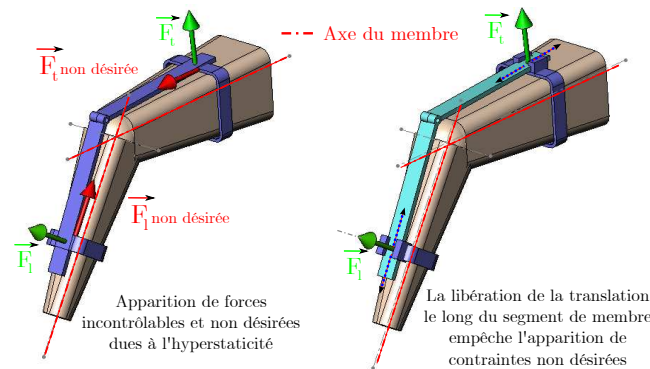


FIGURE 3.10 – Règle 1.a : La génération de forces le long de l'axe des membres doit être évitée

long de l'axe D_i doit donc être ajouté dans le mécanisme passif $\mathbf{L}_i$ comme illustré sur la Fig. 3.10.

Règle 1.b. *Les axes des forces et ceux des membres doivent être sécants*

Lorsque l'on interface un sujet humain à un robot, les forces sont toujours appliquées sur des chairs "molles" (*c.a.d.* l'enveloppe superficielle constituée de la peau et des muscles) afin d'agir sur la structure rigide (le squelette). Si les axes des forces et des membres ne sont pas sécants, des moments autour de D_i vont être générés par l'application des forces, entraînant le glissement des fixations encerclant le membre et donc une mauvaise transmission des forces ainsi qu'une

torsion des tissus gênante, voire douloureuse. Notons que si les axes ne sont pas sécants, un degré de liberté en rotation autour de D_i peut être libéré afin de prévenir l'apparition de ces moments. Ceci est illustré sur la Fig. 3.11.

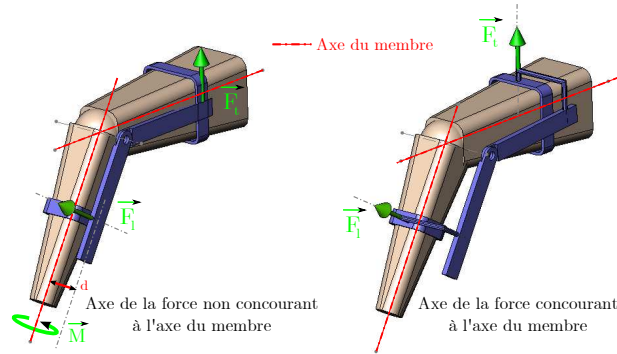


FIGURE 3.11 – Règle 1.b : une force dont l'axe n'est pas sécant avec l'axe du membre humain conduit à l'apparition d'un moment

Règle 1.c. *Les forces doivent être distribuées de manière régulière le long de la structure*

Cette règle traduit la volonté de copier l'architecture distribuée des actionneurs

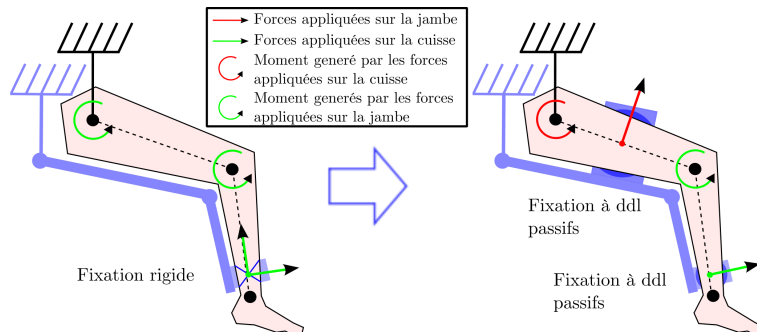


FIGURE 3.12 – Règle 1.c : Des fixations correctement réparties permettent d'améliorer le niveau de qualité de l'interaction

humains (les muscles) en répartissant les points de fixation le long du membre humain (voir Fig. 3.12). Les forces transmises doivent être si possible distribuées afin de favoriser la "co-location" des actionneurs du robot et des articulations humaines dans le but de faciliter le contrôle des efforts. Le but principal est en fait de limiter le niveau des forces internes pouvant apparaître dans les articulations. Libérer 5 ou 6 DDL en un point de fixation limitera les capacités de contrôle de la coordination du membre humain. La comanipulation de l'intégralité de la structure du robot à travers un nombre réduit (voire unique) de points de fixation entraînera par la même occasion une concentration locale de contraintes (voir Fig. 3.12).

3.2.6.3 Prise en compte des déformations tissulaires

Règle 2.a. *Aux points de fixation, des forces pures devraient être transmises plutôt que des moments.* Il n'est pas conseillé de transmettre des moments aux points de fixation pour deux raisons. D'abord, la transmission d'un moment de torsion autour d'un axe D_i conduira à d'importantes déformations des muscles impliquant une elongation importante des fibres musculaires et possiblement

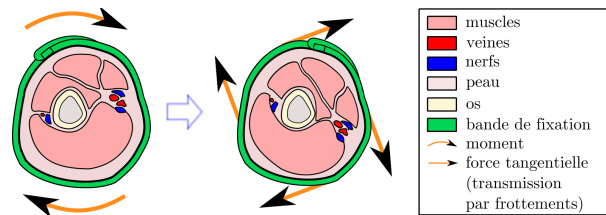


FIGURE 3.13 – Règle 2.a : Transmettre des moments autour des axes des membres conduit à des déformations importantes des tissus

douloureuses (voir Fig. 3.13). Par ailleurs, l'application d'un moment autour de D_i à travers une fixation classique se fait par le biais d'une transmission par friction qui peut générer des forces tangentielles importantes sur la peau et donc des douleurs.

De la même façon, la transmission de moments autour d'axes perpendiculaires à D_i doit être évitée. Comme le montre la Fig. 3.14, l'application de ce type de moment

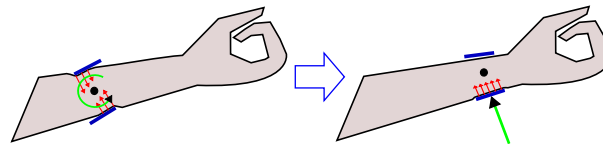


FIGURE 3.14 – Règle 2.a : La déformation des tissus et la pression sont moins importantes lors de l'application de forces plutôt que de moments.

mène à d'importantes concentrations de contraintes en certains points de la zone d'interaction. Les forces générées localement peuvent en effet être très importantes étant donné les dimensions des parties du robot en contact avec l'humain qui sont limitées pour des raisons ergonomiques.

Règle 2.b. *Les surfaces d'interaction avec le corps humain doivent être larges, distantes les une des autres et positionnées sur des surfaces peu sensibles.*

Cette dernière règle concerne la limitation de la pression de contact en interfaçant des surfaces larges plutôt que de petits points de contact. Certaines considérations quant au positionnement des fixations le long des segments de membre humain doivent aussi être prises en compte : afin de maximiser la transmission des forces du robot sur l'humain, des zones faiblement innervées possédant une raideur importante et une sensibilité peu élevée doivent être préférées [Rocon-2007]. Plusieurs études ont été menées afin de localiser ces zones particulières du corps

humain. Pour le bras, le poignet représente par exemple, un endroit intéressant pour fixer un robot et limiter la sensation de gêne [Pons-2008]. Les fixations devraient aussi être équipées d'inserts de mousses à haute densité ou de dispositifs gonflables afin de s'adapter aux variations importantes de section du membre humain qui apparaissent au cours du mouvement.

Enfin, le fait de maintenir une distance suffisamment élevée entre deux fixations permet de donner au robot une capacité à générer des couples important autour de D_i à partir de forces d'amplitudes limitées. Ceci sera illustré dans l'application au robot ABLE.

3.3 Applications à l'exosquelette ABLE

3.3.1 Application de la méthode

Nous présentons ici l'application de notre méthode générale au cas d'ABLE.

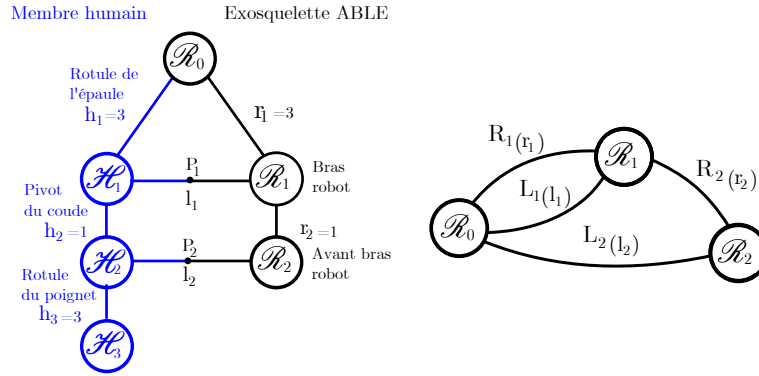


FIGURE 3.15 – Schéma du couplage entre ABLE et un bras humain

D'abord, plutôt que de contrôler le bras humain au travers d'un seul point de fixation, la règle 1.c précédemment énoncée, privilégie la fixation de chaque segment de membre humain à un segment du robot, afin de répartir au mieux les efforts le long du bras. Il a été donc décidé de travailler sur un système à deux fixations (voir Fig. 3.15). Le nombre total de degrés de liberté passifs à ajouter est donc (Eq. (3.19c)) :

$$\sum_{j=1}^{n=2} l_j = 12 - \sum_{j=1}^{n=2} r_j = 12 - (3 + 1) \Rightarrow l_1 + l_2 = 8 \quad (3.20)$$

A cela s'ajoute, pour la première fixation, la contrainte d'évitement de l'hyperstatisme (Eq. (3.19a) and (3.19b)) :

$$6 - r_1 \leq l_1 \leq 6 \quad \Rightarrow \quad 3 \leq l_1 \leq 5 .$$

Il existe trois choix possibles pour l_1 , chacun menant à un choix particulier pour l_2 selon l'Eq.3.20. Les différentes solutions sont listées dans le tableau 3.1.

	$l_2=2$	$l_2=3$	$l_2=4$	$l_2=5$
$l_1=3$	$\sum l_i < 8$	$\sum l_i < 8$	$\sum l_i < 8$	OK
$l_1=4$	$\sum l_i < 8$	$\sum l_i < 8$	OK	$\sum l_i > 8$
$l_1=5$	$\sum l_i < 8$	OK	$\sum l_i > 8$	$\sum l_i > 8$

TABLE 3.1 – Catalogue de solutions

Dans le cas considéré de seulement deux fixations, étant donné que le nombre total de degrés de liberté est fixé, l'arbre des solutions possibles est constitué de branches parallèles dans lesquelles l_1 est choisi entre 3 et 5 et $l_2 = 8 - l_1$, ce qui nous donne trois couples possibles pour (l_1, l_2) : (3,5), (4,4) et (5,3). Il est facile de vérifier que ces trois couples satisfont correctement les critères énoncés.

Nous n'allons pas ici détailler l'intégralité du catalogue des arrangements cinématiques possibles issus des trois distributions de DDL proposées, mais plutôt nous concentrer sur les trois exemples de solutions représentés sur la Fig. 3.16.

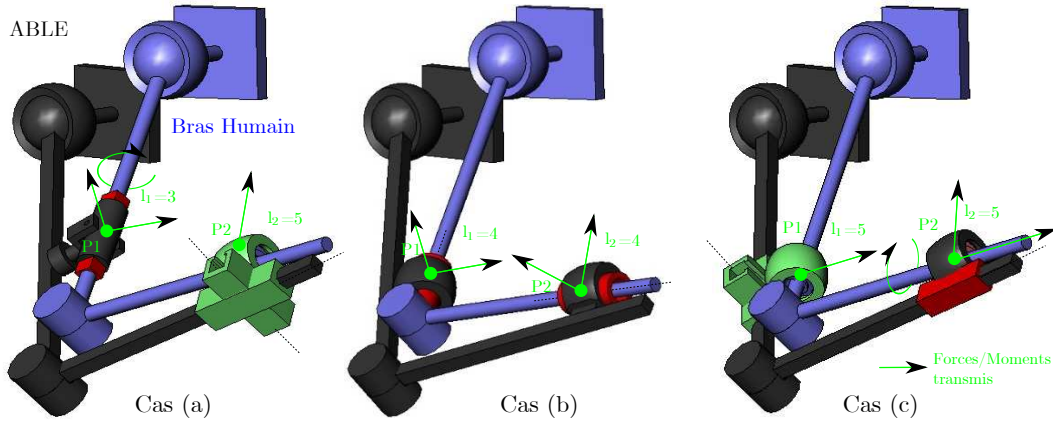


FIGURE 3.16 – Représentation schématisée de possibilité de couplage d'ABLE à un bras humain. Cas (a) : liaison rotule seule en P_1 et liaison rotule sur deux glissières en P_2 ; cas (b) : liaison sphérique à doigt avec glissière en P_1 et liaison sur deux glissières en P_2 ; cas (c) Liaison rotule suivie d'une glissière (en rouge) en P_1 et en P_2 .

- Cas a : $l_1 = 3$ et $l_2 = 5$.

Dans ce cas, les sous mécanismes $\mathbf{S}_1$ et $\mathbf{S}_2$ considérés isolément sont tous les deux isostatiques, ce qui correspond à un choix intuitif (le robot conservant la capacité de contrôler les 3 degrés de liberté de l'épaule au travers de la fixation du bras). Les degrés de liberté pour $\mathbf{L}_1$ doivent être choisis afin d'être complémentaires à ceux de la chaîne $\mathbf{R}_1$ pour satisfaire les hypothèses de rang plein. Étant donné que $\mathbf{R}_1$ est constitué d'une liaison rotule qui génère trois vitesses angulaires indépendantes autour de son centre M_1 , $\mathbf{L}_1$ doit être capable de générer trois vitesses indépendantes au point M_1 . Trois translations non coplanaires peuvent par exemple être utilisées pour la liaison $\mathbf{L}_1$. Mais dans ce cas, la fixation serait incapable de transmettre des forces. Elle ne pourrait transmettre qu'un moment

pur autour de P_1 . Or cela n'est pas recommandé (Cf. règle 2.a). On pourrait donc penser que l'utilisation d'une liaison rotule autour de P_1 est une solution intéressante, car elle annule les moments transmis autour de P_1 . Cependant, dans ce cas, la condition de rang plein ne serait pas respectée, car $\mathbf{R}_1$ et $\mathbf{L}_1$ généreraient la même rotation autour de $\vec{z}_1 = \frac{1}{\|\vec{M}_1 P_1\|} \vec{M}_1 P_1$. Finalement, la solution préférée est de constituer $\mathbf{L}_1$ de deux liaisons pivot perpendiculaires à l'axe principal du bras $\vec{z}_{bras}$, et une liaison autorisant une translation colinéaire à $\vec{z}_{bras}$. Dans ce cas, deux forces perpendiculaires à $\vec{z}_{bras}$ et un moment autour de $\vec{z}_{bras}$ en P_1 peuvent être échangés entre l'exosquelette et le bras au travers de la fixation $\mathbf{L}_1$.

De plus, comme le sous système $\mathbf{S}_1$ est isostatique, la mobilité du système est nulle : $m_1 = 0$. Par conséquent $\mathbf{L}_2$ doit être conçue afin d'être cinématiquement complémentaire à $\mathbf{R}_2$, qui est constitué d'un pivot d'axe $(M_2, \vec{z}_2)$ avec $\vec{z}_2 = \frac{1}{\|\vec{M}_2 P_2\|} \vec{M}_2 P_2$. En d'autres termes, $\mathbf{L}_2$ doit générer deux rotations indépendantes perpendiculaires à $\vec{z}_2$ et trois vitesses au point M_2 . La solution naturelle est de positionner une liaison rotule autour de P_2 et de libérer deux translations dans un plan perpendiculaire à $\vec{z}_2$. Une seule force peut alors être transmise, générant un moment au niveau du coude. La conception générale est appelée solution (a) et est représentée sur la figure Fig. 3.16 cas (a).

• *Cas b : $l_1 = 4$ and $l_2 = 4$.*

Il est important de remarquer que dans ce cas, le sous mécanisme $\mathbf{S}_1$ pris isolément est un mécanisme à 1 DDL, alors que $\mathbf{S}_2$ est globalement isostatique.

Pour construire une solution, on peut partir de la solution (a), pour laquelle un DDL doit être ajouté à $\mathbf{L}_1$ et un autre doit être retiré du mécanisme $\mathbf{L}_2$. En ce qui concerne $\mathbf{L}_1$, en plus des 3 DDL déjà libérés dans la solution (a), il semble intéressant de libérer la rotation autour de $\vec{z}_1$. En effet, cela permettra d'empêcher la torsion locale des tissus générée par la transmission d'un moment autour de $\vec{z}_1$ (règle 2.a). Finalement, le sous mécanisme $\mathbf{S}_1$ devient un mécanisme à 1 DDL constitué d'une liaison pivot autour de $(M_1, \vec{z}_1)$. En ce qui concerne $\mathbf{L}_2$, le DDL à retirer de la solution (a) ne devra pas diminuer la dimension de $T_{\mathbf{S}_1} + T_{\mathbf{R}_2} + T_{\mathbf{L}_2}$. Il semble donc préférable de conserver la libération des trois rotations autour de P_2 mais seulement d'une translation le long de l'axe de l'avant-bras $\vec{z}_{avbras}$. En effet, une fois de plus, ce choix permet d'éviter toute torsion autour de P_2 . De plus, comme il est montré par la suite, les configurations singulières de cette solution (notée (b) et représentée dans la figure Fig. 3.16 cas (b)) sont facilement identifiables et loin des configurations que peut prendre le bras couplé à l'exosquelette en fonctionnement normal.

Il est aussi intéressant de considérer cette solution à la lueur de l'analyse de mobilité présentée en 3.2.5. Dans cette étude appliquée à ABLE, la mobilité du bras humain m_H est plus importante que celle du robot. En effet, $m_H = 5$ en considérant la prono-supination ou 7 en comptant les deux degrés de liberté de l'omoplate. De ce fait il est plus avantageux de libérer une mobilité du bras humain qui soit une mobilité fonctionnelle non-contrôlable par le robot. Cela est réalisé ici par la

libération de la rotation autour de l'avant-bras qui permet de ne pas contraindre la prono-supination du sujet.

- Cas c : $l_1 = 5$ and $l_2 = 3$.

De la même manière que pour la solution (a), cette combinaison conduira nécessairement à l'apparition d'au moins une torsion des tissus autour de $\vec{z}_{avbras}$, comme cela est illustré dans la figure Fig. 3.16 cas (c). Cette solution consiste à utiliser un couple autour de l'axe de l'avant-bras afin de générer un mouvement d'abduction ou d'adduction de l'épaule. Or la règle 1.c énoncée précédemment indique qu'il faut privilégier la co-localisation de l'effort appliqué par le robot et l'articulation à qui il est destiné afin de limiter les concentrations de contraintes et de s'assurer de la bonne transmission de l'effort. Ici, une telle solution conduirait à transmettre des couples importants destinés aux articulations de l'épaule à travers l'articulation de prono-supination, ce qui n'est pas contrôlable.

En effet un même couple appliqué autour de l'avant-bras générera un moment différent sur l'épaule si le coude est plié ou non. Cette solution réduit donc la mobilité du membre humain en réalisant donc un couplage entre la prono-supination et l'abduction de l'épaule.

Finalement, la solution choisie est la solution (b). L'utilisation de la solution (b) rend impossible la génération "locale" de moment par le robot en P_1 et P_2 . Il ne sera donc possible de générer un moment sur le segment de bras humain autour de son axe (D) qu'en appliquant des forces pures et opposées, perpendiculairement à l'axe (D) aux points P_1 and P_2 . Ceci constitue une originalité importante par rapport à la littérature. En effet, pour la totalité des exosquelettes existants le moment est directement transmis au segment de bras à travers L_1 . Ceci est illustré sur la Fig. 3.17. Il est important de remarquer que l'utilisation de cette méthode générale couplée au respect des règles physiologiques énoncées a permis de générer un mécanisme appliquant les moments (de rotation interne et externe de l'épaule) à la manière d'un thérapeute qui manipulerait avec ses deux mains le membre supérieur d'un sujet humain en tentant de limiter la torsion des tissus.

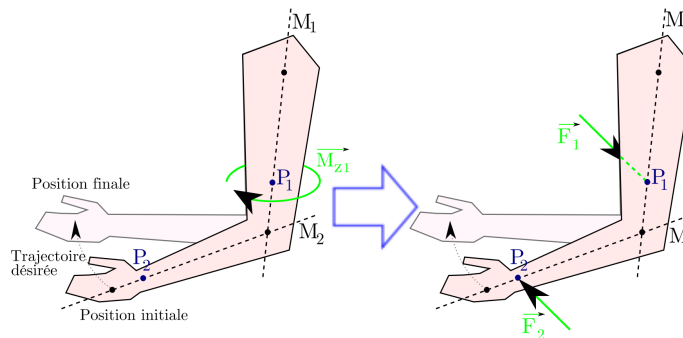


FIGURE 3.17 – Utilisation de forces réparties plutôt que des couples (F_1 retient le bras, F_2 pousse l'avant-bras)

Il est important d'observer que la solution esquissée Fig. 3.17 n'est pas exploitable lors d'une extension complète du bras, cas où les axes des deux segments de bras

sont colinéaires. Ceci sera confirmé dans l'analyse des singularités du système en 3.3.2.

La deuxième étape de synthèse consiste à appliquer la règle 2.b sur le positionnement des fixations. On choisit de placer les attaches à des endroits où la masse musculaire entre la peau et le squelette est réduite pour une meilleure raideur de contact et des variations de diamètre de section limitée durant les cycles de flexion-extension. La première fixation a donc été placée sur le bras près de l'articulation du coude et la deuxième sur l'avant-bras, près de l'articulation du poignet. La sensibilité de la peau étant plus élevée au niveau des jointures [Bystrom-1995], une certaine distance à tout de même été conservée entre les fixations et ces articulations.

3.3.2 Analyse des singularités de l'exosquelette ABLE équipé des deux mécanismes passifs de fixations

La solution(b) retenue respecte les conditions 3.19 sur le nombre de DDL à libérer dans les fixations et les règles de choix pour les dits DDL.

Cependant, les conditions 3.19 sont nécessaires et non suffisantes car, comme il a été dit, des configurations particulières des axes peuvent conduire à des singularités.

Pris dans son ensemble, le système constitué d'ABLE et des fixations L_1 et L_2 comporte 12 DDL. L'analyse des singularités pourrait se faire, comme il est usuel en robotique, en étudiant le rang de la matrice jacobienne reliant les 12 vitesses articulaires à 12 paramètres de vitesses opérationnelles, soit 6 pour chacun des deux corps $\mathcal{H}_1$ et $\mathcal{H}_2$. Il est probable cependant que le calcul formel de cette matrice et de son déterminant conduisent à de lourds calculs.

En fait, la méthode proposée permet une étude relativement simple. En effet, les équations 3.4 constituent un ensemble de conditions nécessaires et suffisantes qu'il suffit de vérifier. C'est ce que nous entreprenons dans ce qui suit.

Nous décrivons ABLE de la façon suivante : $\mathbf{R}_1$ est une rotule dont le centre est M_1 , $\mathbf{L}_1$ est composée d'une rotule dont le centre est P_1 (avec $\overrightarrow{M_1P_1} = l_1 \cdot \vec{z}_1$ et $l_1 \neq 0$) et d'une glissière orientée le long de l'axe $(P_1, \overrightarrow{z_{bras}})$, $\mathbf{R}_2$ est une articulation pivot dont l'axe est $(M_2, \vec{x}_2)$ et finalement $\mathbf{L}_2$ est composée d'une rotule dont le centre est P_2 (avec $\overrightarrow{M_2P_2} = l_2 \cdot \vec{z}_2$) et d'une glissière orientée le long de l'axe $(P_2, \overrightarrow{z_{avbras}})$. Dans ce qui suit, nous étudions des familles de torseurs cinématiques. Afin d'utiliser les notations matricielles, nous noterons $t = (\omega^T \ v^T)$ un torseur cinématique dont la résultante est $\vec{\omega}$ et le moment en un point P est $\vec{v}$. Le point P , par souci d'alléger la notation, n'est pas précisé. Il sera donc dûment précisé dans le texte.

1. Examen de la condition (3.4a) : $\forall i \in 1, 2, \dim(T_{\mathbf{S}_{i-1}} + T_{\mathbf{R}_i} + T_{\mathbf{L}_i}) = 6$

- Pour $i = 1$, comme $T_{\mathbf{S}_0} = \{0\}$, l'équation (3.4a) qu'il faut vérifier s'écrit $\dim(T_{\mathbf{R}_1} + T_{\mathbf{L}_1}) = 6$.

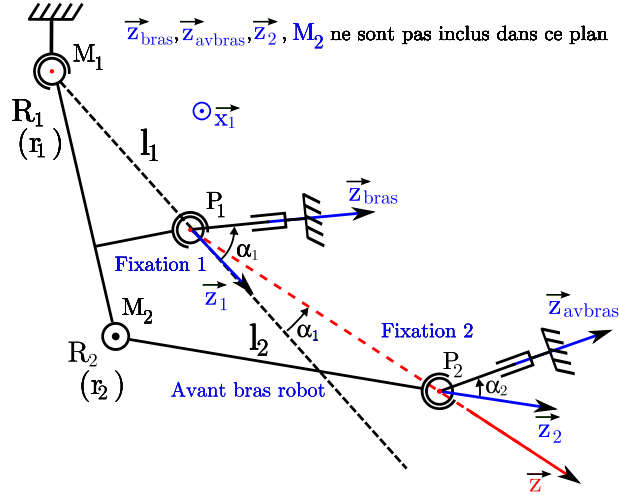


FIGURE 3.18 – Représentation schématisée du robot et des fixations

Au point P_1 , les vitesses autorisées par $\mathbf{L}_1$ définissent un espace vectoriel $T_{\mathbf{L}_1}$

$$T_{\mathbf{L}_1} = Vect \{t_1, t_2, t_3, t_4\}$$

et les vitesses de la rotule de l'épaule du robot définissent un espace vectoriel $T_{\mathbf{R}_1}$

$$T_{\mathbf{R}_1} = Vect \{t_5, t_6, t_3\}$$

avec

$$\begin{aligned} t_1 &= (x_1^T \ 0^T)^T, & t_5 &= (x_1^T - l_1 \cdot y_1^T)^T \\ t_2 &= (y_1^T \ 0^T)^T, & t_4 &= (0_3^T \ z_{bras}^T)^T \\ t_3 &= (z_1^T \ 0^T)^T, & t_6 &= (y_1^T \ l_1 \cdot x_1^T)^T \end{aligned}$$

Donc $T_{\mathbf{R}_1} + T_{\mathbf{L}_1} = Vect \{t_1, \dots, t_6\}$. Si l'on définit

$$t'_5 = \frac{(t_6 - t_2)}{l_1} = (0^T \ x_1^T)^T$$

et

$$t'_6 = \frac{(t_1 - t_5)}{l_1} = (0^T \ y_1^T)^T$$

il est facile de montrer que

$$[t_1 \ t_2 \ t_3 \ t_4 \ t'_5 \ t'_6] = A [t_1 \ t_2 \ t_3 \ t_4 \ t_5 \ t_6]$$

avec $\det(A) = \frac{1}{(l_1)^2}$. Comme $l_1 \neq 0$, $\tau_1 = \{t_1, \dots, t_6\}$ est une base de $\mathbb{R}^6$ si et seulement si $\tau_2 = \{t_1, \dots, t_4, t'_5, t'_6\}$ est une base de $\mathbb{R}^6$.

Considérons maintenant que $\exists a_i \in \mathbb{R}, \forall i \in \{1, \dots, 6\}$ tels que

$$a_1 t_1 + a_2 t_2 + a_3 t_3 + a_4 t_4 + a_5 t'_5 + a_6 t'_6 = 0 \quad (3.21)$$

Cette équation est équivalente à :

$$\begin{cases} a_1 \vec{x}_1 + a_2 \vec{y}_1 + a_3 \vec{z}_1 = \vec{0} \\ a_4 \vec{z}_{bras} + a_5 \vec{x}_1 + a_6 \vec{y}_1 = \vec{0} \end{cases} \quad (3.22)$$

Comme $(\vec{x}_1, \vec{y}_1, \vec{z}_1)$ est une base, (3.22) est équivalent à

$$\begin{cases} a_1 = a_2 = a_3 = 0 \\ a_4 d_z = 0; \quad a_6 + a_4 d_y = 0; \quad a_5 + a_6 d_x = 0; \end{cases} \quad (3.23)$$

où nous avons noté

$$\vec{z}_{bras} = d_x \vec{x}_1 + d_y \vec{y}_1 + d_z \vec{z}_1$$

Si $d_z \neq 0$ alors (3.23) implique

$$\forall i \in \{1 \dots 6\} a_i = 0$$

et les familles τ_2 et τ_1 sont des bases de $\mathbb{R}^6$.

Dans le cas contraire, toute combinaison de a_i est non nulle et satisfait 3.21. La condition (3.4a) est donc vérifiée pour $i = 1$ si et seulement si $\vec{z}_{bras} \cdot \vec{z}_1 \neq 0$. Ceci représente donc une configuration singulière qui devra être évitée. Dans le reste de l'étude nous considérerons donc que $\vec{z}_{bras} \cdot \vec{z}_1 \neq 0$.

- Pour $i = 2$, il est nécessaire de vérifier que $\dim(T_{S_1} + T_{R_2} + T_{L_2}) = 6$.

T_{S_1} peut être déterminé par le biais de la relation $T_{S_1} = T_{R_1} \cap T_{L_1}$:

Soit $t \in T_{L_1}$. On a

$$\exists(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_4) \text{ tels que } t = \sum_{i=1}^4 \alpha_i t_i \quad (3.24)$$

$$\exists(\alpha'_1, \alpha'_2, \alpha'_3) \text{ tels que } t' = \alpha'_1 t_5 + \alpha'_2 t_6 + \alpha'_3 t_3 \quad (3.25)$$

Étant donné que $\vec{z}_{bras} \cdot \vec{z}_1 \neq 0$, nous obtenons directement

$$t = t' \Leftrightarrow \alpha_1 = \alpha_2 = \alpha_4 = \alpha'_1 = \alpha'_2 = 0 \quad (3.26)$$

soit :

$$t = t' \Leftrightarrow t = \alpha_3 t_3 = \alpha'_3 t_3 \quad (3.27)$$

En d'autres termes, nous pouvons conclure que, au point P_1

$$T_{S_1} = T_{R_1} \cap T_{L_1} = Vect(\{t_3\}) = Vect(\{(z_1^T \ 0_3^T)^T\}) \quad (3.28)$$

En écrivant cette fois les torseurs au point P_2 , il est alors possible d'écrire que

$$T_{S_1} = Vect(\{t_7\}), \quad T_{R_2} = Vect(\{t_8\}), \quad T_{L_2} = Vect(\{t_9 \ t_{10} \ t_{11} \ t_{12}\}) ,$$

où

$$\begin{aligned} t_7 &= (z_1^T \ l \sin \theta_1 x_1^T)^T, \quad t_8 = (x_2^T - l_2 y_2^T)^T, \quad t_9 = (x_2^T \ 0^T)^T \\ t_{10} &= (y_2^T \ 0^T)^T, \quad t_{11} = (z_2^T \ 0^T)^T, \quad t_{12} = (0^T \ z_{avbras}^T)^T, \end{aligned}$$

avec $\overrightarrow{P_1P_2} = l\vec{z}$ et $\theta_1 = \widehat{(\vec{z}_1, \vec{z})}$ mesuré autour de $\vec{x}_1$.

Donc

$$(T_{S_1} + T_{R_2} + T_{L_2}) = Vect(\{t_7, t_8, t_9, t_{10}, t_{11}, t_{12}\}) .$$

Si l'on suppose d'abord que $\sin(\theta_1) = 0$ alors, en notant que $\vec{z}_1 = z_{1x}\vec{x}_2 + z_{1y}\vec{y}_2 + z_{1z}\vec{z}_2$, on obtient :

$$t_7 = z_{1x}t_9 + z_{1y}t_{10} + z_{1z}t_{12} \quad (3.29)$$

Dans ce cas particulier, $\{t_7 \dots t_{12}\}$ n'est pas une base, et donc une nouvelle configuration singulière est atteinte : il s'agit du cas dans lequel les points M_1 , P_1 et P_2 sont alignés. Dans le reste de l'étude nous considérerons donc que $\sin(\theta_1) \neq 0$.

Si nous définissons

$$\begin{aligned} t'_7 &= \frac{(t_7 - z_{1x}t_9 - z_{1y}t_{10} - z_{1z}t_{12})}{l\sin\theta_1} = (0^T \ x_1^T)^T, \text{ et} \\ t'_8 &= \frac{(t_{10} - t_8)}{l_2} = (0^T \ y_2^T)^T, \end{aligned}$$

nous pouvons alors écrire que

$$[t'_7 \ t'_8 \ t'_9 \dots t'_{12}] = B [t_7 \ t_8 \dots t_{12}]$$

avec $\det(B) = \frac{-1}{l_2\sin(\theta_1)} \neq 0$. De ce fait, la famille $\tau_3 = \{t_7 \dots t_{12}\}$ est une base de $\mathbb{R}^6$ si et seulement si la famille $\tau_4 = \{t'_7 \dots t'_{12}\}$ est une base de $\mathbb{R}^6$. Soient $b_i \in \mathbb{R}, \forall i \in \{1, \dots, 6\}$ tels que

$$b_1t'_7 + b_2t'_8 + b_3t_9 + b_4t_{10} + b_5t_{11} + b_6t_{12} = 0 .$$

Alors, encore une fois, il apparaît clairement que

$$b_3 = b_4 = b_5 = 0$$

et que

$$b_1t'_7 + b_2t'_8 + b_6t'_{12} = 0 \Leftrightarrow b_1\vec{x}_1 + b_2\vec{y}_2 + b_6\vec{z}_{avbras} = \vec{0} .$$

La condition nécessaire et suffisante pour qu'il n'existe pas un triplet non nul $\{b_1, b_2, b_6\}$ vérifiant les équations précédentes est que $\vec{x}_1, \vec{y}_2, \vec{z}_{avbras}$ soient coplanaires. Ce cas identifie une troisième configuration singulière.

En conclusion, la condition (3.4a) est vérifiée pour $i = 2$ si et seulement si

- $\sin(\theta_1) \neq 0$
- $\vec{x}_1, \vec{y}_2$ et $\vec{d}_2$ ne sont pas coplanaires.

Dans le reste de l'étude nous considérerons donc que ces conditions sont vérifiées.

2. Examen de la condition (3.4b) : $\forall i \in \{1, 2\} \dim(T_{S_{i-1}} \cap T_{L_i}) = 0$.

- Pour $i = 1$, il est évident que $\dim(T_{\mathbf{S}_0} \cap T_{\mathbf{L}_1}) = 0$ puisque $T_{\mathbf{S}_0} = 0$
 - Pour $i = 2$, il est nécessaire de vérifier que $\dim(T_{\mathbf{S}_1} \cap T_{\mathbf{L}_2}) = 0$.
- Soit $t \in T_{\mathbf{S}_1}$ et $t' \in T_{\mathbf{L}_2}$. Il vient :

$$\begin{aligned} \exists \alpha_1 \in \mathbb{R} \quad / \quad t &= \alpha_1 t_7 \\ \exists \alpha'_1, \alpha'_2, \alpha'_3, \alpha'_4 \in \mathbb{R} \quad / \quad t' &= \alpha'_1 t_9 + \alpha'_2 t_{10} + \alpha'_3 t_{11} + \alpha'_4 t_{12} \quad . \end{aligned}$$

Donc si $t = t'$, alors

$$\begin{cases} \alpha_1 l_1 \sin \theta_1 \vec{x}_1 + \alpha'_4 \overrightarrow{z_{avbras}} = \vec{0} \\ (\alpha_1 z_{1x} + \alpha'_1) \vec{x}_2 + (\alpha_1 z_{1y} + \alpha'_2) \vec{y}_2 + (\alpha_1 z_{1z} + \alpha'_3) \vec{z}_2 = \vec{0} \end{cases}$$

Puisque $\vec{x}_1$ n'est pas colinéaire à $\overrightarrow{z_{avbras}}$, la première équation conduit à $\alpha_1 = \alpha'_4 = 0$. De la même manière, comme $\{\vec{x}_2, \vec{y}_2, \vec{z}_2\}$ forme une base, $\alpha'_1 = \alpha'_2 = \alpha'_3 = 0$. En conclusion, $\dim(T_{\mathbf{S}_1} \cap T_{\mathbf{L}_2}) = 0$.

3. Examen de la condition (3.4c) :

Pour l'exosquelette à 4 degrés de liberté considéré, $n = 2$ et la condition (3.4c) entraîne que $\dim(T_{\mathbf{S}_2}) = 0$. Étant donné que

$$T_{\mathbf{S}_2} = (T_{\mathbf{S}_1} + T_{\mathbf{R}_2}) \cap T_{\mathbf{L}_2} \quad ,$$

il est nécessaire de vérifier que tout vecteur appartenant à l'ensemble $(T_{\mathbf{S}_1} + T_{\mathbf{R}_2})$ et $(T_{\mathbf{L}_2})$ est nul. Si l'on considère $t \in (T_{\mathbf{S}_1} + T_{\mathbf{R}_2})$ et $t' \in T_{\mathbf{L}_2}$, alors

$$\begin{aligned} \exists \alpha_1, \alpha_2 \in \mathbb{R} \quad / \quad t &= \alpha_1 t_7 + \alpha_2 t_8 \\ \exists \alpha'_1, \dots, \alpha'_4 \in \mathbb{R} \quad / \quad t' &= \alpha'_1 t_9 + \alpha'_2 t_{10} + \alpha'_3 t_{11} + \alpha'_4 t_{12} \quad . \end{aligned}$$

De ce fait, $t = t'$ est équivalent à :

$$\begin{cases} \alpha_1 l_1 \sin \theta_1 \vec{x}_1 - \alpha_2 l_2 \vec{y}_2 + \alpha'_4 \overrightarrow{z_{avbras}} = \vec{0} \\ (\alpha_1 z_{1x} + \alpha'_1 + \alpha_2) \vec{x}_2 + (\alpha_1 z_{1y} + \alpha'_2) \vec{y}_2 + (\alpha_1 z_{1z} + \alpha'_3) \vec{z}_2 = \vec{0} \end{cases}$$

La première de ces deux équations conduit à $\alpha_1 = \alpha_2 = \alpha'_4 = 0$ puisque les vecteurs $\vec{x}_1$, $\vec{y}_2$ et $\overrightarrow{z_{avbras}}$ ne sont pas coplanaires afin d'éviter la troisième singularité, et $\sin(\theta_1) \neq 0$ afin d'éviter la deuxième singularité. De plus, la seconde équation conduit à $\alpha_1 = \alpha_2 = \alpha'_4 = 0$ car $\{\vec{x}_2, \vec{y}_2, \vec{z}_2\}$ forme une base. De la même manière, considérant les rotations, si $t = t'$ et $\alpha_1 = \alpha_2 = \alpha'_4 = 0$ alors

$$\Rightarrow \alpha'_1 \vec{x}_2 + \alpha'_2 \vec{y}_2 + \alpha'_3 \vec{z}_2 = \vec{0}$$

et donc

$$\Rightarrow \alpha'_1 = \alpha'_2 = \alpha'_3 = \vec{0} \Rightarrow T_{\mathbf{S}_2} = \{\vec{0}\}$$

En conclusion, $t = t' \Rightarrow t = 0$, donc $\dim(T_{\mathbf{S}_2}) = 0$.

Pour conclure nous avons prouvé que l'application de ces trois conditions à la structure du robot étudié équipée des fixations choisies, permet de déterminer facilement les cas singuliers qui pourraient être rencontrés :

- $\overrightarrow{z_{bras}} \cdot \overrightarrow{z_1} = 0$ représente le cas où la glissière passive est perpendiculaire à l'axe du segment robot,
- $\sin(\theta_1) = 0$ représente le cas où le point M_1 , P_1 et P_2 sont alignés et donc que $\overrightarrow{z}$ et $\overrightarrow{z_1}$ sont colinéaires,
- $\overrightarrow{x_1}$, $\overrightarrow{y_2}$ et $\overrightarrow{z_{avbras}}$ coplanaires.

La première configuration singulière ne peut vraisemblablement pas être atteinte. En effet, dans le cas nominal, $\overrightarrow{z_1}$ et $\overrightarrow{z_{bras}}$ sont parallèles. En pratique, le centre G de la liaison gléno-humérale du sujet peut s'écarter du centre M_1 de la rotule d'ABLE, mais jamais de façon si importante que $\overrightarrow{G_1P_1}$ devienne perpendiculaire à $\overrightarrow{M_1P_1}$.

La deuxième configuration peut, elle, être rendue inatteignable : il suffit pour cela de régler le débattement de l'axe du coude de l'exosquelette afin d'empêcher son extension complète. Enfin, comme la première, la dernière configuration ($\overrightarrow{x_1}, \overrightarrow{y_2}$ et $\overrightarrow{z_{avbras}}$ coplanaires) représente une posture quasiment inatteignable, car lors d'une utilisation "normale" du système (et en considérant que la cinématique de l'exosquelette est proche de celle de l'humain), la position usuelle de la fixation est telle que $\overrightarrow{x_1}, \overrightarrow{y_2}$ et $\overrightarrow{z_{avbras}}$ forment une base orthogonale (voir Fig. 3.18).

Il est intéressant de noter que notre approche permet un calcul rapide de la mobilité de mécanismes à chaînes séries multi-connectées en évitant la complexité des approches classiques de calcul de la mobilité, généralement basées sur le rang des systèmes d'équations cinématiques exprimés pour une configuration donnée [Gogu-2005]. Cette méthode permet par la même occasion de déterminer aisément les configurations singulières de ces mécanismes complexes.

3.3.3 Réalisation des fixations

Afin de libérer trois rotations et une translation en chacun des points de

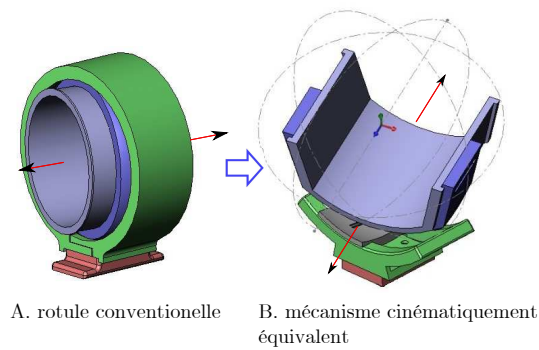


FIGURE 3.19 – Réalisations initiales des fixations

fixation, nous avons initialement conçu des fixations sur la base d'une rotule percée et traversée par une glissière. En raison des limitations de poids et de de dimensions (et afin d'éviter toute interaction avec le tronc du sujet humain), ce mécanisme initial a été repensé en une version fonctionnelle réduite permettant de

ne pas entourer complètement le bras du sujet (voir Fig. [?]). Toutefois, suite à l'observation de phénomènes de friction importants et d'arc-boutements et dans le but de simplifier la réalisation pratique des fixations, un nouveau mécanisme a été conçu constitué de trois liaisons pivot successives dont les axes coïncident en un point et d'une glissière parallèle à l'axe principal du membre (voir Fig. 3.20).

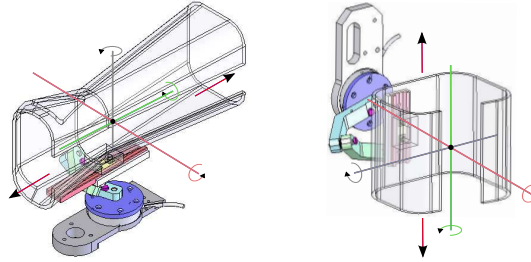


FIGURE 3.20 – Fixations définitives avec leurs attelles (à droite : fixation avant-bras ; à gauche : fixation bras)

Le mécanisme proposé ici pour réaliser la rotule possède lui même une singularité, comme tout arrangement de 3 rotations successives d'axes concourants. Cette singularité, atteinte lorsque les trois axes sont coplanaires, sera supposée évitée dans la suite.

Ces deux fixations ont chacune été équipées d'un capteur d'effort six axes ATI Nano43 positionné en amont des quatre degrés de liberté passifs (afin d'être positionnés en série entre le robot et la fixation lors du déploiement sur l'exosquelette). Ce capteur, ainsi positionné permet de reconstruire et mesurer les 6 composantes de forces et de moments qu'échangent l'exosquelette et le sujet durant la comanipulation (Cf. Fig. 2.15).

En vue d'évaluer notre méthode et donc l'apport que peut entraîner l'utilisation de tels mécanismes, les fixations ont été prévues afin d'accueillir un jeu de goupilles métalliques traversant les différentes biellettes et permettant de verrouiller rapidement les degrés de liberté passifs sans avoir à détacher le sujet installé dans l'exosquelette. Ce système de verrouillage permet lorsqu'il est activé de simuler le fonctionnement d'une fixation classique rigide non articulée et d'étudier ainsi les changements qu'induisent ces mécanismes passifs sur le comportement du sujet installé dans ABLE et sur le niveau des efforts d'interaction.

Les amplitudes de chacune des rotations autorisées par ces fixations passives sont résumées ci-dessous. L'utilisation de matériaux thermoformables a permis de créer

Degré de liberté	Fixation Bras	Fixation Avant-Bras
Rotation1 ($\perp$ à l'axe du membre)	360°	360°
Rotation2 ($\perp$ à l'axe du membre)	90°	90°
Rotation3 (autour de l'axe du membre)	110°	110°
Translation	100mm	100mm
Distance capteur à P_i	100mm	80mm

deux attelles parfaitement adaptées à la morphologie humaine et de limiter les petits mouvements du membre supérieur humain à l'intérieur du mécanisme. Ces attelles sont connectées en série au dernier corps de la fixation. L'attelle de poignet a été spécifiquement conçue afin de verrouiller les flexions du poignet qui ne sont pas étudiées ici. Seule la prono-supination passive est autorisée afin de ne pas gêner ou déformer les mouvements de pointage d'un sujet sain, le geste de pointage 3D

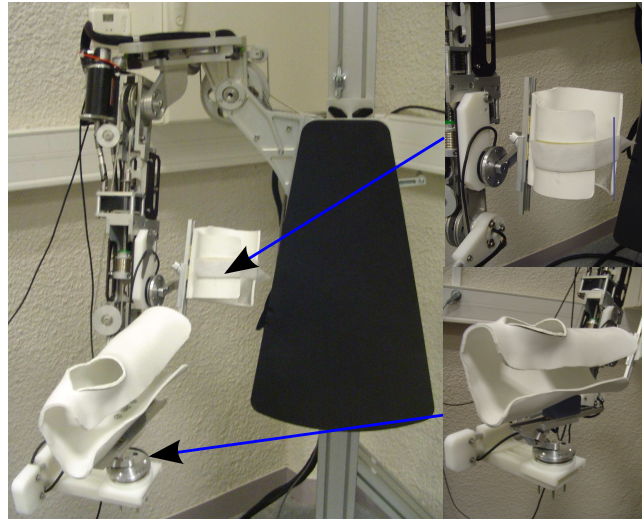


FIGURE 3.21 – Deux fixations montées sur l'exosquelette ABLE et équipées de leur attelle thermoformée

faisant généralement intervenir la prono-supination dans la synergie épaule coude. Ces fixations ont donc été installées sur l'exosquelette ABLE et positionnées de manière à respecter la règle 2.b :

- La fixation du bras a ainsi été positionnée près du coude, juste en dessous du triceps, dans une zone où la section du bras varie faiblement durant les cycles de flexion/extension du coude au cours desquels le volume du biceps varie beaucoup.
- La fixation de l'avant-bras a été positionnée à proximité du poignet pour les mêmes raisons, mais aussi car la section de l'avant-bras à cet endroit n'est pas circulaire ce qui permet de bloquer l'avant-bras pour forcer l'utilisation du DDL passif de pronosupination de la fixation sans avoir à serrer trop fermement les tissus du sujet.

3.4 Évaluations expérimentales

Afin d'évaluer l'apport des fixations conçues et donc la méthode de conception associée, plusieurs campagnes d'expérimentation ont été conduites. D'abord en vérifiant leur capacité de fonctionnement sur un banc d'essai, puis en évaluant leurs performances sur un mannequin, et enfin en évaluant leurs performances (*c.a.d.* leur capacité à minimiser les forces non désirées) lors de leur utilisation dans

une tâche de comanipulation homme-robot. L'apport global de ces fixations sur le niveau transparence de l'exosquelette ABLE a ainsi été évalué par l'application de la méthode générale présentée au Chapitre 2.

3.4.1 Validation préliminaire sur banc d'essai

Afin de valider le fonctionnement effectif du mécanisme conçu à partir de liaisons pivots dont les axes sont concourants, une série d'essais sur banc a été menée. Le but de cette étude préliminaire est de valider la capacité du mécanisme à empêcher l'apparition de moments autour du point de concours des axes des liaisons pivots.

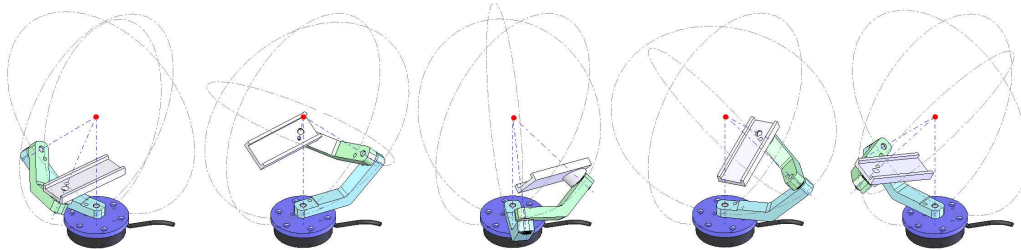


FIGURE 3.22 – Le point de concours des axes reste fixe quelle que soit la configuration des biellettes et donc celle du membre connecté

Ce point a été défini durant la conception en ajustant la valeur angulaire du coude constituant chacune des biellettes.

L'objectif de cet ajustement est de faire coïncider le centre de cette rotule éclatée et l'axe de rotation du segment de membre. Pour le bras il s'agit donc de faire coïncider le centre de la fixation avec l'axe passant par le cubitus et pour l'avant-bras avec l'axe de l'ulna (l'axe de cet os étant proche de l'axe de rotation de la prono-supination).

Chacune des deux fixations a aussi été dimensionnée afin de s'adapter au mieux aux différents diamètres de segment de membre (bras et avant-bras). Ainsi les axes des liaisons de la fixation 1 (reliée au segment de bras) se coupent en un point situé à une hauteur de 100mm du centre du capteur d'effort et de 80mm pour la fixation 2 (destinée à l'avant-bras).

Le but de ces essais préliminaires est donc de vérifier expérimentalement que les trois axes des liaisons pivots s'intersectent bien en un point, et à s'assurer que la position de ce point est cohérente avec celle envisagée lors de la conception.

3.4.1.1 Dispositif expérimental

Ces essais ont été menés sur une des deux fixations (celle de l'avant-bras) à l'aide de la plateforme de capture du mouvement CODAmotion[®]. Trois marqueurs ont été collés sur l'attelle thermoplastique de la fixation. La translation de la fixation

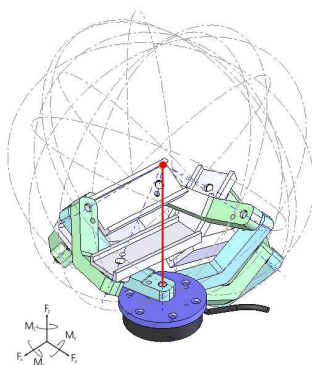


FIGURE 3.23 – En rouge la distance du centre de rotation au centre du capteur d'effort (théoriquement constant pour toute les positions)

a ensuite été bloquée et l'ensemble a été monté sur une base fixe. Les positions des marqueurs ont ensuite été enregistrées tandis que l'attelle était manipulée afin d'explorer l'espace de travail complet du mécanisme de rotule.

A partir des enregistrements, il est alors possible de déterminer le centre des sphères dans lesquelles s'inscrivent ces nuages de points et de mesurer alors précisément les fluctuations géométriques de la position de ce centre de rotule.

3.4.1.2 Résultats

La figure ci-dessous présente les résultats mesurés durant ces essais. On observe

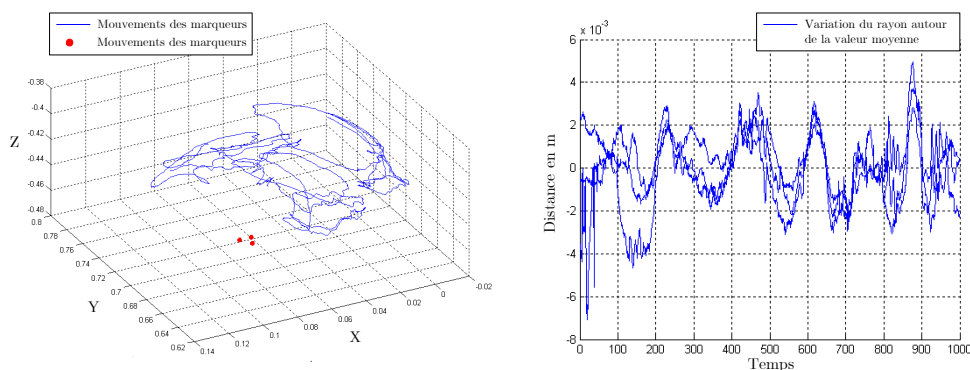


FIGURE 3.24 – A droite : positions du centre de la sphère contenant chaque marqueur (pour les 3 marqueurs) ; à gauche : Variations du rayon de la sphère par rapport à la moyenne

donc une erreur réelle sur la position du centre de la rotule de l'ordre de ± 2 millimètres autour d'une valeur moyenne pour un rayon de 77,50mm.

Cette "variabilité" de positionnement dans l'espace de ce point est essentiellement due au faible jeu angulaire des différents axes des liaisons pivots entre les biellettes : ces liaisons pivot sont réalisées à l'aide de roulements à bille à simple rangée miniature autorisant un léger rotulage. Associé à des biellettes d'une certaine longueur ce très léger débattement angulaire présent dans les trois liaisons entraîne

des déplacements de quelques millimètres. Cette erreur reste toutefois acceptable face à la variabilité morphologique humaine qui conduit à une fluctuation des dimensions des sections de membre parmi une population de sujet, même choisis.

3.4.2 Évaluation de l'apport des fixations en mode passif avec mannequin

Une deuxième campagne expérimentale a ensuite été mise en place afin d'évaluer les capacités des fixations passives à empêcher l'apparition de contraintes hyperstatiques et donc de forces et moments non-désirés et non-contrôlables. Afin d'étudier quantitativement la minimisation des moments appliqués sur le membre supérieur ainsi que la force le long de l'axe lorsque les fixations sont opérationnelles (cas libre) par rapport à des fixations rigides conventionnelles (cas bloqué), il est nécessaire de réaliser une tâche avec l'exosquelette qui soit parfaitement répétable pour tester ces deux conditions.

3.4.2.1 Dispositif expérimental

Un mannequin articulé a donc été utilisé pour ces expérimentations préliminaires afin de reproduire un exercice classique de rééducation neuro-motrice robotisée composé d'une tâche de pointage assistée complètement par le robot (mode dit "passif" ou "actif assisté" destiné aux patients n'ayant plus de capacité motrice).

Les bras de ce mannequin possèdent 5 degrés de liberté passifs (une rotule pour l'épaule, un pivot pour la flexion du coude et un pivot de pronosupination). L'analyse des variations du niveau des forces et couples d'interactions pour un même mouvement effectué par le mannequin avec les fixations libres puis bloquées a permis d'évaluer l'impact de ces dernières sur leur capacité à empêcher l'apparition de forces incontrôlables mais aussi de les quantifier.

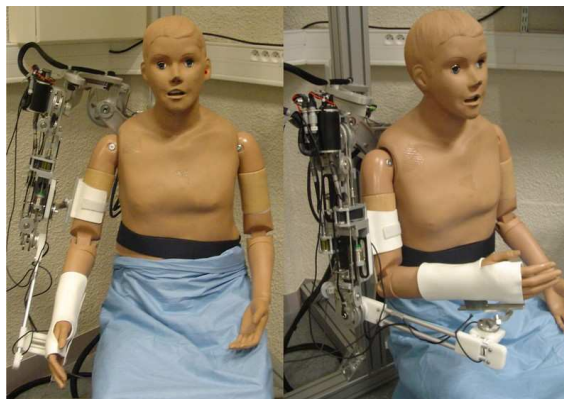


FIGURE 3.25 – Mannequin installé dans l'exosquelette ABLE

Le mannequin a donc été installé dans l'exosquelette et connecté à ce dernier à

travers les deux fixations. Les attelles thermoformables, comme précisé précédemment, permettent d'éviter tout jeu dans la fixation et augmentent la rigidité du contact (puisque aucune mousse n'est nécessaire).

Durant les expérimentations, l'exosquelette impose une trajectoire à vitesse constante au bras du mannequin. Les expériences consistent en une série de six gestes simples différents de pointage 3D (nécessitant des mouvements articulaires dont l'amplitude est réduite) vers la même cible obtenus grâce à la redondance du bras. La cible est atteinte à une vitesse lente et constante (0.05 m/s) afin de limiter les forces inertielles. En raison de la rigidité surfacique du mannequin, l'amplitude des mouvements des articulations de l'exosquelette a été limitée afin de ne pas endommager les capteurs d'effort dont la limite de mesure est de 36N.

L'utilisation d'un mannequin piloté par l'exosquelette permet d'obtenir une parfaite répétabilité durant les expérimentations. Ces essais sont donc réellement représentatifs d'un cas de comanipulation où le robot génère chez le sujet un mouvement contrôlé en appliquant des forces, comme lors d'une séance de rééducation robotisée ou d'une assistance au mouvement d'une personne handicapée.

3.4.2.2 Résultats

La Fig. 3.26 présente la valeur absolue de la force non désirée selon $\vec{z}_{bras}$ et

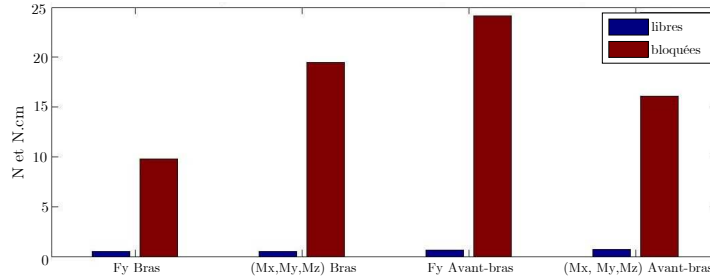


FIGURE 3.26 – Valeur absolue moyennée de la force non désirée $|F_y|$ et la norme des moments $\sqrt{(M_x^2 + M_y^2 + M_z^2)}$ sur les deux fixations (moyennée sur les six mouvements)

$\vec{z}_{avbras}$, et la norme moyenne des moments non désirés, au cours des expériences, pour les deux capteurs, moyennés sur les six mouvements. A cet effet, les moments sont calculés en P_1 et P_2 respectivement.

Il est possible d'observer une diminution du niveau de la force (F_y) et des moments non désirés sur le bras et l'avant-bras d'approximativement 95% (voir tableau ci-dessous). Dans la Fig. 3.27, la norme des composantes (F_x and F_z) correspondant

	F_y bras	M bras	F_y avant-bras	M avant-bras
% de diminution	94.9510	97.4482	97.2375	95.4311

aux composantes transmises par les fixations passives est présentée. La capacité de l'exosquelette à transmettre des forces au sujet n'est donc pas altérée. Il

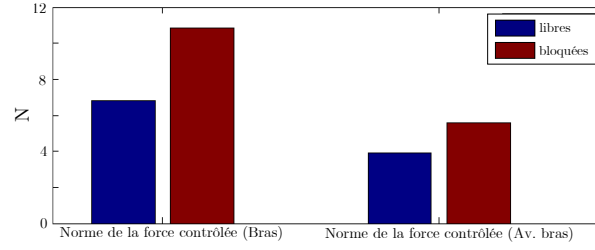


FIGURE 3.27 – Norme des forces contrôlées ($\sqrt{(F_x^2 + F_z^2)}$) sur les deux fixations (moyenne pour les six mouvements)

est important de noter que le pourcentage de diminution du niveau des forces hyperstatiques permis par les fixations obtenues par notre méthode ainsi que les valeurs numériques obtenues doivent être nuancés. En effet, en raison de la petite taille du bras du mannequin (voir Fig. 3.25) et de sa rigidité surfacique, le niveau des forces hyperstatiques est plus élevé que celui qui apparaît généralement lors d’une comanipulation entre un exosquelette et un sujet humain.

Ces fixations à degrés de liberté passifs sont donc capables de minimiser le niveau des efforts hyperstatiques apparaissant durant une comanipulation entre un membre humain et un exosquelette, et démontrent par la même occasion la validité de la méthode proposée.

3.4.3 Application de la méthode d’évaluation des performances à l’exosquelette ABLE équipé des fixations isostatiques

La méthode proposée et le principe de fonctionnement des fixations ayant été



FIGURE 3.28 – Vue de 8 des 10 sujets durant les essais de pointage

validés expérimentalement sur mannequin, une évaluation de l’apport réel de ce type de dispositif sur les capacités d’interaction de l’exosquelette ABLE a été mise

en place. Ce dernier test doit permettre à la fois de mesurer l'efficacité du dispositif passif mais aussi et surtout de statuer sur l'impact de l'hyperstatisme dans l'altération du mouvement engendrée par l'exosquelette, comme nous l'évoquions lors de l'analyse des résultats au chapitre précédent.

Toutefois, plutôt que de réaliser des essais de pointage avec robot et les fixations bloquées ou libres en ne s'intéressant qu'aux niveaux des efforts d'interaction, il a été décidé d'utiliser le protocole et la méthode d'évaluation développée au chapitre précédent afin d'évaluer plus pleinement les changements engendrés par ces fixations et de s'affranchir du problème de la répétabilité.

3.4.3.1 Protocole

Le protocole employé est exactement celui défini dans le Chapitre 2 à cela près qu'une troisième condition a été introduite. 10 sujets sains, naïfs, consentants et possédant des morphologies compatibles avec le robot, instrumentés, ont donc été priés d'effectuer une série de pointage sans le robot, avec le robot équipé de fixations bloquées et enfin avec le robot fixations libérées. Le contrôleur utilisé est celui qui a été décrit dans la section (2.2). Les résultats obtenus sont détaillés ci-après.

3.4.3.2 Résultats

Trajectoires du point de travail : PI_1 à PI_4 On remarque en visualisant la trajectoire du point de travail sous différentes conditions, présentée sur la Fig. 3.29 que la libération des fixations conduit souvent à la réalisation de trajectoires plus proches des trajectoires naturelles (cela est notamment observable pour les cibles 1

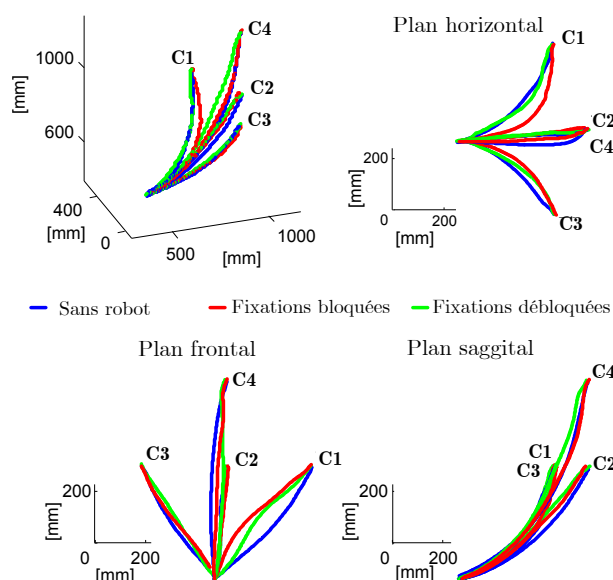


FIGURE 3.29 – Trajectoires du pointeur du sujet 1 dans les trois conditions. Les lignes bleues représentent la condition "Sans robot", les rouges "Avec robot fixations bloquées", les vertes "Avec robot fixations libres".

et 3 sur la figure présentée).

Par ailleurs, à partir des résultats présentés en Fig. 3.30 qui sont moyennés sur les 10 sujets et les 5 répétitions, il apparaît que la libération des degrés de liberté passifs des fixations semble avoir un effet bénéfique principalement sur l'aspect temporel de la trajectoire plutôt que sur son aspect géométrique, sans toutefois impacter la durée du mouvement. Les conclusions suivantes peuvent être tirées de l'analyse statistique du PI_1 à PI_4 :

- PI_1 indique que la durée du mouvement n'est pas significativement différente avec les fixations libres. Toutefois il est possible d'observer grâce aux fixations passives une légère convergence de la valeur du PI vers celle du mouvement libre ($F(1, 9) = 26, 92$; $p < 0.01$).
- PI_2 indique que les fixations passives ont un effet bénéfique significatif puisque la symétrie du profil de vitesse observée s'approche de celle obtenue lors des mouvements libres ($F(1, 9) = 25, 66$; $p < 0.01$).
- PI_3 indique que le jerk est significativement réduit lorsque les degrés de liberté des fixations sont libérés ($F(1, 9) = 13, 06$; $p < 0.01$). Le jerk obtenu est quasiment similaire à celui obtenu lors des mouvements sans robot comme il est montré sur la Fig. 3.30.
- PI_4 montre que les chemins empruntés par le point de travail avec les fixations libérées semblent être plus proches de ceux obtenus sans robot. Toutefois les tests ANOVA montrent que l'observation n'est pas statistiquement significative (dépendance des résultats à la cible).

Pour chacun de ces PIs, les mêmes effets de l'interaction avec le robot ont été observés pour chacune des cibles, en dehors du PI_3 pour lequel toutefois aucun

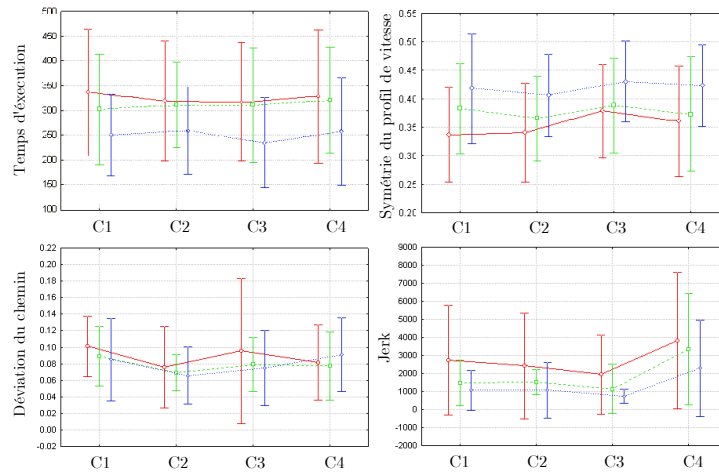


FIGURE 3.30 – PI_1 à PI_4 : Déviation standard moyenne pour les 4 PIs cinématiques liés à la trajectoire du point de travail (Bleu : sans robot ; Rouge : avec robot fixations bloquées ; Vert : avec robot fixations libérées)

résultat statistiquement admissible n'a été observé. L'analyse de ces 4 indices semble

donc montrer qu'il n'y a pas d'effet "cible" et que l'effet global du robot sur le mouvement humain n'est pas conditionné par la tâche ou du moins par la position atteinte dans l'espace de travail.

Analyse des rotations articulaires : PI_5 à PI_7

PI_5 et PI_6 : Postures angulaires finales et amplitudes articulaires des mouvements Comme il est présenté en Fig. 3.31, les postures finales du coude et de l'épaule, lorsque les fixations sont libérées, sont plus proches de celle observées lors des mouvements libres que lorsque les fixations sont bloquées. L'analyse de la

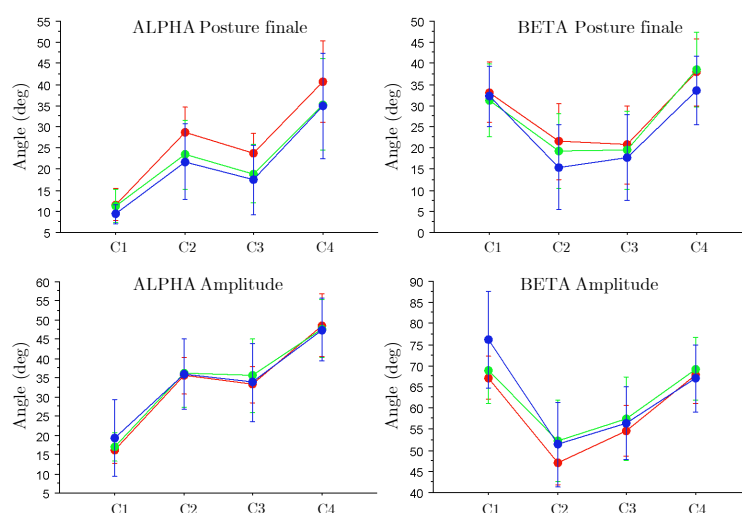


FIGURE 3.31 – PI_5 and PI_6 : Posture articulaire finale et amplitude articulaire des mouvements pour les deux angles considérés (élévation de l'épaule et extension du coude). Bleu : sans robot ; Rouge : avec robot fixations bloquées ; Vert : avec robot fixations libres

posture angulaire finale indique que le coude est significativement plus étendu et que l'épaule est moins élevée dans le cas où les fixations sont libérées.

Pour les amplitudes des mouvements articulaires, la variation entraînée par la libérations des fixations est difficilement observable. Un effet positif des fixations est toutefois observé pour le coude dans les mouvements vers la cible 1.

Il semble toutefois que l'utilisation des fixations passives tend à réduire la déviation, due au robot, des segments du membre supérieur de leurs trajectoires naturelles.

PI_7 : Cyclogramme de la vitesse articulaire de l'épaule en fonction de la vitesse articulaire du coude La Fig. 3.32 présente les cyclogrammes d'un sujet durant les pointages vers les 4 cibles.

L'analyse de la forme générale des cyclogrammes permet de déterminer si la coordination articulaire a été préservée à un facteur de vitesse près. Ici on observe que la coordination articulaire avec les fixations libérées se rapproche de celle

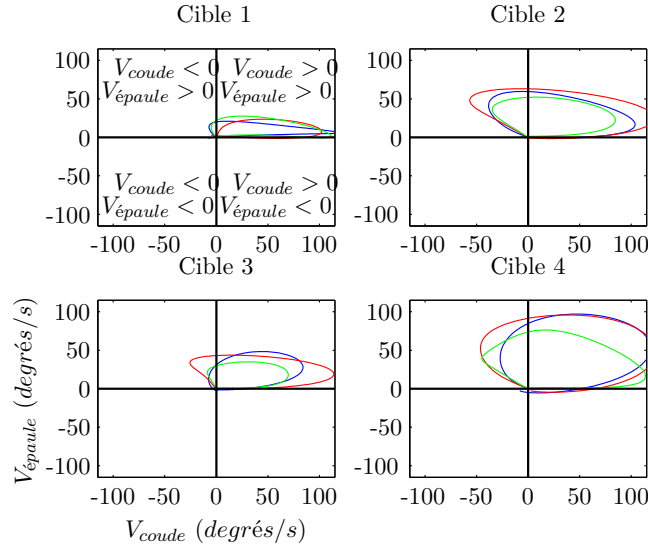


FIGURE 3.32 – PI_7 : Exemple de cyclogrammes en vitesse des mouvements d'un sujet vers les 4 cibles (Bleu : sans robot ; Rouge : avec robot fixations bloquées ; Vert : avec robot fixations libres)

obtenue sans robot, notamment pour les mouvements vers les cibles 1, 2 et 3.

L'analyse de la répartition du cyclogramme parmi les 4 quadrants permet de déterminer si le mouvement est changé ou si une nouvelle relation inter-articulaire apparaît. Pour la cible 1, par exemple le décalage sur le quadrant haut-gauche ($V_{coude} < 0$ et $V_{épaule} > 0$ observé pour les mouvements naturels (synonyme du mouvement biphasique du coude), perdu lors de l'utilisation du robot avec fixations bloquées, est bien retrouvé lors de la libération des fixations. Pour la cible 3, ce même décalage, augmenté par l'utilisation du robot avec les fixations bloquées, est conservé lors de leurs libérations. Les synchronisations vers la cible 4 semblent par contre modifiées et déformées de manière plus prononcées dans le cas des fixations libérées.

Encore une fois, il est nécessaire de rappeler que ce PI est qualitatif et ne permet pas de faire d'analyses statistiques permettant de décorreler certaines conditions expérimentales.

Toutefois l'analyse des cyclogrammes de chacun des dix sujets moyennés sur les cinq tentatives de mouvements tend à montrer que la libération des fixations conduit à l'observation de synchronisations articulaires lors de mouvements avec le robot et des fixations libérées assez proches de celles obtenues durant des mouvements libres naturels.

Analyse des forces d'interaction PI_8 and PI_9 La Fig. 3.33 représente la norme des forces et moments échangés entre le sujet et le robot au travers des fixations (PI_8). Le tableau récapitulatif ci-dessous reprend les pourcentages de diminution du niveau des efforts d'interaction présentés dans la Fig. 3.33.

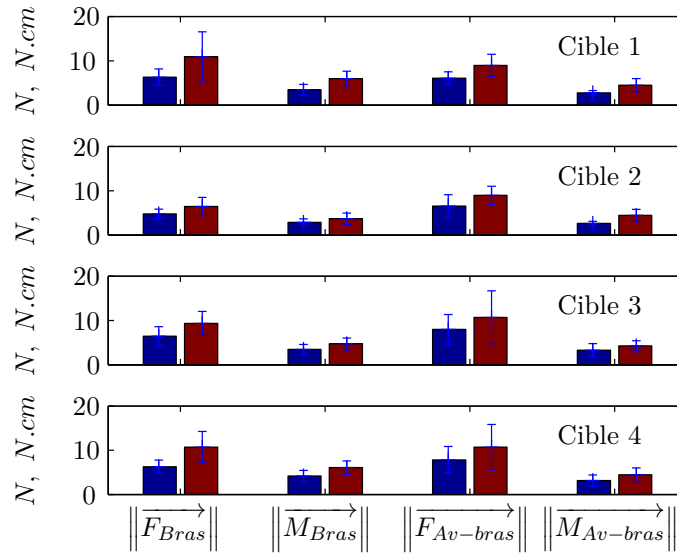


FIGURE 3.33 – PI_8 : Norme des forces et moments appliqués sur les deux fixations durant les mouvements vers les 4 cibles (Moyenne sur 10 sujets) (Rouge : avec fixations bloquées ; Bleu : avec fixations libres)

% de diminution	F_{bras}	M_{bras}	$F_{poignet}$	$M_{poignet}$
Cible 1	42%	41%	32%	38%
Cible 2	26%	22%	27%	40%
Cible 3	28%	27%	22%	21 %
Cible 4	41%	31%	26%	29%

TABLE 3.2 – Pourcentages de diminution du niveau des efforts d'interaction

On observe ainsi une diminution effective du niveau des forces, exacerbées pour les cibles 1 et 4 notamment. Une diminution moyenne d'environ 35% est donc observée pour les forces appliquées sur le bras et 30% pour les moments. Pour le poignet, la diminution est de l'ordre de 27 % pour les forces et 32% pour les moments.

La Fig. 3.34 représente quant à elle la valeur absolue de chacune des composantes d'effort échangées (PI_9). Le tableau ci-dessous récapitule les pourcentages de diminution du niveau des composantes d'efforts d'interaction observés en Fig. 3.34.

On observe ainsi une diminution effective du niveau des forces non désirées (F_y) de 35 à 40% et une diminution importante des moments (35 à 40% pour M_x et de 20 à 25% pour M_y). Une très forte diminution est observée pour les moments (M_z) d'environ 90%.

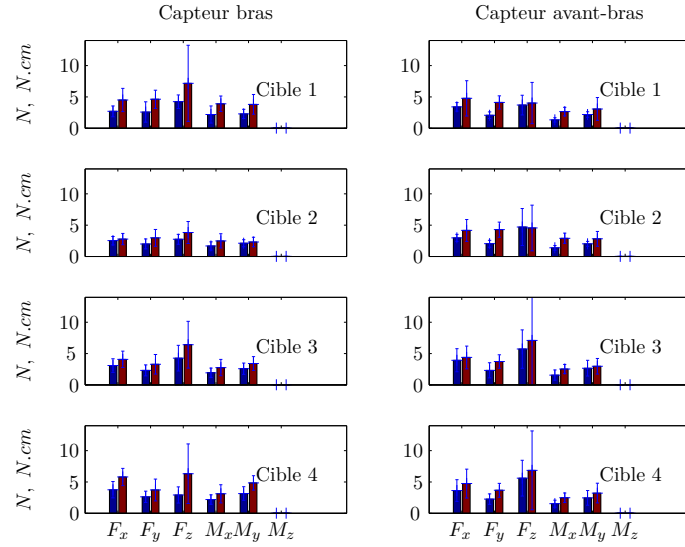


FIGURE 3.34 – PI_9 : Valeur absolue de chacune des composantes d'effort mesurées par les capteurs du bras et de l'avant-bras (Moyenne sur 10 sujets)(Rouge : avec fixations bloquées ; Bleu : avec fixations libres)

%	F_x bras	F_y bras	F_z bras	M_x bras	M_y bras	M_z bras
Cible 1	40 %	44%	41%	44%	40%	96%
Cible 2	8,8%	33%	28 %	33%	8,9%	98%
Cible 3	18%	38%	27 %	38%	18%	97%
Cible 4	35%	29 %	54%	29%	35%	97%
Moyenne	26%	36%	37%	36%	26%	97%
%	F_x av. bras	F_y av. bras	F_z av. bras	M_x av. bras	M_y av. bras	M_z av. bras
Cible 1	28 %	49%	7,9%	50%	29%	87%
Cible 2	28%	53%	-3,4%	53%	29%	88%
Cible 3	7,3%	38 %	15 %	38%	7,5 %	90%
Cible 4	23%	38%	18%	39%	23%	89%
Moyenne	22%	45%	9,5%	45%	22%	89%

TABLE 3.3 – Pourcentages de diminution du niveau des composantes d'efforts d'interaction

3.4.3.3 Discussions

L'application de la méthode d'évaluation des performances d'interaction à la structure ABLE équipée des fixations à degrés de liberté passifs permet de tirer plusieurs conclusions :

- du point de vue des efforts d'interaction, les fixations permettent de diminuer de quasiment 35% le niveau des efforts dus à l'hyperstatisme.
- du point de vue cinématique les fixations permettent au sujet de réaliser des mouvements qui dans l'ensemble sont plus proches des mouvements naturels (en terme de mouvements du point de travail ainsi que de mouvements articulaires) réduisant donc l'altération provoquée par le robot.

Le pourcentage de diminution des efforts parasites est donc à moduler ici : la comparaison du niveau des efforts (avec et sans fixations isostatiques) se fait ici dans le cadre d'une interaction dans un mode dit "actif" dans lequel le sujet est libre de

modifier consciemment ou non son mouvement selon l'interaction qu'il peut avoir avec le robot. Or comme on l'a vu, l'utilisation des fixations libres tend effectivement à permettre au sujet de réaliser des gestes différents lorsque les fixations sont libres ou bloquées.

3.5 Conclusions

Dans ce chapitre, nous avons étudié en détail la question de la connexion physique entre un exosquelette et le membre du sujet assisté.

Une approche générale de conception de mécanismes passifs de liaison, avec des propriétés d'isostatisme prouvées, a été proposée. Ceci constitue à notre connaissance une originalité forte et nous l'espérons un outil exploitable par les autres chercheurs travaillant sur les exosquelettes.

Les résultats donnés en section (3.4) montrent un gain significatif, mais les altérations du mouvement restent présentes.

Dans le chapitre suivant, nous proposons d'étudier la commande en exploitant notamment des capteurs d'effort, pour améliorer encore la qualité de l'interaction et la transparence d'ABLE.

Étude de la commande en mode actif

Dans les deux chapitres précédents, deux commandes élémentaires ont été utilisées : un asservissement de position articulaire pour la réalisation d'exercices en mode passif, et une compensation des perturbations quasi statiques pour le mode actif. Dans ce dernier chapitre, nous étudions la possibilité de mettre en place des commandes plus avancées pour le mode actif, dans lequel, idéalement, on cherche à obtenir une impédance nulle du robot. L'objectif est d'ajouter à l'amélioration de la transparence apportée par la conception de fixations mobiles passives, une amélioration par l'algorithme de commande.

Une première piste, pour y parvenir, consiste à améliorer le calcul des compensations des perturbations, en y incluant par exemple les effets d'inertie. Mais l'absence de capteurs d'accélération et la difficulté d'obtenir un modèle fin pour des structures flexibles à câble comportant un grand nombre de pièces mobiles, telles qu'ABLE, laissent présager une efficacité limitée. Nous avons donc préféré exploiter la compensation dynamique non pas dans un schéma bouclé, mais dans un schéma d'anticipation : plutôt que de calculer le couple de compensation de manière réactive, nous avons voulu évaluer la possibilité de l'anticiper en supposant le mouvement connu à l'avance, comme cela peut-être le cas dans des tâches répétitives.

Par ailleurs, l'installation des capteurs d'efforts à l'interface entre le robot et le bras peut être avantageusement utilisée pour un asservissement à retour d'effort : le mode transparent peut s'obtenir avec un asservissement à effort nul. Ici, deux problèmes se posent. D'abord, l'interaction multi-contacts risque de générer des instabilités cinématiques similaires à celles qui sont observées lorsque le nombre de composantes d'efforts échangées avec l'environnement est supérieur au nombre d'actionneurs du robot, [Zemiti-2005]. Ensuite, les flexibilités limitent la bande passante des asservissements en boucle fermée ce qui devrait limiter grandement les performances en transparence du système.

Après un rapide état de l'art des lois de commande utilisées pour maximiser la transparence, présenté dans la partie 4.1, nous proposons dans la partie 4.2 un contrôleur mixte utilisant en entrée un retour d'effort et une trajectoire désirée. Dans la partie 4.2.2, nous montrons comment ce contrôleur mixte peut être mis en place pour un exosquelette, en étudiant d'une part le problème de la génération de trajectoires désirées compatibles avec les mouvements du bras humain et d'autre part le problème de la commande multi-contacts. Enfin, dans la partie 4.3, nous appliquons la méthode d'évaluation proposée au Chapitre 2 à cette nouvelle proposition pour

valider l'apport de cette nouvelle commande en mode comanipulé.

4.1 Commande pour la transparence

4.1.1 Commande en effort

Afin de contrôler de manière précise les efforts d'interaction entre un robot et son environnement, la méthode la plus courante est d'implémenter une boucle d'asservissement à retour d'effort basée sur une mesure explicite. Le capteur d'effort est alors positionné à l'endroit précis où la transparence est recherchée, typiquement entre le poignet et le corps terminal pour un manipulateur série. L'asservissement à retour d'effort permet de réduire sans grande difficulté les frottements secs statiques inhérents à la chaîne de transmission de puissance de chacune des articulations du robot sans avoir à les modéliser. En effet, la perturbation statique, située juste en aval de la mesure, est facilement compensée par un correcteur à grand gain statique, tel qu'un intégrateur.

En pratique, cependant, les problèmes de stabilité, de bruit et de biais de mesure (dérive des capteurs d'efforts) et de limitation de la bande passante sont nombreux. Outre la limitation liée à la discrétisation de la commande, dont les effets pratiques sont limités par le choix d'une fréquence d'échantillonnage suffisamment élevée, la dynamique de la structure située entre les actionneurs et le capteur d'effort limite de manière drastique les performances de ce type de commande [Colgate-1994], [Eppinger-1987].

Une autre difficulté fondamentale est que la dynamique du système contrôlé inclut l'impédance de l'environnement. Dans le cas d'une interaction avec un sujet humain, l'impédance est très variable dans le temps et dans l'espace de sorte qu'il est difficile de prévoir la stabilité, sauf à régler les asservissements de manière très conservatrice. Si on suppose inconnue l'impédance du bras, il est possible de garantir la stabilité en exploitant le critère de passivité. Dans ce cas, on cherche à ce que le port d'interaction entre le robot et l'environnement soit passif, c'est-à-dire que le transfert entre les efforts externes appliqués au système et la vitesse du système ne crée pas d'énergie [Khalil-2001]. Si la passivité des ports d'interaction est vérifiée, alors le système interagira via ce port, de façon stable, avec n'importe quel environnement passif.

Le respect de ce critère limite hélas sérieusement les performances, car il est très conservatif. Plusieurs études ont donc été entreprises afin de s'affranchir de ces limitations en profitant du cadre particulier que représente l'interaction avec un sujet humain. Buerger et Hogan [Buerger-2007] ont ainsi suggéré une nouvelle approche visant à augmenter les performances et la stabilité des commandes à retour d'effort. Ils ont ainsi développé de nouveaux outils de conception de contrôleurs dédiés à l'interaction avec un humain permettant d'obtenir des performances élevées en utilisant des informations sur l'impédance du bras afin de transformer le problème de stabilité couplée en un problème de robustesse de la stabilité.

4.1.2 Exploitation d'un modèle de mouvements du bras

Une des particularités de la commande d'un système robotisé pour la rééducation en mode passif est que l'environnement avec lequel le robot interagit est mobile, ce qui constitue une perturbation pour l'asservissement d'effort. Dans un asservissement d'effort classique, le suivi du mouvement se fait grâce au rejet de perturbation : un mouvement de l'environnement entraîne une variation de la force de contact, qui, par réaction de l'asservissement, entraîne un suivi. Par conséquent, les limitations de la bande passante de la boucle d'efforts engendrent des erreurs importantes lors de mouvements de l'environnement.

C'est ce constat qui a conduit des équipes de recherche à essayer d'exploiter une prédiction du mouvement humain afin de compenser cette perturbation. Un des problèmes majeurs, dans ce domaine, est bien sûr la prédiction du mouvement. Elle peut se faire grâce à des connaissances issues des études sur le contrôle moteur humain.

4.1.2.1 Modèles de mouvements du bras d'un sujet humain

Il existe plusieurs invariants du mouvement humain, notamment pour le membre supérieur, ainsi que quelques modèles computationnels, validés expérimentalement. Ceux-ci peuvent être utilisés pour reconstruire le mouvement humain à partir d'une quantité minimale d'informations dans un certain nombre de situations.

– *Les invariants du mouvement :*

Les principaux invariants des mouvements des membres supérieurs sont les suivants :

- fluidité : il n'y a pas de discontinuités dans le profil d'accélération ([Morasso-1981], [Abend-1982])
- profil de vitesse en cloche : l'amplitude du pic de vitesse en cloche est proportionnelle à la durée du mouvement et indépendante de la charge [Soechting-1981],
- isochronie : la vitesse du mouvement augmente avec la longueur de la trajectoire, pour produire une durée de mouvement relativement constante [Viviani-1995],
- trajectoires courbes : les mouvements des extrémités (mains) ne sont pas droits, ils sont légèrement courbes. Les mouvements dans le plan sagittal ont tendance à être plus courbes que ceux dans le plan horizontal [Hollerbach-1982],
- caractère biphasique des couples [Hollerbach-1982] : les couples articulaires prennent toujours la forme d'impulsions biphasiques relativement symétriques,
- synergies et équivalence motrices : pour certaines articulations, il apparaît clairement qu'il existe une synergie linéaire comme invariant principal du mouvement ainsi qu'une capacité à être mobilisée à la place d'une autre articulation déjà utilisée (voir partie 1.1.1.2).

– *Les lois de mouvements :*

On distingue deux types de lois de mouvements :

- Les lois de performance. On parle de lois de performance dans le cas de mouvements dirigés vers un but, comme les gestes de pointage. On distingue principalement deux lois :

- la loi de Fitts est un modèle du mouvement humain, prédisant le temps requis pour aller rapidement d'une position de départ à une zone finale de destination, en fonction de la distance à la cible et de la taille de la cible [Schaal-2002],
- la loi de Schmidt [Schmidt-1978] concerne les tâches exécutées rapidement et sans corrections, en considérant les mouvements comme des trajectoires balistiques résultant d'une brève impulsion initiale. Elle qualifie la variabilité du point d'arrivée et lie la dispersion à l'arrivée à la vitesse moyenne du mouvement.

- Les lois d'optimalité. Elles caractérisent les mouvements optimaux par leurs propriétés cinématiques. La principale loi est la loi de puissance (aussi appelée "Loi des 2/3"). Cette loi empirique non linéaire lie la courbure de la trajectoire à la vitesse [Kvalseth-1982] : lors d'un mouvement continu régulier, la vitesse instantanée varie avec le rayon de courbure local de la trajectoire selon une loi de puissance. Cette loi est assez controversée, et même si elle semble vérifiée en 2D, peu de travaux ont été entrepris pour la caractériser en 3D et beaucoup pensent qu'il ne s'agit que qu'une conséquence de modèles plus généraux d'optimisation du mouvement (comme la théorie du minimum jerk).

Une autre théorie qualifiant la recherche d'optimalité est la segmentation des mouvements [Soechting-1987]. L'idée principale est que les mouvements complexes sont construits à partir de segments d'unités de mouvement sommés ou concaténés ensemble. Ils sont enchaînés dans le temps pour générer les séquences de mouvements longs.

Bien sûr, obtenir une prédiction fiable du mouvement d'un sujet sur la base de ces modèles reste impossible en général, notamment parce que les mouvements sont gouvernés en partie par la volonté du sujet, laquelle ne peut pas être anticipée. On observe cependant que le mouvement humain respecte toujours certains principes qui peuvent, dans des cas simples, permettre de prédire les caractéristiques du mouvement que va effectuer le sujet. Pour les applications qui nous intéressent, en particulier, la prédiction semble possible. Les exercices de rééducation se composent en effet d'exercices simples, effectués dans un cadre clinique bien défini et avec des mouvements aisément prévisibles puisqu'ils sont généralement donnés comme consignes au patient. Nous faisons donc, dans ce qui suit, l'hypothèse que la prédiction est - ou sera - possible. Une étude de l'impact que pourrait avoir l'utilisation de la prédiction du mouvement humain dans la commande d'un robot manipulateur sur son niveau de transparence a donc été menée.

4.1.2.2 Exploitation dans la commande

Plusieurs équipes ont étudié la possibilité de prédire la fin du mouvement à partir de peu d'informations récupérées à l'aide de capteurs au début de celui-ci. Pour un simple mouvement de point à point, les connaissances sur le début du mouvement permettent quasiment de reconstruire la totalité de la trajectoire à l'aide, par exemple, d'un critère d'optimalité type "minimum jerk" et de pouvoir renseigner une commande prédictive. Ainsi, dans [Corteville-2007], la trajectoire prédite, pour un système à 1 DDL, est réinjectée dans une commande en effort de type admittance (boucle interne en vitesse et boucle externe en effort). Les résultats expérimentaux montrent une bonne prédiction du modèle à jerk minimal pour ce type de mouvements simples, et une bonne augmentation de la transparence. Toutefois le choix d'une commande en admittance pour le bas niveau de l'architecture de contrôle ne semble pas pertinent ; les bénéfices de la boucle en effort et de la prédiction du mouvement humain sont en effet en partie annihilés par la très faible bande passante de la boucle en position. La transparence globale de ce système est donc limitée, entraînant l'apparition d'importantes forces au niveau du port d'interaction entre l'homme et le robot.

D'autres moyens techniques peuvent être utilisés pour prédire le mouvement du bras humain : l'exploitation des saccades oculaires ou du suivi de regard peut aider à détecter l'initiation du mouvement [Ariff-2002] et à prédire le mouvement futur [Johansson-2001] : la coordination poussée entre la main et l'oeil peut en effet permettre de prédire les gestes d'un sujet [Carrasco-2010]. Dans le même ordre d'idée, la coopération homme-robot durant une tâche d'assemblage basée sur l'interprétation de l'intention humaine déduite du suivi du regard a récemment été testée dans [Sakita-2004].

A partir de mesures de l'activité électrique musculaire (électromyogrammes) et grâce à des réseaux de neurones permettant d'analyser ces signaux et de les catégoriser selon leur nature (signal de contraction, de co-contraction ou de relâchement), les mouvements du bras ainsi que les efforts générés par ce dernier ont pu être prédit [Kyuwan-2005] et ont permis de contrôler de manière prédictive un exosquelette de jambe [Fleischer-2005].

Duchaine et Gosselin [Duchaine-2007] ont eux récemment développé, pour une application exploitant un capteur d'effort, un contrôleur similaire ayant la capacité de comprendre l'intention humaine. Une commande bas-niveau en vitesse est ici utilisée au lieu d'une commande position. Cette approche est basée sur un contrôle en impédance variable : durant la tâche de comanipulation, l'impédance du robot est adaptée en permanence au mouvement du sujet en fonction de la dérivée temporelle de la force. Une validation expérimentale a été effectuée sur une tâche de dessin avec un robot manipulateur à structure parallèle et a permis de montrer une nette amélioration de la transparence.

4.2 Contrôleur mixte force et position

Une des propositions les plus pertinentes que nous ayons trouvées dans la littérature est sans doute celle de [Corteville-2007], qui mixe, pour un même degré de liberté, des informations d'efforts et position. Nous avons souligné que les performances obtenues étaient limitées, essentiellement par le choix de la structure d'asservissement en effort par boucle externe, notoirement sous optimale en termes de bande passante en effort. Nous avons voulu évaluer une combinaison similaire, mais en exploitant des asservissements d'efforts explicites directs (correcteur en couple). Nous avons donc mené une étude à caractère expérimental, destinée à déterminer la meilleure manière d'utiliser une prédiction de mouvement dans la loi de commande en efforts pour rendre un exosquelette transparent en comanipulation. En jouant sur la rigidité du robot durant la réalisation du mouvement prédit, ainsi que sur le pourcentage d'implication du robot dans la réalisation de la tâche de pointage, nous pourrions déterminer quelle architecture de contrôleur permet d'améliorer le ressenti du sujet et de minimiser les perturbations qu'engendre habituellement un robot sur le mouvement d'un humain lors d'une tâche de comanipulation.

Deux problèmes fondamentaux doivent être étudiés lors de la mise en place d'un tel système de commande :

- l'anticipation du mouvement : afin que le robot ait une trajectoire similaire à celle du sujet, il est nécessaire d'avoir des informations prédictives sur le geste qui va être réalisé.
- la synchronisation des mouvements : même si le sujet et le robot effectuent exactement le même mouvement, un décalage temporel entre les deux trajectoires engendrerait des efforts importants au niveau de la jonction robot/sujet.

Afin de pallier ces problèmes, plusieurs méthodes existent. Le fait de réaliser ces mouvements dans un cadre expérimental connu permet déjà de définir les points de départ et d'arrivée des trajectoires, ainsi que de commander le démarrage des gestes. On s'affranchit ainsi du problème de la synchronisation des mouvements. Par ailleurs, connaissant le point d'arrivée du geste, il serait possible d'anticiper la forme de la trajectoire et de reconstruire le mouvement du sujet en se basant sur des théories définissant des invariants du mouvement (Minimum Jerk, profil de vitesse en cloche, Power Law...) et grâce à un modèle dynamique complet du robot de générer les couples requis pour suivre cette trajectoire. Toutefois, afin de simplifier cette étape (qui nécessite une connaissance poussée de la dynamique du robot), et de s'approcher au mieux des caractéristiques de mouvement propres à chaque sujet, la technique finalement envisagée est de faire suivre au robot un enregistrement du mouvement effectué au préalable par le sujet. Ceci répond aux deux difficultés :

- l'enregistrement des mouvements du sujet sans robot permet de connaître a priori la trajectoire à suivre lorsque le sujet devra refaire le même mouvement avec le robot ;
- le suivi des trajectoires ainsi enregistrées, sous asservissement de position, avec le robot non connecté au sujet, permet de déterminer le couple à produire pour

suivre la trajectoire sans une connaissance précise des paramètres dynamiques.

4.2.1 Le contrôleur mixte

On suppose disposer d'un robot régi par l'équation dynamique (2.2), pour lequel une compensation des frottements et de la gravité est effectuée selon l'équation (2.9). On a alors :

$$\begin{cases} \Gamma_m + \sum_{i=1}^p J_i^T(q) F_{ext,i} = H(q)\ddot{q} + b(q, \dot{q}) + \Gamma_g(q) + \Gamma_f \\ \Gamma_m = \Gamma_d + \Gamma_{comp} \approx \Gamma_d + \Gamma_g(q) + \Gamma_f \end{cases} \quad (4.1)$$

où Γ_d est la nouvelle entrée du contrôleur avec compensation, de sorte que :

$$\Gamma_d + \sum_{i=1}^p J_i^T(q) F_{ext,i} \approx H(q)\ddot{q} + b(q, \dot{q}) \quad (4.2)$$

Le contrôleur mixte que nous avons mis en œuvre utilise à la fois une mesure des efforts $F_{ext,i}$ pour les p ports d'interaction et une connaissance a priori de la trajectoire à suivre, exprimée dans l'espace articulaire ($q_d(t)$), pour calculer l'entrée de commande Γ_d . L'instant du début du mouvement, t_0 , est aussi supposé connu. Le mouvement que l'opérateur désire effectuer au moment de l'expérience de comanipulation, exprimé dans l'espace articulaire est noté $q_r(t)$. Il s'agit du mouvement que le sujet produirait en réalisant la tâche lorsque son membre supérieur n'est pas physiquement connecté au robot. Une prédiction parfaite du mouvement est donc telle que $q_d(t) \equiv q_r(t)$.

Le contrôleur mixte combine linéairement trois lois de commande qui sont détaillées ci-après.

Asservissement des efforts multi-contacts.

La première loi de commande est un asservissement à retour d'effort utilisant un correcteur articulaire en couple C_f :

$$\Gamma_{d,1} = C_f \varepsilon_\Gamma \text{ avec : } \varepsilon_\Gamma = - \left[\sum_{i=1}^p J_i^T(q) F_{ext,i} \right] , \quad (4.3)$$

Les efforts mesurés à chaque port d'interaction sont projetés dans l'espace articulaire et sommés pour obtenir le couple équivalent à l'ensemble des interactions. Lorsque le système est en interaction avec un seul des ports, tous les autres efforts sont nuls et on retrouve le schéma de commande classique, tel qu'utilisé dans [Zemiti-2005]. Dans ce cas, l'utilisation d'un correcteur de type Proportionnel-Intégral défini par

$$C_f(s) = K_{pf} + \frac{K_{if}}{s} ,$$

où K_{pf} et K_{if} sont les matrices diagonales contenant respectivement les gains proportionnels et intégraux, permet de toujours trouver un réglage passif ne dépendant que de l'inertie et des frottements dans le système [Zemiti-2005]. Donc, si chacun

des ports d'interaction est indépendant des autres ports et passif¹, la commande globale reste passive. Il est important de noter que ce type de contrôleur réactif

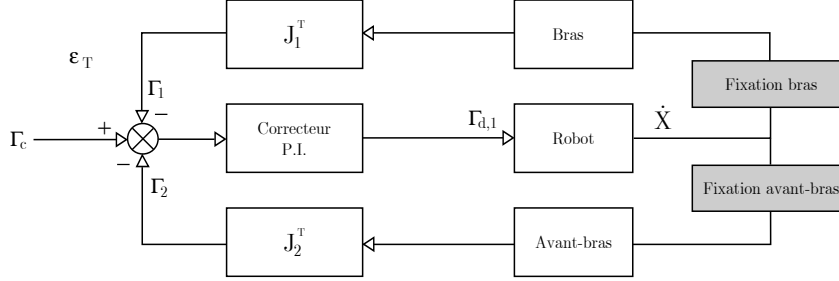


FIGURE 4.1 – Schéma de commande de l'asservissement en effort double points

ne profite pas de la prédiction du mouvement. Il ne peut que réagir aux forces imposées par le sujet. Ce contrôleur sera en fait utilisé comme une référence en termes de performance de minimisation des forces d'interaction durant nos essais expérimentaux.

Asservissement de la position du robot sur la trajectoire prédite.

La seconde stratégie est d'asservir le robot sur la trajectoire désirée. On exploite alors un correcteur articulaire en position C_p :

$$\Gamma_{d,2} = C_p \varepsilon_q \text{ avec : } \varepsilon_q = [q_d(t) - q(t)] \quad . \quad (4.4)$$

Idéalement, si la prédiction et la précision de positionnement dynamique du robot étaient parfaites, le robot et le sujet produiraient exactement le même mouvement (*i.e.* $q(t) \equiv q_d(t) \equiv q_r(t)$) et aucune force n'apparaîtrait alors à l'interface entre l'homme et le robot. Toutefois cette stratégie n'est pas robuste en raison, notamment, des erreurs de prédiction du mouvement. En effet, afin d'obtenir une grande précision, il est nécessaire d'utiliser des grands gains dans la commande, et si la prédiction $q_d(t)$ diffère du mouvement $q_r(t)$ que souhaite effectuer le sujet, ce qui semble inévitable, de grandes forces risquent d'apparaître aux interfaces. Malgré ce défaut, ce contrôleur a été intégré à nos expérimentations afin d'évaluer expérimentalement son comportement.

Anticipation dynamique de la trajectoire prédite.

La dernière commande exploitable pour notre robot est une anticipation du couple :

$$\Gamma_{d,3} = \hat{\Gamma}_d(q_d, \dot{q}_d, \ddot{q}_d) \quad , \quad (4.5)$$

1. il s'agit d'une hypothèse largement discutable dans le cas de l'interaction multi-port avec le bras d'un sujet humain, mais l'étude de la stabilité couplée de la commande en efforts multi-contacts pour des ports couplés entre eux est un problème assez complexe, qui dépasse le cadre de cette thèse.

où $\hat{\Gamma}_d(q_d, \dot{q}_d, \ddot{q}_d)$ représente l'estimation des couples que les actionneurs doivent appliquer à la structure afin de faire suivre au robot la trajectoire prédite. Il est possible de réaliser cette anticipation en couple de la manière suivante :

$$\hat{\Gamma}_d(q_d, \dot{q}_d, \ddot{q}_d) = \hat{H}(q_d)\ddot{q}_d + \hat{b}(q_d, \dot{q}_d) \quad . \quad (4.6)$$

Encore une fois, avec une prédiction parfaite et une estimation parfaite des couples articulaires, nous devrions obtenir $q(t) \equiv q_d(t) \equiv q_r(t)$. L'avantage de ce contrôleur est donc que, contrairement à la seconde stratégie de commande, les petites divergences entre la prédiction et le mouvement réel n'entraîneront pas l'apparition de forces élevées aux interfaces. C'est pour cette raison qu'il est attendu de cette stratégie de commande qu'elle procure un niveau de transparence plus élevé que les approches classiques.

Dans le reste de l'étude, le contrôleur utilisé, que nous appellerons contrôleur mixte force et position, sera donc une somme pondérée de ces trois stratégies de commande décrites par les équations (4.3), (4.4) and (4.5) :

$$\Gamma_d = \alpha_1 \Gamma_{d,1} + \alpha_2 \Gamma_{d,2} + \alpha_3 \Gamma_{d,3}, \quad (4.7)$$

où $\alpha_i \in [0, 1]$, pour $i \in \{1..3\}$. Afin d'étudier les différentes commandes, de manière indépendante ou couplée, il suffira de faire varier les valeurs des pondérations α_i .

Des études préliminaires de ce contrôleur ont été réalisées sur des robots simples

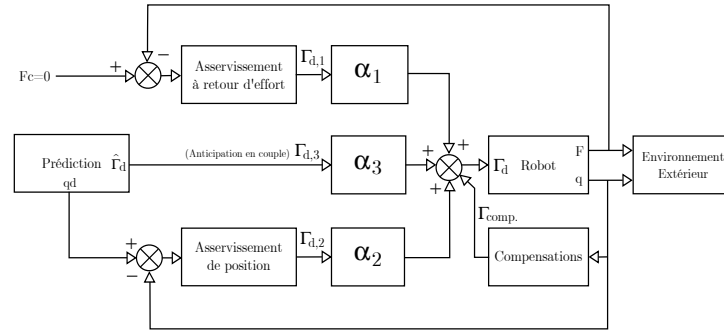


FIGURE 4.2 – Contrôleur mixte

(interaction au niveau de la main) et très rigides (grande bande passante de la boucle d'effort). Les résultats ont été publiés dans [Jarrasse-2008] et [Jarrasse-2008b] mais leur application au problème de la comanipulation avec un exosquelette n'est pas évidente et nous avons préféré ne pas les faire figurer dans ce manuscrit. Toutefois un résumé des expérimentations et des résultats obtenus est visible dans l'annexe D.

4.2.2 Mise en œuvre sur l'exosquelette ABLE

Mettre en œuvre le contrôleur mixte sur l'exosquelette ABLE suppose de régler plusieurs problèmes. Le premier consiste à régler l'asservissement de position, ce qui a été fait au chapitre 2. Le second consiste à être capable de calculer un couple

d'anticipation Γ_{d3} à partir de $q_d(t)$, ce que nous résolvons ici en enregistrant les couples appliqués au robot lorsqu'il suit la trajectoire $q_d(t)$ sous asservissement de position. Les deux derniers consistent à régler une commande en effort et à générer une trajectoire $q_d(t)$. Nous expliquons ci-après comment nous avons procédé.

Réglage des correcteurs en effort.

Le réglage du correcteur PI est ici fait manuellement, en fixant ABLE à un environnement très rigide pour se placer dans une situation défavorable du point de vue de la stabilité. Il ne pose pas de difficultés particulières, si ce n'est que des oscillations à basse fréquence apparaissent rapidement, du fait des flexibilités de la structure. Une mesure expérimentale de la bande passante de la boucle d'effort a été effectuée. Une consigne en couple de fréquence variable Γ_d est envoyée au contrôleur tandis que le couple projeté sur cet axe est enregistré. Cette étude a été réalisée sur un seul axe du robot (Axe 3, flexion/extension de l'épaule) avec le capteur placé au niveau de la fixation du bras. Le diagramme de Bode finalement obtenu permet d'observer une pic de résonance à une fréquence de 6Hz.

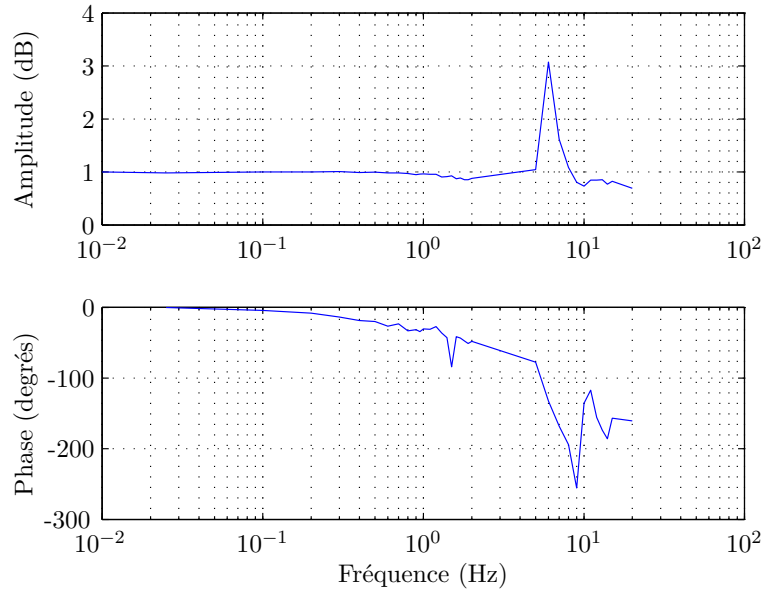


FIGURE 4.3 – Diagramme de Bode expérimental : mise en évidence de la bande passante.

Génération de mouvements cinématiquement compatibles.

Une méthode générale a initialement été développée afin de pouvoir reconstruire les angles anatomiques du membre supérieur du sujet à l'aide de marqueurs CODAmotion®. Cette approche a notamment été utilisée pour le calcul des indices PI_5 , PI_6 et PI_7 dans la méthode d'évaluation décrite au Chapitre 2. Nous lui avons associé un algorithme permettant de convertir les angles anatomiques du sujet en coordonnées articulaires du robot (voir Annexe B). Ce calcul des angles

est effectué simplement, par rapprochement entre les postures des corps du robot et celles du bras, en considérant le robot comme ayant la même cinématique que le bras humain. Plus précisément, partant des angles anatomiques qui définissent l'orientation de l'humérus et celle de l'avant-bras du sujet, on calcule les angles du robot pour obtenir des orientations identiques des corps. Ce calcul est effectué indépendamment de la longueur des segments. Il s'agit naturellement d'un calcul approché, car la géométrie du bras du sujet diffère de celle de l'exosquelette, ce qui fait que les angles diffèrent en pratique, comme il est illustré sur la figure 4.4.

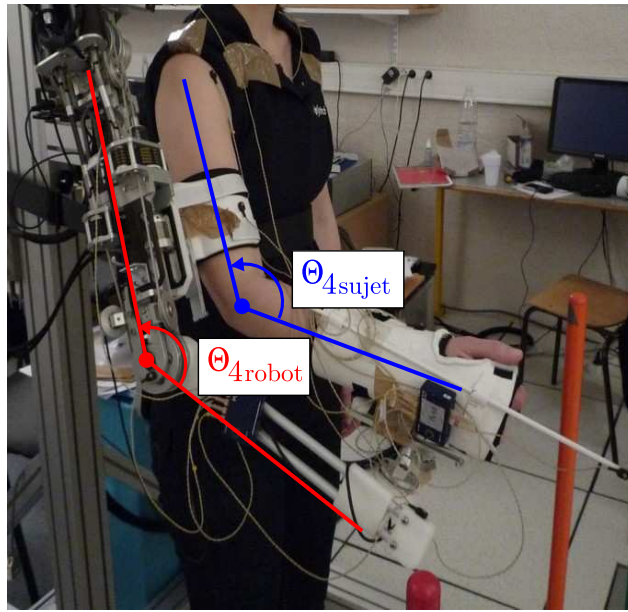


FIGURE 4.4 – Visualisation des décalages angulaires entre le robot et le sujet

Par ailleurs, nous avons proposé au chapitre 3 d'insérer des mécanismes passifs entre le sujet et le robot afin de rendre le système isostatique. Une des conséquences de l'utilisation de tels dispositifs est que les cinématiques sont maintenant compatibles. Autrement dit, le nombre de degrés de liberté de l'exosquelette ABLE est maintenant égal à douze : quatre sont actifs et huit (soit quatre par fixation) sont passifs ; comme le système n'est jamais singulier dans l'espace de travail autorisé et dans les conditions d'utilisation normales, il existe, pour toute position du bras imposant douze contraintes géométriques (trois positions et trois orientations par attelle) une ou plusieurs solutions exactes pour les douze variables articulaires.

Le problème du calcul de $q_d(t)$ est donc un problème de géométrie inverse qui n'est pas tout à fait classique, car la structure n'est ni sérielle ni parallèle. Par ailleurs, une autre particularité pour la mise en œuvre est que huit paramètres articulaires ne sont pas mesurés, de sorte qu'il est difficile de procéder à une identification des paramètres géométriques correspondants.

Un protocole particulier a donc été mis en place afin de pouvoir générer des trajectoires compatibles, basé sur l'identification des centres des fixations et des axes des

attelles. Le mouvement du sujet, sans robot mais avec les attelles équipées de marqueurs, est d'abord enregistrée. Ensuite, les intersections entre l'axe des attelles et l'espace des positions atteignables pour les centres des rotules libres (P_1 et P_2) sont calculées. Enfin les quatre variables articulaires inconnues sont calculées par une méthode itérative. Le détail de cette procédure peut être trouvé dans l'annexe C.

Évaluation des combinaisons du contrôleur mixte Les expérimentations consistent en la réalisation d'un même geste de pointage simple avec le robot et différentes configurations de contrôleur. L'évaluation de la transparence est effectuée en enregistrant la norme des efforts à l'interface entre le robot et le sujet durant la tâche.

Sujets. 3 sujets naïfs aux morphologies adaptées à l'exosquelette ABLE ont donc été choisis pour réaliser ce test.

Obtention de la prédiction du mouvement. Dans ces expérimentations, l'anticipation est effectuée en réinjectant un mouvement caractéristique pré-enregistré ; il est donc important de parfaitement synchroniser le démarrage du mouvement du sujet et le démarrage du mouvement d'anticipation pré-enregistré. La chronologie de l'expérimentation est donc la suivante :

- enregistrement du mouvement du bras sujet lors d'un pointage préalable vers la cible réalisé sans robot,
- calcul des consignes articulaires $q_d(t)$ à envoyer au robot pour faire suivre au bras humain fixé à ce dernier la trajectoire préalablement enregistrée,
- enregistrement des couples envoyés par le contrôleur au robot alors que la trajectoire articulaire calculée précédemment est rejouée par le robot (sans sujet) sous asservissement de position rigide (Γ_d, γ_3),
- réalisation et enregistrement du geste de comanipulation : le sujet, fixé au robot, réalise à nouveau le geste de pointage tandis que le contrôleur mixte envoie au robot des consignes pour suivre de manière synchronisée ce geste grâce à l'action du contrôleur mixte.

Le niveau des efforts aux interfaces est mesuré durant chaque essai de comanipulation et pour chacune des architectures de commande afin de permettre l'évaluation des performances en transparence de chacun.

Dans le but de pouvoir synchroniser cet enregistrement avec le mouvement réel effectué durant les essais, une procédure particulière a donc été mise en place. Le sujet reçoit un interrupteur dans sa main gauche sur lequel il lui est demandé d'appuyer au moment du départ de son mouvement. Ce dispositif déclenche l'enregistrement du mouvement lors de la phase préliminaire sans robot, et servira par la suite de déclencheur pour le contrôleur mixte. Le sujet ayant un temps de réaction répétable, l'assistance du contrôleur mixte est ainsi considérée synchronisée.

Le sujet enfle donc les attelles équipées de marqueurs CODAmotion® qui le relieront par la suite au robot et réalise trois mouvements de pointage successifs vers

la cible hors du robot. Les trajectoires obtenues sont moyennées et utilisés afin de générer une trajectoire du robot cinématiquement compatible.

Une fois que la trajectoire $q_d(t)$ est disponible, l'extrémité du corps terminal du robot est positionnée sur la zone de départ à l'aide du contrôleur en position. La trajectoire moyenne enregistrée et interpolée est alors envoyée au contrôleur du robot comme consigne, pendant que les courants envoyés aux moteurs sont enregistrés. Durant cette expérimentation, la boucle de contrôle en position calcule le couple nécessaire à appliquer sur les actionneurs afin de déplacer la structure du robot le long de la trajectoire du sujet. Les couples de sorties sont donc semblables à $\Gamma_{d,3}$, et seront utilisés comme une anticipation en boucle ouverte pour réaliser la fonction de prédiction du contrôleur.

Réglage robuste du contrôleur. En raison de la nature de l'expérimentation, les réglages des différents asservissements ont été adaptés :

- les gains de l'asservissement en position sont volontairement limités en raison des résultats obtenus lors de campagnes préliminaires sur des manipulandums. Il a en effet été relevé dans [Jarrasse-2008] qu'avec de grands gains, une très faible désynchronisation - difficile à éviter en raison de la variabilité du mouvement humain - génère des échanges d'effort très importants.
- les gains de l'asservissement à retour d'effort utilisés lors des essais de comanipulation ont été abaissés par rapport à ceux utilisés lors de l'évaluation du correcteur, afin de garantir une stabilité suffisamment robuste lors de grands déplacements imposés par le sujet en comanipulation.

Évaluations. Les différentes combinaisons de pondérations évaluées sont présentées ci-dessous :

	Sans Retour d'effort				Avec Retour d'effort				
Expérience #	1	2	3	4	5	6	7	8	9
$\alpha_{force}(\alpha_1)$	0	0	0	0	1	1	1	1	1
$\alpha_{position}(\alpha_2)$	0	1	0	0	0	0.2	0	0	0.2
$\alpha_{prediction}(\alpha_3)$	0	0	1	0.2	0	0	1	0.2	0.2

TABLE 4.1 – Combinaisons évaluées du contrôleur mixte.

Résultats et analyse. Les figures 4.5 et 4.6 ci-dessous présentent les valeurs du niveau de la force moyenne et du moment moyen mesurées lors du mouvement de pointage (aller simple) et moyennées pour les 3 sujets, ainsi que les valeurs de pic de force et de moment enregistrés durant ces mêmes mouvements.

La première observation de ces résultats est que l'asservissement d'effort, du fait des gains limités qui ont été choisis pour prévenir toute oscillation lors de comanipulations avec des sujets, n'est pas très efficace. Ceci peut se déduire de l'évaluation comparée des résultats entre les configurations 1 et 5. Si le pic d'effort est visiblement réduit, la valeur moyenne des efforts n'est pas toujours sensiblement diminuée. On

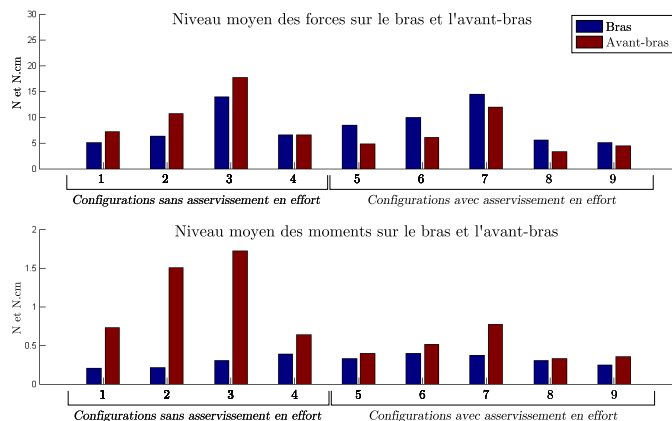


FIGURE 4.5 – Valeurs de la force et du moment moyen échangés durant les neuf expériences avec ABLE

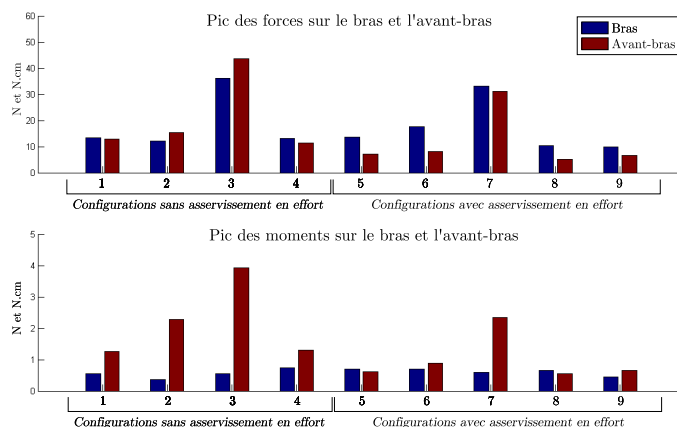


FIGURE 4.6 – Valeurs des pics d'effort et de moment mesurés durant les neuf expériences avec ABLE

voit ici l'effet de filtre passe bas des asservissements, et du retard qu'ils induisent. L'anticipation seule, appliquée avec une pondération $\alpha_3 = 1$ (configuration 3), entraîne l'apparition de grands efforts d'interaction, au même titre que l'asservissement de position seul (configuration 2). Ceci peut s'expliquer par la difficulté de synchroniser le déclenchement du mouvement par un bouton tenu dans la main gauche et la réalisation du mouvement. Plus généralement, c'est le signe d'une grande sensibilité aux erreurs de prédiction du mouvement, lesquelles sont inévitables.

Les deux configurations les plus performantes sont les deux dernières, qui exploitent un retour d'effort et une aide au suivi de trajectoire pondérée à 0,2. La configuration 8 est retenue car plus simple à mettre en œuvre. Par ailleurs, les sujets ayant été interrogés sur la "sensation de présence" du robot au cours des différents essais, ont indiqué préférentiellement la solution 8.

4.3 Évaluation des performances en comanipulation

La configuration permettant de minimiser au mieux les efforts d'interaction est un couplage d'un asservissement à retour d'effort avec une anticipation du couple pondérée à 0,2. Afin d'évaluer pleinement l'apport d'une telle commande, en termes de minimisation des efforts d'interaction, mais aussi de l'altération cinématique du mouvement humain, la méthodologie générale d'évaluation définie au Chapitre 2 a été appliquée aux conditions suivantes : robot compensé en gravité et en frottements et robot sous asservissement d'effort avec anticipation pondérée en couple.

Les seules modifications réalisées par rapport au protocole du Chapitre 2 sont les suivantes :

- 10 sujets naïfs ont effectué les essais,
- 3 conditions ont été testées : "Sans robot", puis deux cas avec le robot (muni de ses attaches mobiles garantissant l'isostaticité) , "Compensé" (en gravité et en frottement) qui représente la configuration précédente n°1 et "Contrôleur mixte" qui représente la configuration précédente n°8 (asservissement à retour d'effort + anticipation réduite)
- seules 3 répétitions du mouvement de pointage dans chacune des conditions ont été demandées aux sujets,
- les sujets ont effectué les essais assis,
- les cibles ont été placées à une distance de 35cm au lieu de 45cm du point de départ afin de limiter l'amplitude des mouvements et donc la vitesse des mouvements (isochronie du mouvement humain).

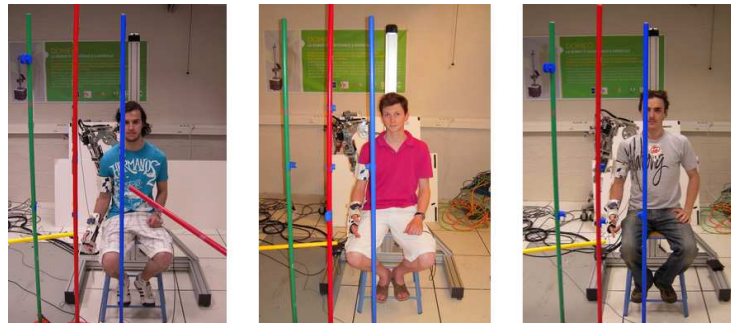


FIGURE 4.7 – Vue des 3 sujets dans la plateforme expérimentale lors de l'évaluation du contrôleur mixte

Les résultats obtenus sont présentés ci-dessous. Il est important de noter que des différences pourront être observées entre les résultats pour la condition "avec robot compensé et fixations libérées" obtenus durant cette campagne et ceux obtenus lors de l'évaluation des fixations présentée au Chapitre 3. Les deux campagnes ont en effet été réalisées à plusieurs mois d'intervalle ; le robot ainsi que les mécanismes de fixations exhibent donc un comportement mécanique différent (usure et déformation entraînant notamment de la friction).

4.3.1 Trajectoires du point de travail : PI_1 à PI_4

Il est difficile de distinguer des changements clairs en visualisant la trajectoire du point de travail sous différentes conditions, présentée sur la Fig. 4.8. On notera

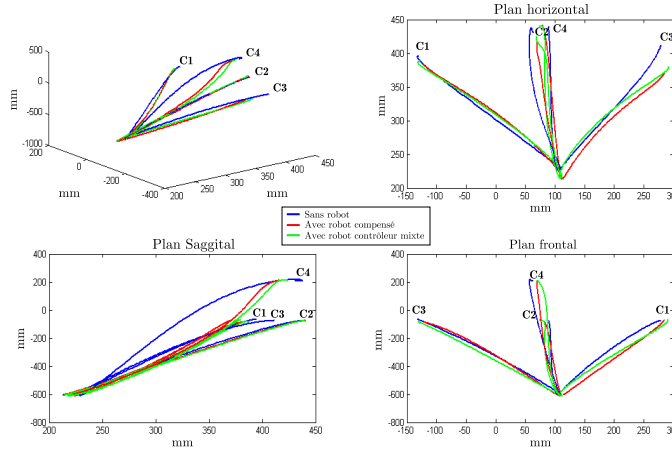


FIGURE 4.8 – Trajectoires du pointeur d'un sujet dans les trois conditions. Les lignes bleues représentent la condition "Sans robot", les rouges "Avec robot compensé", les vertes "Avec robot sous asservissement d'effort et anticipation réduite".

toutefois que l'utilisation de ce contrôleur ne semble pas altérer de manière notable la trajectoire du point travail.

A partir des résultats présentés en Fig. 4.9 qui sont moyennés sur les 10 sujets et les 3 répétitions, il apparaît même que l'ajout de la configuration optimale du contrôleur mixte (retour d'effort et anticipation réduite) semble avoir un effet bénéfique, autant sur certains aspects temporels de la trajectoire que sur son aspect géométrique. Les conclusions suivantes peuvent être tirées de l'analyse des indices PI_1 à PI_4 :

- le PI_1 (Temps d'exécution) indique que la durée du mouvement est significativement plus courte avec le contrôleur mixte et se rapproche de la durée mesurée sans robot ($F(1, 9) = 18, 32$; $p < 0.01$). Toutefois, ce dernier semble "emporter le sujet" dans le cas de la cible 4 (cible située en hauteur).
- le PI_2 (Symétrie du profil de vitesse) indique que le contrôleur a un effet bénéfique, en permettant d'obtenir des profils de vitesse plus symétriques (valeur plus proche de 0,5) que ceux obtenus avec les compensations seules ($F(1, 9) = 23, 14$; $p < 0.01$).
- le PI_3 (Jerk) permet d'observer que le niveau de jerk obtenu avec le contrôleur mixte est sensiblement plus faible pour les cibles 2 et 3 mais n'apporte que peu d'améliorations par rapport à de simples compensations pour les cibles 1 et 4. L'utilisation du contrôleur mixte en plus des compensations semble donc permettre au sujet, pour certains types de mouvements, de réaliser des mouvements plus fluides et nécessitant donc moins de corrections de trajectoires (de la part du sujet). Il est important de remarquer que l'apport du contrôleur mixte est positif ou neutre mais n'entraîne jamais d'altération marquée de la

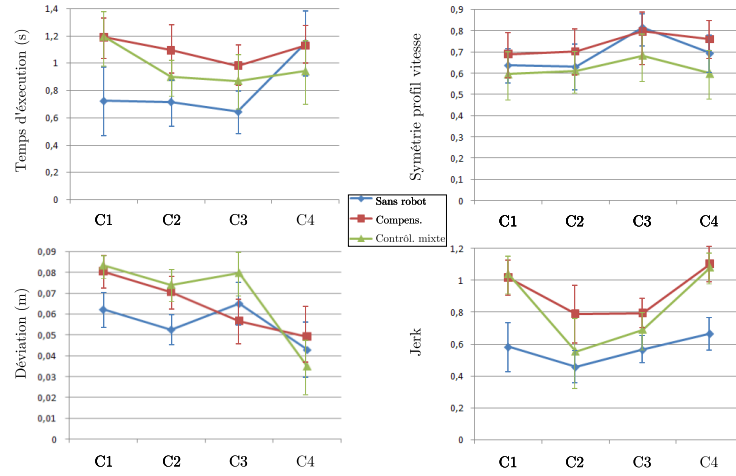


FIGURE 4.9 – PI_1 à PI_4 . En bleu : sans robot ; en rouge : avec compensations ; en vert : avec le contrôleur mixte.

fluidité du mouvement. Toutefois les tests ANOVA montrent que l'observation n'est pas statistiquement significative (dépendance des résultats à la cible).

- le PI_4 (Courbure du chemin) montre que, en dehors d'un faible effet sur la cible 3 (augmentation de la courbure sans doute liée à un emportement du sujet par le robot), le chemin emprunté par le point de travail avec le contrôleur mixte semble similaire à celui obtenu avec les compensations seules. L'apport de la commande en effort et de l'anticipation ne semble pas avoir d'effet particulier sur la courbure de la trajectoire (pas d'observations statistiquement significatives).

De manière générale, il apparaît donc que, même s'il tend légèrement à rapprocher le mouvement avec robot du mouvement libre, le contrôleur mixte n'a pas d'effet réellement marqué sur les trajectoires du point de travail.

4.3.2 Analyse des rotations articulaires : PI_5 à PI_7

PI_5 et PI_6 : Postures angulaires finales et amplitudes articulaires des mouvements. Comme il est présenté en Fig. 4.10, les postures finales ainsi que les amplitudes articulaires de l'épaule sont semblables lorsque le contrôleur mixte est actif ou lorsque seules les compensations sont employées, à celles observées lors des mouvements libres sans robot.

Les quelques légères altérations de la posture finale et de l'amplitude articulaire du coude observées pour la cible 3 semble à nouveau témoigner de l'emportement du sujet par le robot.

D'un point de vue général, les faibles variations observées entre les 3 conditions (atteignant au maximum 10°) témoignent du faible impact de la commande sur les caractéristiques des trajectoires articulaires.

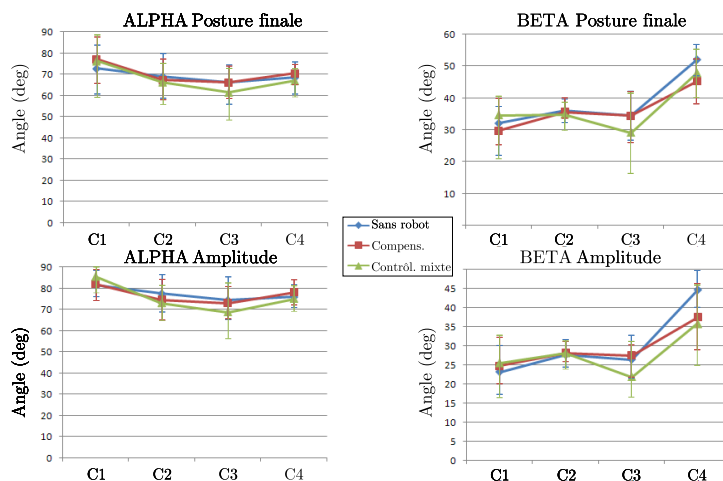


FIGURE 4.10 – PI_5 et PI_6 : Postures articulaires finales et amplitudes articulaires des mouvements pour les deux angles considérés (élévation de l'épaule et extension du coude). En bleu : sans robot ; en rouge : avec compensations ; en vert : avec le contrôleur mixte.

PI_7 : Cyclogramme de la vitesse articulaire de l'épaule en fonction de la vitesse articulaire du coude. La Fig. 4.11 présente les cyclogrammes d'un sujet durant les pointages vers les 4 cibles.

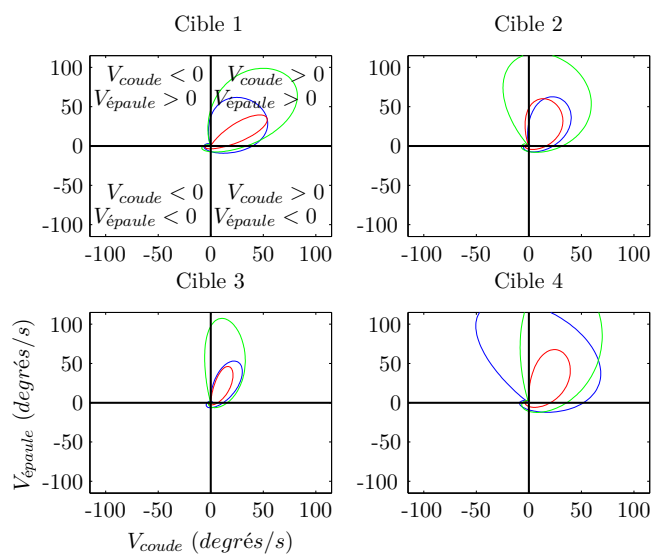


FIGURE 4.11 – PI_7 : Exemple de cyclogrammes en vitesse des mouvements d'un sujet vers les 4 cibles (En bleu : sans robot ; en rouge : avec compensations ; en vert : avec le contrôleur mixte).

Comme il a été dit précédemment, l'analyse de la forme générale des cyclogrammes permet de déterminer si la coordination articulaire a été préservée à un facteur de vitesse près. C'est bien le cas ici : la coordination articulaire est globalement préservée, et qu'à un facteur de vitesse près la forme des cyclogrammes est proche de celle du mouvement libre .

Des décalages des cyclogrammes vers d'autres quadrants sont par contre observées avec l'utilisation du contrôleur mixte. Ainsi les cibles 2 et 3 sont atteintes avec un mouvement du coude biphasique (changement de signe de la vitesse du coude) qui normalement n'est pas observé dans un mouvement libre.

L'information importante qui ressort de l'analyse de ce PI est l'augmentation globale des vitesses articulaires qui témoigne d'un léger emportement du bras du sujet par le robot plus prononcé avec le contrôleur mixte, phénomène préalablement observé sur les PI_1 à PI_6 .

4.3.3 Analyse des forces d'interaction PI_8 et PI_9

La Fig. 4.12 représente la norme des forces et moments échangés entre le sujet et le robot au travers des fixations (PI_8). Le tableau ci-dessous récapitule les

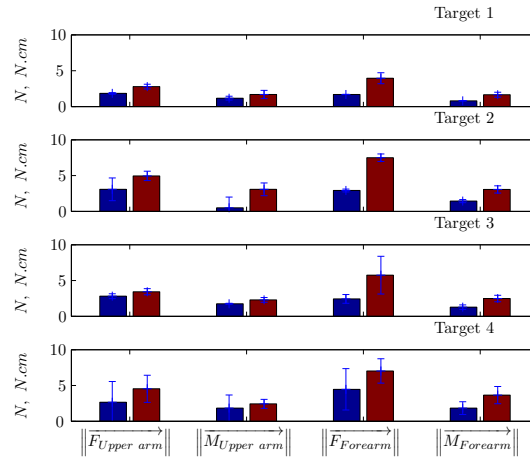


FIGURE 4.12 – PI_8 : Norme des forces et moments appliqués sur les deux fixations durant les mouvements vers les 4 cibles (Moyenne sur 10 sujets) (En rouge : avec compensations ; en bleu : avec le contrôleur mixte)

pourcentages de diminution du niveau des efforts d'interaction présentés dans la Fig. 4.12. L'utilisation du contrôleur mixte permet ainsi une diminution effective du

% de diminution	F_{bras}	M_{bras}	$F_{poignet}$	$M_{poignet}$
Cible 1	34%	31%	57%	51%
Cible 2	37%	83%	60%	53%
Cible 3	19%	23%	57%	48 %
Cible 4	38%	24%	36%	49%

TABLE 4.2 – Pourcentages de diminution du niveau des efforts d'interaction obtenus avec le contrôleur mixte en comparaison du contrôleur simple (compensations seules)

niveau des forces, exacerbées pour la cible 2 (cible dans le plan vertical nécessitant seulement l'utilisation des flexions d'épaule et de coude, et qui est donc aisément gérée par le contrôleur mixte). Une diminution moyenne d'environ 32% est donc observée pour les forces appliquées sur le bras et 40% pour les moments. Pour le

poignet, la diminution est de l'ordre de 52% pour les forces et 50% pour les moments.

La Fig. 4.13 représente quant à elle la valeur absolue de chacune des composantes d'efforts échangées (PI_9); tandis que le tableau ci-dessous récapitule

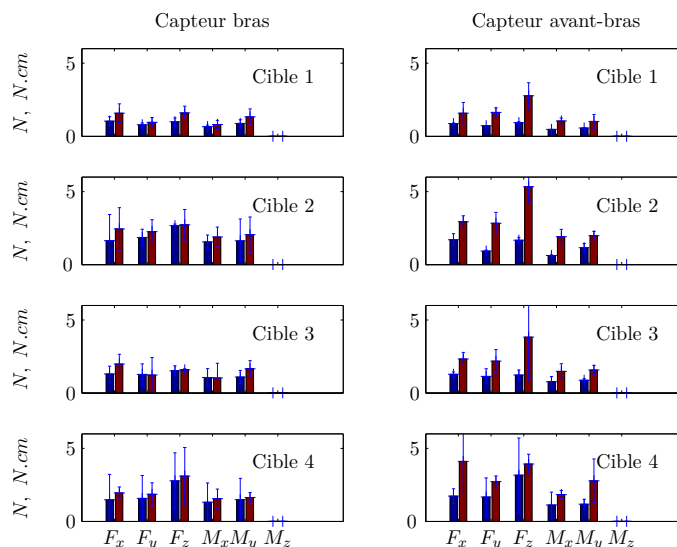


FIGURE 4.13 – PI_9 : Valeur absolue de chacune des composantes d'effort mesurées par les capteurs du bras et de l'avant-bras (Moyenne sur 10 sujets)(En rouge : avec compensations; en bleu : avec le contrôleur mixte)

les pourcentages de diminution du niveau des composantes d'efforts d'interaction

%	F_x bras	F_y bras	F_z bras	M_x bras	M_y bras	M_z bras
Cible 1	33 %	18%	37%	18%	33%	27%
Cible 2	33%	17%	2 %	17%	20%	-28%
Cible 3	34%	-3%	5 %	-3%	34%	-26%
Cible 4	37 %	24%	15%	10%	9%	8%
Moyenne	20%	26%	29%	47%	20%	4%
%	F_x av. bras	F_y av. bras	F_z av. bras	M_x av. bras	M_y av. bras	M_z av. bras
Cible 1	44 %	55%	66%	55%	45%	0.4%
Cible 2	41%	67%	68%	67%	41%	17%
Cible 3	44%	47 %	67 %	47%	44 %	37%
Cible 4	60%	56%	64%	56%	59%	-3%
Moyenne	57%	38%	20%	39%	57%	10%

TABLE 4.3 – Pourcentages de diminution du niveau des composantes d'efforts d'interaction

observées en Fig. 4.13.

On peut ainsi observer une diminution importante du niveau des composantes de forces appliquées par le robot sur l'avant-bras. Ceci peut s'expliquer par le fait qu'à travers les fixations passives, les efforts de l'exosquelette appliqués sur l'avant-bras sont générés par deux articulations : celle de la flexion/extension du coude et celle de la rotation interne/externe de l'épaule.

Or, cette dernière liaison est réalisée à l'aide d'un mécanisme de chariot à billes monté sur un rail courbe et son mouvement résulte du couplage de deux action-

neurs, exhibant ainsi un niveau de frottement plus élevé que celui des autres axes. L'actionneur du coude a, quant à lui, subi des dommages lors de précédents essais qui ont introduit un frottement visqueux important.

4.4 Conclusions

Dans ce chapitre, une évaluation expérimentale des différentes méthodes d'utilisation d'une prédiction du mouvement humain au sein d'une commande d'un exosquelette multi-contacts a été présentée.

Pour parvenir à ce résultat, une commande en efforts multi-contacts a été mise au point et une méthode innovante de calcul des trajectoires du robot cinématiquement compatibles avec celles du bras a pu être utilisée grâce à l'emploi des fixations à degrés de libertés passifs. L'asservissement à retour d'effort multi-contacts a, lors de son évaluation dans le cadre d'une comanipulation avec un sujet sain, présenté comme cela était à prévoir, des performances réduites, du fait de la flexibilité de la structure et de la chaîne d'actionnement.

Une configuration de contrôleur mixte "effort et position" composé de plusieurs contrôleurs simples pondérés a donc été choisie en fonction de ses capacités à réduire le niveau des efforts d'interaction de manière plus efficace qu'une boucle à retour d'effort utilisée seule lors d'une campagne expérimentale d'évaluation durant une tâche de pointage 3D.

Enfin la configuration optimale du contrôleur mixte a été évaluée plus finement à l'aide de la méthodologie d'évaluation générale (évaluation cinématique et en force) définie au Chapitre 2.

Les résultats obtenus ont ainsi permis de montrer que l'ajout d'une anticipation pondérée en couple à un asservissement à retour d'effort permet de rendre ce dernier plus performant avec un exosquelette multi-contacts à faible bande passante, en permettant d'abaisser de manière importante le niveau des efforts échangés avec le sujet tout en limitant l'altération de la trajectoire du mouvement humain par rapport à l'emploi de compensations seules.

Conclusion et perspectives

Nous nous sommes intéressés dans le cadre de cette thèse au développement d'exosquelettes en vue de leur exploitation pour la rééducation neuromotrice.

Les travaux réalisés au cours de cette recherche ont principalement permis de mettre au point une méthode générale de synthèse de mécanismes de fixation articulés passifs permettant de coupler un membre humain à un exosquelette en garantissant l'isostaticité globale du couplage, ainsi qu'une commande en effort multi-contacts exploitée au sein d'un contrôleur mixte utilisant la prédiction du mouvement humain pour améliorer les capacités d'accompagnement du mouvement.

L'apport de ces briques élémentaires, en termes de qualité d'interaction, a pu être évalué à l'aide d'une méthode de caractérisation de l'interaction physique homme-robot, en analysant simultanément les efforts et la cinématique des gestes. Une amélioration nette de la qualité de l'interaction a ainsi été observée.

Au delà des contributions méthodologiques, notre travail a été consacré à la conduite de nombreuses campagnes expérimentales autour de l'exosquelette ABLE. Sur la base de cet acquis expérimental, il nous semble pouvoir affirmer, à l'heure du bilan, que l'exosquelette ABLE est prêt à être employé dans le cadre d'une rééducation neuro-motrice. La maîtrise des efforts d'interaction a permis d'obtenir un mode transparent suffisamment performant pour pouvoir être utilisé comme machine de rééducation, voire comme un outil de mesure des mouvements dans l'espace, libres ou dans un champ de force, offrant ainsi la possibilité d'accéder à des données caractéristiques de l'ensemble du membre supérieur jusqu'ici inaccessibles. Les équipes de soin de l'hôpital de Garches, avec lesquelles nous avons travaillé, en sont convaincues et planifient des essais d'acceptabilité avec des patients atteints d'hémiplégie. Par ailleurs, la qualité de l'interaction ouvre des perspectives dans le domaine de la caractérisation du comportement moteur en neurosciences. Ainsi, ABLE va être exploité d'ici peu dans le cadre du projet AIDER (Analyse des Interactions Dynamiques avec un Exosquelette) visant à étudier le rôle de la copie efférente dans la perception et la commande du bras humain. ABLE sera exploitée pour réduire les effets de la gravité appliqués sur le bras lors de la réalisation de mouvements de pointage.

Il nous semble par ailleurs que les perspectives de notre travail sont nombreuses. Dans le domaine de la commande, nous n'avons pas approfondi l'étude de la commande en efforts multi-contacts, en particulier l'étude de stabilité couplée ou de passivité. Elle reste à être conduite pour une optimisation des réglages des boucles et une garantie de robustesse. Par ailleurs, nous avons montré l'apport d'une prédiction du mouvement dans le cadre de la réalisation de gestes répétitifs. On peut penser qu'il serait utile, à l'avenir, de développer ces capacités pour des gestes variant plus largement au cours d'exercices fonctionnels (saisie d'objets sur une table).

En effet, l'intention motrice et la concentration du patient étant des éléments importants de la thérapie, on peut imaginer qu'elles soient mieux mobilisées dans des exercices non strictement répétitifs. Mais se posera alors le problème de la prédiction du mouvement humain qu'il est nécessaire de fournir au contrôleur mixte. Des études pourraient être conduites dans ce domaine, en exploitant les modèles neuro-computationnels du mouvement humain qui ne cessent de s'affiner ou la relation main-oeil qui fait du regard, qui est une donnée mesurable en temps réel par des oculomètres, un prédicteur des mouvements de la main.

Il subsiste par ailleurs une étape à franchir avant de rejoindre le monde clinique. En effet, dans cette thèse, seuls les aspects bas-niveau ont été étudiés. Mais l'utilisation d'un exosquelette dans une thérapie rééducative doit passer par l'ajout de modes de commande haut niveau. En particulier, la capacité à gérer la coordination articulaire et à générer des champs de force précis devrait rapidement permettre aux exosquelettes de proposer des modes de commande se focalisant sur les synergies. Une étude est ainsi actuellement en cours au sein de l'ISIR visant à exploiter des champs de forces élastiques et visqueux dans l'espace articulaire du robot afin de réaliser des modes de commande destinés à encourager certaines synergies articulaires saines choisies. Ces travaux font donc appel aux notions de synergie motrice, qu'ABLE, par ses capacités de mesure et d'action aujourd'hui optimisées, va permettre d'étudier et de mieux comprendre dans le cadre de la réalisation de tâches en trois dimensions.

Ensuite, la mise au point d'exercices, puis de protocoles pourra commencer en vue de la définition de thérapies exploitant les nouvelles capacités de la robotique. Ce travail devra s'opérer en collaboration étroite avec des équipes de kinésithérapeutes, d'ergothérapeutes et de chercheurs en médecine physique en robotique pour permettre le développement sur ces exosquelettes d'exercices réellement innovants exploitant les possibilités qu'offrent de tels dispositifs (en termes de mesures quantitatives, de maîtrise en temps réel des aspects cinématiques et de force ainsi que des coordinations articulaires).

Enfin, et enfin seulement, pourront être envisagées des évaluations cliniques, dont on a pu mesurer au Chapitre 1 la grande complexité. Il nous semble que les bases ont été ici posées pour avancer de façon sereine et solide vers cet objectif, même si l'objectif reste lointain.

Liste des publications

Chapitre de livre

- Robertson J., Jarrassé N. et Roby-Brami A. *Rehabilitation robots : a complement to virtual reality*. 2010, *Presses Universitaires de Caen, Schedae*.

Articles de revue

- Jarrassé N., Tagliabue M., Robertson J., Maiza A., Roby-Brami A. et Morel G. *A methodology to quantify alterations in human upper limb movement during co-manipulation with an exoskeleton*. 2010, *Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering*
- Robertson J., Roby-Brami A., Jarrassé N., Pasqui V. et Morel G. *La conception d'un robot de rééducation du membre supérieur*. 2009, *Kinésithérapie La Revue*.
- Robertson, J., Jarrasse, N., Pasqui, V. et Roby-Brami, A. *Utilisation de robots en reeducation : interet et perspectives*. 2007, *Lettre de Medecine Physique et Readaptation*.

Actes de conférence

- Crocher V., Jarrassé, N., Sahbani A., Roby-Brami A. et Morel, G. *hanging human upper-limb synergies with an exoskeleton using viscous fields*. 2011, *IEEE Int. Conference on Robotics and Automation*. Shanghai, China.
- Jarrassé, N. et Morel, G. *On the kinematic design of exoskeletons and their fixations with a human member*. 2010, *Robotics : Science and Systems Conference*. Zaragoza, Spain.
- Jarrassé, N. et Morel, G. *A formal method for avoiding hyperstaticity when connecting an exoskeleton to a human member*. 2010, *IEEE Int. Conference on Robotics and Automation*. Anchorage, Alaska.
- Jarrassé, N. et Morel, G. *A Methodology to Design Kinematics of Fixations between an Orthosis and a Human Member*. 2009, *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*. Singapore.
- Jarrasse, N., Paik, J., Pasqui, V. et Morel, G. *Experimental Evaluation of Several Strategies for Human Motion Based Transparency Control* 2008, *11th International Symposium on Experimental Robotics 2008*. Athens, Greece.
- Jarrasse, N., Robertson, J., Garrec, P., Paik, J., Pasqui, V., Perrot, Y., Roby-Brami, A., Wang, D. et Morel, G. *Design and acceptability assessment of a new reversible orthosis*. 2008, *Intelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on*. Nice, France.

- Jarrasse, N., Paik, J., Pasqui, V. et Morel, G. *How can human motion prediction increase transparency ?* 2008, *IEEE Int. Conference on Robotics and Automation*. Pasadena, CA.
- Grand, C., Jarrasse, N. et Bidaud, Ph. *Innovative concept of unfoldable wheel with an active contact adaptation mechanism*. 2007, *Proc. of The 12th IFToMM World Congress in Mechanism and Machine Science*. Besançon, France.
- Grand, C., Jarrasse, N. et Bidaud, Ph. *Design of an innovative unfoldable wheel with contact surface adaptation mechanism for planetary rovers*. 2006, *Proceedings of ASTRA'06 : 9th ESA Workshop on Advanced Space Technologies for Robotics and Automation*. Noordwijk, The Netherlands.

Workshop

- Interfacing a human member with a robotic exoskeleton. 2009, *10th Dutch-Belgian Haptics Meeting, Bruxelles*.
- Exploitation d'un exosquelette en rééducation du membre supérieur : le problème de la transparence. 2009, *GT1 Workgroup on Medical Robotics "Assistance à la personne" (French Research Group in Robotics), Paris*.
- On the connection of exoskeleton with human limbs. 2009, *Workshop Human Robot Interaction International Conference On Robotics and Automation, Japan*.

Modélisation, identification de ABLE

A.1 Modélisation géométrique

Les matrices de transformation homogènes de l'exosquelette utilisées pour le calcul du paramétrage de Denavit-Hartenberg sont les suivantes. Soit $C(\theta_i) = \cos(\theta_i)$ et $S(\theta_i) = \sin(\theta_i)$, alors :

$$T_{01} = \begin{pmatrix} \cos(\theta_1) & -\sin(\theta_1) & 0 & 0 \\ \sin(\theta_1) & \cos(\theta_1) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad T_{12} = \begin{pmatrix} \cos(\theta_2) & -\sin(\theta_2) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ \sin(\theta_2) & \cos(\theta_2) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$T_{23} = \begin{pmatrix} \cos(\theta_3) & -\sin(\theta_3) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta_3) & -\cos(\theta_3) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad T_{34} = \begin{pmatrix} \cos(\theta_4) & -\sin(\theta_4) & 0 & Lbras \\ \sin(\theta_4) & \cos(\theta_4) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

avec $\mathbf{T}_{04} = \mathbf{T}_{01} \cdot \mathbf{T}_{12} \cdot \mathbf{T}_{23} \cdot \mathbf{T}_{34}$.

A l'aide de ce paramétrage, il est possible de calculer la rotation de $R_{0 \rightarrow 3}$.

$$R_{0 \rightarrow 3} = \begin{pmatrix} -C1 \cdot S2 \cdot S3 + S1 \cdot C3 & -C1 \cdot S2 \cdot C3 + S1 \cdot S3 & C1 \cdot C2 \\ -S1 \cdot S2 \cdot S3 - C1 \cdot C3 & -S1 \cdot S2 \cdot C3 - C1 \cdot S3 & S1 \cdot C2 \\ -C2 \cdot S3 & -C2 \cdot C3 & -S2 \end{pmatrix}$$

Reconstruction des angles anatomiques : cas général

B.1 Cinématique du bras

B.1.1 Définition du paramétrage

Le modèle choisi est une adaptation du système de coordonnées articulaires défini par l'ISB "International Society of Biomechanics" défini dans [Wu-2005]. Les adaptations suivantes ont toutefois été effectuées :

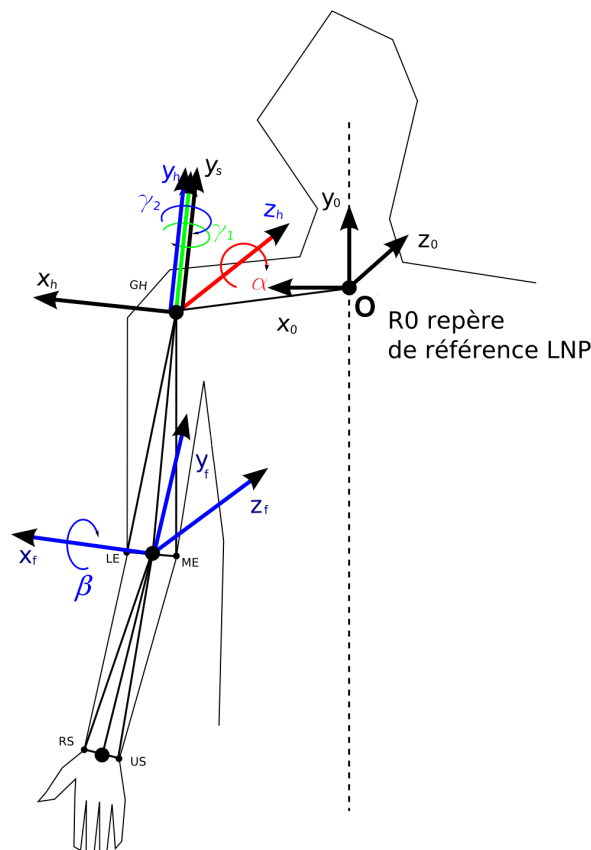


FIGURE B.1 – Paramétrage du système de coordonnées articulaires du membre supérieur humain (positionnement des repères liés à l'humérus et à l'avant-bras).

- L'hypothèse de départ est que les mouvements de l'omoplate et ceux de la clavicule ne sont pas considérés. Dans cette étude le point GH est donc considéré fixe. De ce fait seul le paramétrage du système de coordonnées articulaires de l'humérus relatif au thorax a été retenu.
- Afin de suivre le modèle défini dans [Hanneton-2009], une rotation de 90° est appliquée au repère lié à l'humérus autour de $\vec{Y}_h$ afin de positionner l'axe $\vec{X}_h$ dans le plan transverse.

Les repères sont orientés de la façon suivante. Pour le repère fixe R_0 , centré en O au milieu de la droite reliant les deux gléno-humérales du sujet :

- L'axe $\vec{Y}_0$ est vertical ascendant.
- L'axe $\vec{Z}_0$ est horizontal, dans le plan sagittal, pointant vers l'arrière.
- L'axe $\vec{X}_0$ est donc horizontal, dans le plan frontal, pointant vers la droite du sujet.

Pour le repère lié à l'humérus R_h :

- L'origine du repère coïncide avec le point GH.
- $\vec{Y}_h$ est la ligne reliant GH et le point EC milieu du segment EL et EM, pointant vers GH. C'est donc " l'axe de l'humérus " pointant vers l'épaule.
- $\vec{X}_h$ est le vecteur support de la droite liant EL à EM, pointant de EM vers EL.
- $\vec{Z}_h$ supporte donc à la droite perpendiculaire à $\vec{X}_h$ et $\vec{Y}_h$ et pointe vers l'arrière ($\vec{Z}_h = \vec{X}_h \wedge \vec{Y}_h$).

Pour le repère lié à l'avant bras R_f :

- L'origine du repère coïncide avec EC.
- $\vec{Y}_f$ est le vecteur support de la droite passant par le milieu de $[US - RS]$ et EC, pointant vers EC.
- $\vec{Z}_f$ est support de la droite perpendiculaire au plan passant par US, RS et EC et pointant vers l'arrière.
- $\vec{X}_f$ est le support de la droite perpendiculaire au plan formé par $\vec{X}_f$ et $\vec{Y}_f$ pointant vers la droite du sujet (vecteur normé de US vers RS).

Par ailleurs, selon la convention de l'ISB, les angles autour de $\vec{X}_i$ sont notés β_i , les angles autour de $\vec{Y}_i$ sont notés γ_i et les angles autour de $\vec{Z}_i$ sont notés α_i . Les angles paramétrant l'orientation de l'humérus par rapport au tronc sont trois angles d'Euler YZY : γ_1 autour de $\vec{Y}_0$ puis α autour de $\vec{Z}$ obtenu par la première rotation à partir de R_0 , puis γ_2 autour de $\vec{Y}_h$. S'agissant du coude, le paramétrage choisi suggère un paramétrage XZY, le premier angle β représentant la flexion du coude, le deuxième étant nul en principe et le troisième correspondant à la prono-supination. Seule la rotation d'un angle β autour de $\vec{X}_f$ est considérée dans cette étude.

La matrice de rotation du repère R_0 vers le repère R_h est donc donnée par :

$$R_{0 \rightarrow h} = \begin{pmatrix} C\gamma_1 & 0 & S\gamma_1 \\ 0 & 1 & 0 \\ -S\gamma_1 & 0 & C\gamma_1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} C\alpha & -S\alpha & 0 \\ S\alpha & C\alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} C\gamma_2 & 0 & S\gamma_2 \\ 0 & 1 & 0 \\ -S\gamma_2 & 0 & C\gamma_2 \end{pmatrix}$$

$$R_{0 \rightarrow h} = \begin{pmatrix} C\alpha \cdot C\gamma_1 \cdot C\gamma_2 - S\gamma_2 \cdot S\gamma_1 & -S\alpha \cdot C\gamma_1 & S\gamma_2 \cdot C\alpha \cdot C\gamma_1 + S\gamma_1 \cdot C\gamma_2 \\ S\alpha \cdot C\gamma_2 & C\alpha & S\alpha \cdot S\gamma_2 \\ -C\gamma_2 \cdot S\gamma_1 \cdot C\alpha - C\gamma_1 \cdot S\gamma_2 & S(\gamma_1) \cdot S\alpha & -S\gamma_2 \cdot S\gamma_1 \cdot C\alpha + C\gamma_1 \cdot C\gamma_2 \end{pmatrix}$$

La matrice de rotation du repère R_0 vers le repère R_h (avec les deux dernières rotations nulles) est donc donnée par :

$$R_{0 \rightarrow f} = R_{0 \rightarrow h} \cdot \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & C(\beta) & -S(\beta) \\ 0 & S(\beta) & C(\beta) \end{pmatrix}$$

B.1.2 Reconstruction des paramètres à partir des données CODAmotion®

Les campagnes expérimentales menées dans le cadre du projet BRAHMA ont été réalisées en plaçant 7 marqueurs sur le bras du sujet dont les positions sont repérées grâce au système CODAmotion®. À partir des marqueurs positionnés sur le bras, les différents axes du bras sont reconstruits.

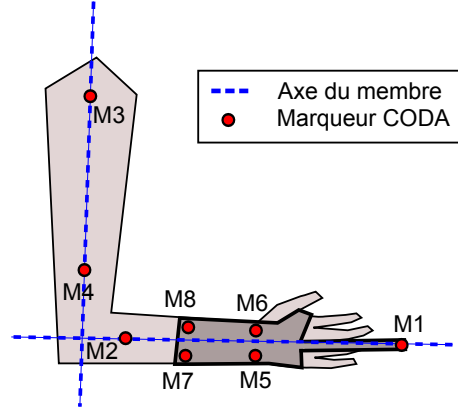


FIGURE B.2 – Vue latérale du bras du sujet équipé des marqueurs utilisés pour la reconstruction des paramètres articulaires du bras

L'axe $(GH, \vec{Y}_h)$ porté par le vecteur $\overrightarrow{M_4 M_3}$. Mesurer ce dernier permet de reconstruire γ_1 et α . En effet, puisque :

$$R_{0 \rightarrow h} = \begin{pmatrix} C\alpha \cdot C\gamma_1 \cdot C\gamma_2 - S\gamma_2 \cdot S\gamma_1 & -S\alpha \cdot C\gamma_1 & S\gamma_2 \cdot C\alpha \cdot C\gamma_1 + S\gamma_1 \cdot C\gamma_2 \\ S\alpha \cdot C\gamma_2 & C\alpha & S\alpha \cdot S\gamma_2 \\ -C\gamma_2 \cdot S\gamma_1 \cdot C\alpha - C\gamma_1 \cdot S\gamma_2 & S(\gamma_1) \cdot S\alpha & -S\gamma_2 \cdot S\gamma_1 \cdot C\alpha + C\gamma_1 \cdot C\gamma_2 \end{pmatrix}$$

Il est possible d'identifier la deuxième colonne à

$$\begin{bmatrix} a \\ b \\ c \end{bmatrix} = \frac{1}{\|\overrightarrow{M_4 M_3}\|} \overrightarrow{M_4 M_3} = u,$$

d'où il vient :

$$\begin{cases} \alpha_{GH} = \arccos(b) \\ \gamma_{GH1} = \operatorname{atan2}\left(\frac{c}{\sin(\alpha)}, \frac{-a}{\sin(\alpha)}\right) \end{cases}$$

Il est important de noter qu'avec ce calcul, l'angle d'élévation α est intrinsèquement supposé être compté entre 0 et π et que, pour des raisons anatomiques, il reste toujours supérieur à quelques degrés (on peut noter que s'il était nul, le paramétrage serait singulier).

De la même façon, l'axe $(EC, \vec{Y}_f)$ porté par le vecteur $\overrightarrow{M_{78}M_2}$ où M_{78} est le milieu de $[\overrightarrow{M_7M_8}]$. Le reconstruire permet de calculer γ_2 et β . En notant R_i le repère intermédiaire obtenu à partir de R_0 et en appliquant les deux premières rotations γ_1 et α (déjà reconstruites, donc supposées connues), il est possible de calculer la rotation :

Ici dans la configuration définie

$$\underbrace{R(\gamma_{GH1}, \vec{Y}) \cdot R(\alpha_{GH}, \vec{Z})}_{R_{i \rightarrow 0}} \cdot \underbrace{R(\gamma_{GH2}, \vec{Y}) \cdot R(\beta_{HF}, \vec{X})}_{R_{i \rightarrow 0}}$$

et

$${}^iY_f = R_{i \rightarrow 0} \cdot {}^OY_f$$

$$\text{Or } {}^iY_f = R_{i \rightarrow f} \cdot {}^FY_f = 2\text{eme colonne de } R_{i \rightarrow f} \text{ avec } {}^FY_f = \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix}$$

$\vec{Y}_f$ peut donc être reconstruit dans le repère de base R_i en calculant :

$$\begin{bmatrix} a' \\ b' \\ c' \end{bmatrix} = \frac{1}{\|\overrightarrow{M_{78}M_2}\|} \underbrace{R_{i \rightarrow 0}(\gamma_{GH1}, \alpha_{GH})^0 \overrightarrow{M_{78}M_2}}_{{}^i\overrightarrow{M_{78}M_2}} = v$$

Et en identifiant à la deuxième colonne de $R_{i \rightarrow f}$ il vient :

$$\begin{cases} \beta_{HF} = \text{acos}(b') \\ \gamma_{GH2} = \text{atan2}\left(\frac{a'}{\sin \beta_{HF}}, \frac{c'}{\sin \beta_{HF}}\right) \end{cases}$$

Il est important de noter qu'avec ce calcul, l'angle de flexion du coude β_{HF} est intrinsèquement supposé être compté entre 0 et π et qu'il reste toujours supérieur à quelques degrés (s'il était nul, le paramétrage serait singulier). Ceci est vérifié en particulier dans les expériences avec l'exosquelette étant donné que cette dernière possède un degré de flexion du coude minimal de l'ordre de 13° .

B.2 Définition des relations entre les paramètres articulaires du robot et les rotations instantanées du bras humain.

Les angles du robot habituellement utilisés au niveau de l'exosquelette pour décrire la cinématique du bras (angle d'abduction/adduction, angle de rotation interne/externe et angle de flexion extension de l'épaule) sont en fait des angles instantanés projetés et non géométriques.

A partir des deux matrices de rotations (celle du bras et du robot), il est possible de déterminer les relations entre les angles du paramétrage du bras et ceux de l'exosquelette. Ainsi chacune des deux matrices suivantes conduit à la même orientation finale.

Pour le robot :

$$R_{0 \rightarrow 3} = \begin{pmatrix} -C1 \cdot S2 \cdot S3 + S1 \cdot C3 & -C1 \cdot S2 \cdot C3 + S1 \cdot S3 & C1 \cdot C2 \\ -S1 \cdot S2 \cdot S3 - C1 \cdot C3 & -S1 \cdot S2 \cdot C3 - C1 \cdot S3 & S1 \cdot C2 \\ -C2 \cdot S3 & -C2 \cdot C3 & -S2 \end{pmatrix}$$

Pour le bras :

$$R_{0 \rightarrow h} = \begin{pmatrix} C\alpha \cdot C\gamma_1 \cdot C\gamma_2 - S\gamma_2 \cdot S\gamma_1 & -S\alpha \cdot C\gamma_1 & S\gamma_2 \cdot C\alpha \cdot C\gamma_1 + S\gamma_1 \cdot C\gamma_2 \\ S\alpha \cdot C\gamma_2 & C\alpha & S\alpha \cdot S\gamma_2 \\ -C\gamma_2 \cdot S\gamma_1 \cdot C\alpha - C\gamma_1 \cdot S\gamma_2 & S\gamma_1 \cdot S\alpha & -S\gamma_2 \cdot S\gamma_1 \cdot C\alpha + C\gamma_1 \cdot C\gamma_2 \end{pmatrix}$$

Sachant que :

$$R_{0 \rightarrow h} = R_{0 \rightarrow 3} \cdot R_{3 \rightarrow h}$$

et selon l'orientation relative des deux repères R_3 et R_h

$$R_{3 \rightarrow h} = \begin{pmatrix} 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & 0 \end{pmatrix}$$

$$R_{0 \rightarrow 3} \cdot R_{3 \rightarrow h} = \begin{pmatrix} C1 \cdot C2 & C1 \cdot S2 \cdot S3 - S1 \cdot C3 & C1 \cdot S2 \cdot C3 + S1 \cdot S3 \\ S1 \cdot C2 & S1 \cdot S2 \cdot S3 + C1 \cdot C3 & S1 \cdot S2 \cdot C3 - C1 \cdot S3 \\ -S2 & C2 \cdot C3 & C2 \cdot S3 \end{pmatrix}$$

A partir de cette égalité des matrices de rotation, il est possible de déduire les relations entre les angles du paramétrage du bras et ceux de l'exosquelette.

Pour passer du paramétrage robot vers anatomique :

- Cas particulier (singularité) : Si $\alpha_{GH} = 0$, alors $\gamma_{GH1} = 0$ et $\gamma_{GH2} = \text{atan2}(-R_{0 \rightarrow h[31]}, R_{0 \rightarrow h[11]})$.
- Cas particulier : $\alpha_{GH} = \text{acos}(R_{0 \rightarrow h[22]})$, $\gamma_{GH1} = \text{atan2}\left(\frac{R_{0 \rightarrow h[32]}}{S(\alpha)}, -\frac{R_{0 \rightarrow h[12]}}{S(\alpha)}\right)$ et $\gamma_{GH2} = \text{atan2}\left(\frac{R_{0 \rightarrow h[23]}}{S(\alpha)}, \frac{R_{0 \rightarrow h[21]}}{S(\alpha)}\right)$

Pour passer du paramétrage anatomique vers robot :

- Cas particulier (singularité) : Si $\theta_2 = 0^\circ$, alors $z_1(\text{robot})$ colinéaire à $z_3(\text{robot})$, $\theta_1 = 0$ et $\theta_3 = \text{atan2}(R_{0 \rightarrow h[33]}, R_{0 \rightarrow h[32]})$
- Cas général : Si $\theta_1 = 0^\circ$, alors $z_3(\text{robot})$ colinéaire à $z_2(\text{robot})$, $\theta_2 = 0$ et $\theta_3 = \text{atan2}(R_{0 \rightarrow h[33]}, R_{0 \rightarrow h[32]})$

Il faudra toutefois veiller à la cohérence des résultats. Il y a en effet deux solutions YZY qui permettent d'obtenir la même rotation. En effet :

$$\forall(\gamma_1, \alpha, \gamma_2), \text{Rotation}(\gamma_1, \vec{y}) \cdot \text{Rotation}(\alpha, \vec{z}) \cdot \text{Rotation}(\gamma_2, \vec{y})$$

est équivalent à

$$\text{Rotation}(\gamma_1 + 180, \vec{y}) \cdot \text{Rotation}(\alpha, \vec{z}) \cdot \text{Rotation}(\gamma_2 + 180, \vec{y})$$

Reconstruction des angles anatomiques avec les fixations

C.1 Identifications préalables

Un protocole a donc été mis en place consistant en l'identification géométrique de l'exosquelette et de ses paramètres (notamment la position des points de fixation F_1 et F_2 dans des repères liés au robot, et la position et orientation des repères liés au robot dans le repère capteur), ainsi que l'identification géométrique des fixations (centres de rotation et orientation de la translation) dans leur repère attelle

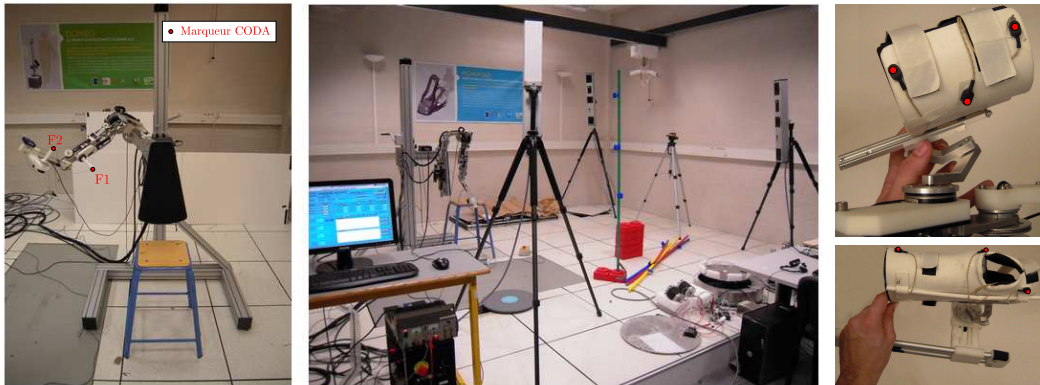


FIGURE C.1 – Étapes de l'expérimentation : à gauche, identification des paramètres géométriques du robot ; au milieu, vue de la plateforme de capture du mouvement CODAmotion® installé autour de l'exosquelette ; à droite : identification des paramètres des attelles

respectif. En plus des paramètres géométriques du robot, les paramètres suivants sont ainsi estimés :

- F_1 dans le repère R_3 du corps 3 du robot (corps bras),
- F_2 dans le repère R_4 du corps 4 du robot (corps avant-bras),
- P_1 dans le repère $R_{attelle1}$ de l'attelle 1 (attelle bras) défini par les 3 marqueurs qui y sont apposés (voir Fig. C.1),
- la droite "bras" (droite passant par P_1 et orientée selon l'axe de la translation de la fixation) dans le repère $R_{attelle1}$,
- P_2 dans le repère $R_{attelle2}$ de l'attelle 2 (attelle avant-bras) défini par les 3 marqueurs qui y sont apposés (voir Fig. C.1),

- la droite "avant-bras" (droite passant par P_2 et orientée selon l'axe de la translation de la fixation) dans le repère $R_{attelle2}$.

A partir de ces données, il sera possible d'obtenir, suite à un enregistrement de mouvement avec sujet équipé d'attelles, les trajectoires des droites "bras" et "avant-bras" dans le repère Robot.

C.2 Reconstruction des axes du membre supérieur

Le sujet attache donc sur son bras les deux attelles qui par la suite le relieront au robot au travers des fixations isostatiques équipées chacune de 3 marqueurs CODAmotion® permettant de reconstruire à chaque instant un repère lié à chaque attelle. Le sujet s'installe contre le dossier de l'exosquelette sans toutefois positionner son bras dans la structure. Il réalise alors un geste de pointage de manière naturelle pendant que la position des 6 marqueurs (3 par attelles) est enregistrée.

La position et l'orientation des repères des attelles dans le repère capteur permet alors de reconstruire les droites "bras" et "avant-bras" dans ce même repère (grâce à l'identification préalable de ces droites dans les repères respectifs des attelles).

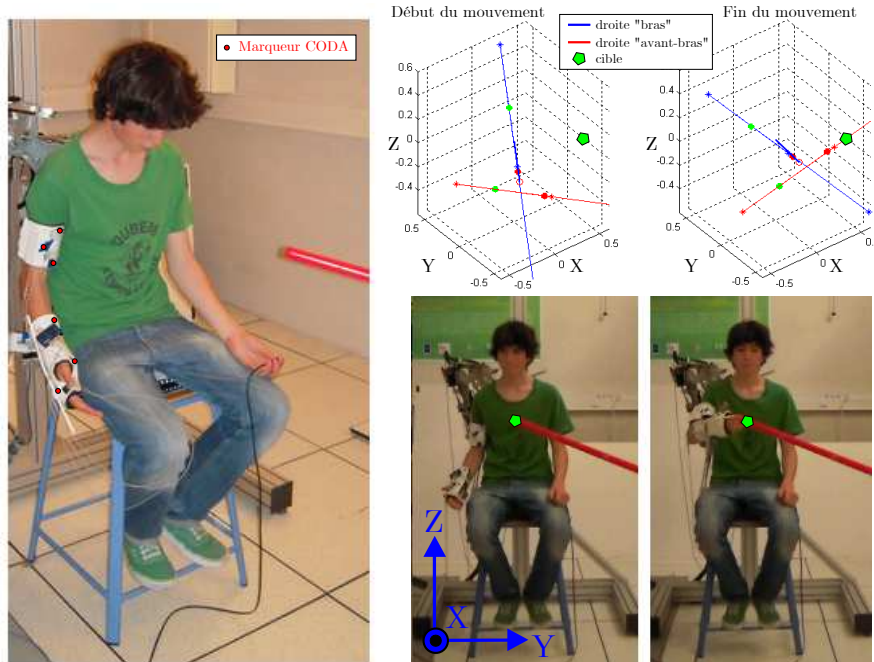


FIGURE C.2 – Étapes du calcul des trajectoires compatibles : à gauche, sujet équipé d'attelles instrumentées ; à droite : enregistrement du mouvement du sujet à l'aide des marqueurs placés sur les attelles et reconstruction des trajectoires des droites "bras" et "avant-bras" dans le repère Robot.

En effet, le système couplé est isostatique et ne peut contrôler que 4 degrés de liberté, du fait de la glissière installée entre le robot et le membre du sujet (orientée le long d'un axe colinéaire à ce dernier) ; le point de fixation du robot sur le bras varie donc selon la position du bras dans l'espace.

C.3 Détermination des trajectoires des points de fixation du robot

La structure du robot ayant été identifiée dans le repère capteur, il est alors possible de déterminer l'intersection entre les droites "bras" et "avant-bras" et les surfaces 3D représentant l'ensemble des positions accessibles aux deux points de fixation P_1 et P_2 de l'exosquelette préalablement identifiés dans le repère capteur (Voir Fig. C.1).

Ces surfaces sont des sphères centrées au point de concourance O_1 des trois axes de l'épaule du robot pour les positions atteignables de F_1 (et de rayon $r_1 = \|\vec{O_1F_1}\|$) et centrées en O_4 placé à l'intersection de l'axe du coude robot et de la droite reliant O_1 à F_1 pour les positions atteignables de F_2 et de rayon $r_2 = \|\vec{O_4F_2}\|$ (voir Fig. C.3).

L'intersection de ces droites mesurées dans l'espace et des surfaces résultantes du modèle réalisé du robot permettent ainsi d'obtenir les positions que doivent atteindre les points P_1 et P_2 du robot afin de suivre le mouvement du bras humain (c.a.d les droites définissant le bras et l'avant-bras).

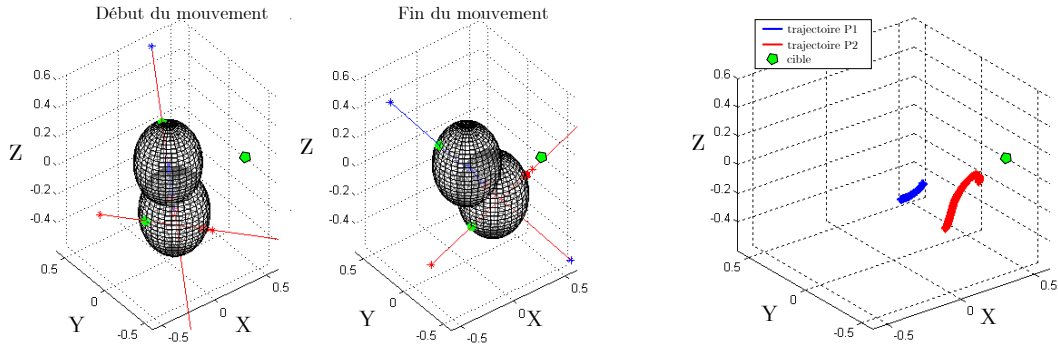


FIGURE C.3 – A gauche : Calculs des intersections entre les droites "bras" et "avant-bras" et les sphères des points atteignables par F_1 et F_2 . A droite : Visualisation des trajectoires des points P_1 et P_2 à faire suivre au robot

Le modèle géométrique de ce robot étant difficilement inversible, une méthode numérique itérative basée sur l'inversion de la jacobienne a été ensuite utilisée afin de reconstruire les trajectoires articulaires du robot en fonction des coordonnées obtenues de ces deux points P_1 et P_2 dans le repère capteur.

Évaluations du contrôleur mixte sur manipulandum

Cette annexe présente les résultats obtenus lors de campagnes d'évaluation du contrôleur mixte effectuées sur des sujets sains à l'aide de dispositifs de comanipulation plan mono-contact.

D.1 Dispositif expérimental pour la comanipulation plane

Les tâches élémentaires de pointage ont été réalisées par le sujet en maintenant une poignée spécifique équipée d'un capteur de position absolu et d'effort. Cette poignée peut être utilisée seule ou reliée mécaniquement au corps terminal du robot. Dans un premier temps, un robot plan à 2 degrés de libertés (similaire au MIT Manus) a été utilisé pour des expérimentations préliminaires. Mais en raison d'un jeu et de frottements importants, nous avons par la suite exploité une interface haptique (Virtuose 3D, Haption) constituée de 3 degrés de liberté actifs ainsi que d'un poignet passif possédant 3 degrés de libertés supplémentaires mesurés. Seuls les résultats obtenus avec cette interface haptique sont présentés ici.

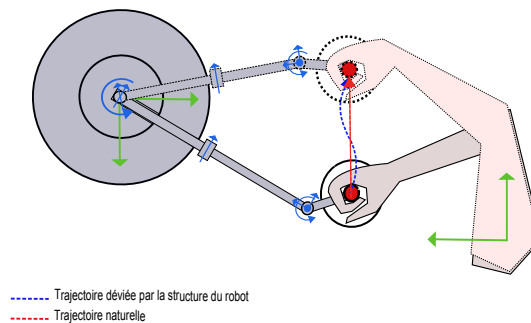


FIGURE D.1 – Simple mouvement de point à point

Une surface opaque a été installée afin de cacher sa main au sujet, et permet de dissimuler la présence du robot à ce dernier tout en focalisant l'attention du sujet sur la surface plane blanche durant la phase d'attente du signal de départ. Ce signal de départ est donné par une indication lumineuse et sonore, tandis que la cible à atteindre est matérialisée sur la surface opaque par un cercle de couleur. Un pointeur laser a été positionné à l'intérieur de la poignée et projette un spot lumineux

à travers la surface opaque placée au dessus de la table afin de permettre au sujet de pouvoir connaître et suivre la position de sa main à chaque instant. Les zones de départ et de fin sont visibles en permanence durant les expérimentations au niveau de la surface opaque.

Les essais commencent en demandant au sujet de saisir la poignée (alors déconnectée du robot) placée sous la surface opaque. Il est alors prié de réaliser 5 fois d'affilée le même simple mouvement de point à point, tandis que la trajectoire de la poignée est enregistrée. Les mesures enregistrées sont alors moyennées et filtrées afin de pouvoir synthétiser un modèle de mouvement de la trajectoire suivie par le sujet. Ce modèle sera utilisé comme une prédiction du mouvement durant les évaluations en transparence des différents contrôleurs.



FIGURE D.2 – Vues du dispositif expérimental (la plaque supérieure opaque cachant le dispositif a été retirée pour les photos).

Les expérimentations consistent en la réalisation d'un même geste de pointage simple comanipulé avec différentes configurations de contrôleur. L'évaluation de la transparence est effectuée en enregistrant la norme des efforts à l'interface entre le robot et le sujet durant la tâche. Aucune indication particulière quant à la vitesse de déplacement ou la manière de saisir la poignée durant la réalisation du mouvement n'a été donnée afin que les résultats des tests soient représentatifs du comportement naturel de sujets humains.

La campagne expérimentale a été effectuée à l'aide d'un robot manipulateur Virtuose de la société Haption qui possède 3 degrés de liberté actifs et un poignet passif possédant 3 axes de rotation concourants en un point W . Ce type de configuration nous permet de simplifier le contrôle en permettant, contrairement à un système à une dimension, de ne pas contraindre le mouvement naturel humain durant une tâche de comanipulation. Cette interface haptique est actionnée par 3 moteurs à courant continu Maxon de 90 Watts équipés de réducteurs. Ce dispositif est capable de générer des pics de force de 15N au point W (où le moment est nul) et une force continue de 5N. La raideur maximale du dispositif est d'environ 800 N/m. La position angulaire des moteurs est mesurée par des codeurs incrémentaux optiques pour les trois axes motorisés et par des potentiomètres pour les axes passifs du poignet. La poignée est montée à l'extrémité du corps terminal. Entre la poignée et l'effecteur du manipulateur robotisé, un capteur de force est installé afin de mesurer la

force exercée par le sujet sur le robot et inversement. La force mesurée est utilisée dans la loi de commande (4.3) où le Jacobien est exprimé au point W .

Le capteur 6 axes utilisé est un modèle Nano 43 de la marque ATI et permet de reconstruire les 3 composantes de forces et de couples. Pour ces expérimentations, seules deux des six composantes (les composantes de force selon X et Y) seront utilisées. La plage de mesure de force est de $\pm 36\text{N}$ avec une résolution approximative de 1mN . Le contrôleur est équipé d'une carte entrées sorties analogiques (National Instrument, model 6034E) dont six canaux A/D 16 bits sont utilisés pour la lecture des composantes de force.

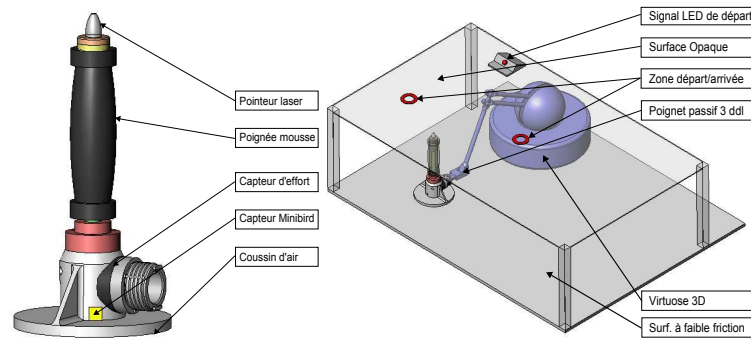


FIGURE D.3 – Vue 3D de la poignée et du dispositif expérimental (Gauche : dispositif à 2 ddl, Droite : dispositif à 3 ddl)

La poignée est aussi équipée d'un capteur de position et d'orientation (Minibird, Ascension Technology) installé sous le capteur d'efforts, tandis que la base émettrice du capteur (système magnétique) est placée sous la table expérimentale. Ce capteur fournit des mesures de position et d'orientation à une fréquence de 100Hz et calcule la vitesse de la poignée aux cours des expériences. Ce capteur est utilisé par le contrôleur afin d'apprendre les caractéristiques des mouvements du sujet durant la phase pré-expérimentale mais n'est pas utilisé durant les essais de transparence. Le niveau d'efforts durant les expériences étant très faible, une attention toute particulière a été accordée à la minimisation des frottements. Un système de lévitation par coussin d'air a ainsi été installé au niveau de la base de la poignée afin de réduire les frottements entre cette dernière et la table, lorsque le sujet s'appuie lourdement sur le dispositif.

L'architecture du contrôleur est composée d'un PC équipé d'une carte PC104 embarquant un contrôleur dédié au contrôle de 3 axes (Haption CEA-List) et d'une alimentation de puissance. Ce contrôleur fait tourner la loi de commande (4.7) à une fréquence de 1kHz grâce à un système d'exploitation temps réel (RTLinux). Durant les pré-expérimentations, le sujet est prié de réaliser le même mouvement depuis la zone de départ vers la zone d'arrivée (identifiées sur la surface opaque grâce à des cercles de 3 cm de diamètre).

Les données obtenues (mouvement sans robot) sont alors filtrées et interpolées de 100Hz (fréquence maximale d'acquisition du capteur Minibird) à 1kHz afin de

générer une trajectoire compatible avec la cadence de la boucle de contrôle.

L'autre donnée qu'il est nécessaire d'évaluer durant la phase pré-expérimentale, est le temps de réaction du sujet t_0 (laps de temps nécessaire au sujet pour initier son mouvement une fois que le signal de démarrage a été donné en activant le signal de départ). Dans nos expérimentations, l'anticipation est effectuée en réinjectant un mouvement caractéristiques pré-enregistré ; il est donc important de parfaitement synchroniser le démarrage du mouvement du sujet et le démarrage du mouvement d'anticipation pré-enregistré q_d du robot.

La figure D.1 présente les enregistrements des mouvements durant la phase pré-expérimentale d'un sujet représentatif. La main n'étant pas visible durant les expérimentations, on observe une accélération initiale bien plus grande que la décélération finale (lorsque le sujet prend soin d'atteindre la zone cible). On peut donc imaginer que les forces d'interaction avec le robot seront plus grandes au démarrage du mouvement qu'à la fin de ce dernier.

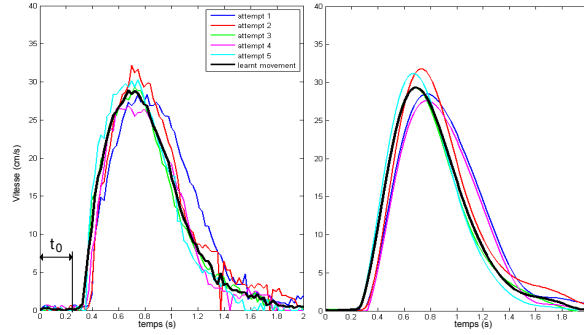


FIGURE D.4 – Graphique des vitesses mesurées et interpolées pour un mouvement de point-à-point d'un sujet répétés 5 fois

Le calcul de $\hat{\Gamma}_m$ à partir de l'équation (4.6) est réalisé à l'aide de la méthode expérimentale décrite au Chapitre 4 consistant à faire rejouer la trajectoire $q_d(t)$ moyennée et interpolée par le robot à l'aide d'un asservissement de position et de mesurer des couples semblables à $\hat{\Gamma}_m$ et appliqués par le correcteur sur les actionneurs de la structure.

D.2 Résultats des évaluations de transparence

Durant les expérimentations, un asservissement de type P.D. a été utilisé pour le contrôle en position et un asservissement de type P.I. pour la boucle de contrôle en effort. Tous deux ont été réglés manuellement afin d'obtenir un suivi de trajectoire satisfaisant et une réponse en effort rapide et stable dans tout l'espace de travail. Pour chaque sujet, la force d'interaction sur la poignée a été évaluée durant de simples mouvements de point-à-point avec $\alpha_1 = 0$ ou 1, $\alpha_2 = 0$ ou 0,2 ou 1, et $\alpha_3 = 0$ ou 1, comme il est décrit dans le Tableau D.1. Les expérimentations ont été réalisées dans un ordre aléatoire pour chacun des 10 sujets.

Expérience n°	1	2	3	4	5	6	7	8	9
α_1	0	1	0	1	0	1	0	1	1
α_2	0	0	1	1	0,2	0,2	0	0	0,2
α_3	0	0	0	0	0	0	1	1	1

TABLE D.1 – Gains utilisés durant les 9 expériences

Nos références au cours des expérimentations, en terme d'amplitude des forces au port d'interaction, sont visibles dans l'expérience 1, durant laquelle un courant nul est appliqué au robot ce qui fait que seul le frottement résiduel et l'inertie du dispositif haptique sont ressentis par l'utilisateur et dans l'expérience 2, pendant laquelle le contrôleur à retour d'effort a été utilisé seul ($\alpha_1=1$ et $\alpha_2 = \alpha_3 = 0$). La figure D.5 présente la norme de l'effort plan filtré, $f = \sqrt{f_x^2 + f_y^2}$, qui est observé durant ces deux expériences avec un sujet représentatif.

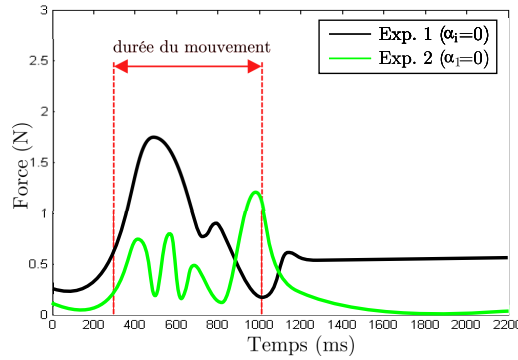


FIGURE D.5 – Norme de la force à l'interface durant un mouvement de point-à-point avec un courant nul (EXP1) et un asservissement à retour d'effort seul (EXP2)

Comme attendu, l'asservissement à retour d'effort procure un meilleur niveau de transparence en réduisant le niveau moyen des efforts durant les expérimentations. Un pic de force au démarrage du mouvement est tout de même observé, correspondant aux effets d'inertie dans l'Exp. 1, légèrement décalé dans le temps pour l'Exp. 2. Ce décalage est en fait lié à la réponse en force de l'ensemble robot + contrôleur. On peut remarquer que le temps de réponse en force du dispositif est assez lent : la bande passante de cette boucle d'effort n'est en effet approximativement que de 10Hz, en raison du manque de rigidité de la structure du robot en amont du capteur d'effort (ce qui inclue le poignet passif). Malgré tout, le niveau des forces d'interaction est faible ce qui tend à montrer le bon comportement mécanique du dispositif haptique et l'efficacité de la boucle d'asservissement en effort. Cette référence peut être considérée comme acceptable pour nos expérimentations de transparence.

La première manière d'exploiter cette information prédictive est d'utiliser un asservissement de position rigide ($\alpha_2=1$), dont l'apport est évalué à travers deux expériences. L'expérience 3 fait intervenir le contrôleur en position seul ($\alpha_2=1$ et $\alpha_1 = \alpha_3 = 0$) tandis que l'expérience 4 utilise simultanément le contrôle en position et en force ($\alpha_1 = \alpha_2 = 1$ et $\alpha_3 = 0$).

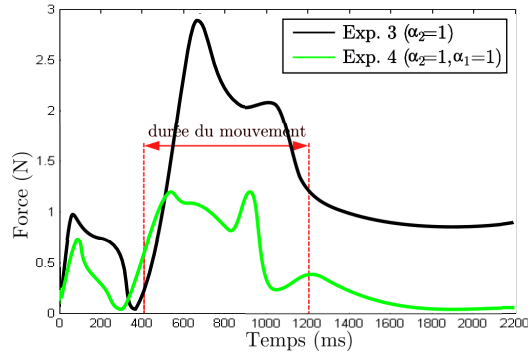


FIGURE D.6 – Norme de la force à l'interface pour les expériences 3 et 4

Comme on peut l'observer sur la figure D.6, l'utilisation d'un asservissement rigide en position seul entraîne l'apparition d'importantes forces à l'interface au début du mouvement. La moindre erreur (inévitables en pratique) entre la prédiction et le mouvement réel conduit à l'apparition de grands échanges de forces. L'asservissement à retour d'effort ajouté dans l'expérience 4 compense en partie ces effets mais le résultat de l'expérience (comparé aux résultats de l'expérience 2 où l'asservissement à retour d'effort est utilisé seul) montre que l'utilisation de $\alpha_2 = 1$ ne présente que peu d'intérêt. L'utilisation de l'asservissement à retour d'effort permet une minimisation du niveau moyen d'effort mais la rigidité de l'asservissement en position a un effet négatif important.

Comme nous l'attendions ceci est principalement due à la rigidité du contrôleur. Nous avons donc tenté de réaliser deux nouvelles expériences similaires aux expériences 3 et 4 en réglant cette fois α_2 à 0,2, afin de réduire l'impédance de la structure. Les résultats de l'expérience 5 et 6 sont présentés en Figure D.7.

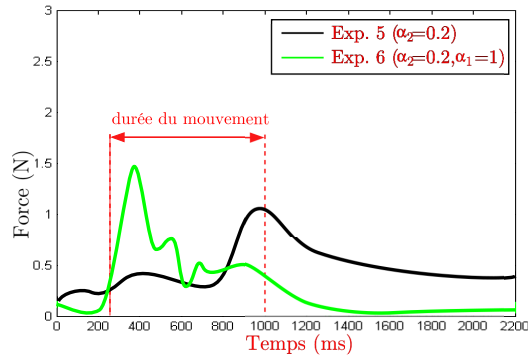


FIGURE D.7 – Norme de la force à l'interface pour les expériences 5 et 6

Lorsqu'on compare ces résultats respectivement à ceux des expériences 1 et 2, ces derniers présentent une claire diminution du pic de force. Dans l'expérience 5, les gains réduits de l'asservissement en position autorisent une plus grande tolérance aux petits décalages temporels et aux erreurs de chemin. La faible impédance du robot par contre conduit à un niveau moyen des forces élevées à la fin du mouvement. Ce phénomène peut facilement être expliqué par le fait que de petites erreurs en position apparaissent régulièrement à la fin du mouvement : en effet la zone de fin est plus large que le point laser projeté sur la surface, ce qui autorise différentes configurations finales. L'ajout d'un asservissement à retour d'effort (même avec une faible bande passante) dans l'expérience 6 permet encore de minimiser ce niveau moyen des forces d'interaction. Les résultats de cette dernière expérience sont cohérents avec l'idée de Duchaine et Gosselin [Duchaine-2007], qui consiste à améliorer l'interaction homme-robot en utilisant une information prédictive à travers un contrôleur à impédance variable. En effet le contrôleur exploité ici voit sa raideur augmenter en fonction de la prédiction du mouvement : lorsque le mouvement prédit est une fin de mouvement, la rigidité devient nulle sous l'effet du terme intégral de l'asservissement à retour d'effort. L'expérience 5 montre par la même occasion que la transparence peut être augmentée simplement en utilisant un suivi en position à faible raideur, et ce même lorsqu'aucun capteur de force n'est disponible. Comme la rigidité semble être un des problèmes majeurs des combinaisons de contrôleur précédentes, nous avons aussi voulu évaluer une autre manière d'utiliser l'information prédictive en utilisant une anticipation en couple (exploitant les consignes de couples nécessaires au suivi de la trajectoire par le robot) pour assister le mouvement du sujet. Trois expériences supplémentaires ont donc été finalement réalisées : anticipation en couple seule (Exp. 7), anticipation couplée à un retour d'effort (Exp. 8) et anticipation couplée à un retour d'effort et un suivi de position à faible impédance (Exp. 9). Les résultats de ces trois expériences sont présentés en Figure D.8.

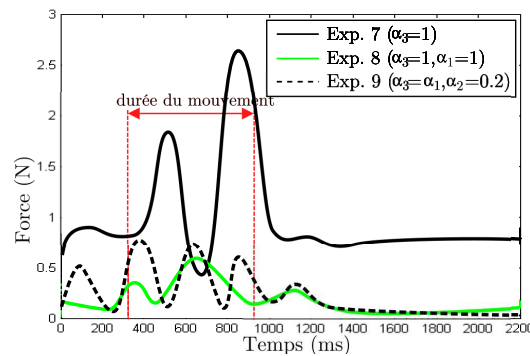


FIGURE D.8 – Norme de la force à l'interface durant les expériences 7 à 9

L'expérience 7 tend à montrer que le terme anticipatif utilisé seul génère des réactions particulières chez le sujet confronté à une activité en boucle ouverte du robot. Ce phénomène conduit à l'apparition d'importantes forces d'interaction. L'utilisa-

tion conjointe de l'asservissement à retour d'effort permet de minimiser de manière importante la valeur du niveau d'effort d'interaction comme cela est visible durant l'expérience 8.

Finalement, la rigidité ajoutée par le correcteur en position dans l'expérience 9 ne semble pas avoir d'effet particulier et semble au contraire augmenter légèrement la valeur des pics d'effort.

On peut toutefois souligner que durant les expérimentations avec le Virtuose 3D, le poignet passif à 3 ddl de ce dernier a certainement influencé les résultats de manière négative.

En effet, lors de cette campagne expérimentale aucune indication particulière quant à la manière de saisir la poignée n'a été donnée aux sujets. Une grande variabilité des postures du poignet du robot durant le mouvement a donc été observée entre les différents sujets. Certaines orientations particulières du poignet passif ont conduit à des comportements instables du robot lors de la phase préliminaire à l'application de forces sur le sujet au travers de la poignée (opération de "reconfiguration" cinématique durant laquelle le centre du poignet reste fixe mais la poignée change d'orientation). Une sorte de "non-linéarité" dans la transmission de l'effort a donc parfois été observée résultant de mouvements non contrôlés du poignet du robot et a pu altérer certains résultats expérimentaux, principalement ceux pour lesquels des commandes en boucle ouvertes étaient appliquées.

Dans la figure suivante, les graphiques résument les résultats obtenus pour les neuf expériences et montrent clairement une minimisation du pic de forces durant l'ex-

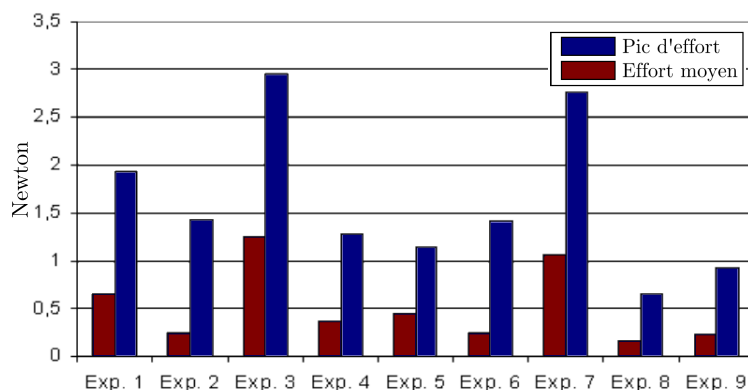


FIGURE D.9 – Valeur du pic de forces et de l'effort moyen durant les neuf expérimentations

périence 6.

Le couplage d'une anticipation en couple et d'un asservissement à retour d'efforts semble intéressant en terme de transparence et réellement efficace au démarrage du mouvement. Les résultats nous mènent à penser que le contrôleur pourrait aussi exploiter deux stratégies différentes le long de la trajectoire :

1. Le démarrage et la fin de la tâche nécessitent d'importantes forces pour initier le mouvement et l'arrêter (afin d'accélérer la structure du robot, de vaincre le frottement sec et de décélérer) difficilement corrigibles par un asservissement

à retour d'effort seul. C'est pour cette raison que l'ajout d'un asservissement de position à faible impédance permet d'améliorer le niveau de transparence.

2. Au milieu de la trajectoire, seules de très petites forces sont nécessaires pour conserver la vitesse et corriger la direction du mouvement. De ce fait, la sensibilité haptique humaine est décuplée (en raison d'une plus faible impédance des articulation du bras, et donc d'une plus grande capacité à l'étirement), et la plus petite désynchronisation entre l'anticipation appliquée par le robot et le mouvement réel peut être très perturbante pour le sujet. De plus l'accélération est faible, ce qui limite l'erreur en force causée par les limitations de la bande passante. Cependant, durant la deuxième phase, l'asservissement à retour d'effort semble être suffisant pour maximiser la transparence à l'interface.

Ainsi, il pourrait être intéressant d'utiliser des pondérations variant dans le temps $\alpha_i(t)$ afin de maximiser les effets de la stratégie de prédiction au début et à la fin du mouvement, et de minimiser ces effets lors du reste du mouvement.

Dispositifs de rééducation du membre supérieur

Nom	Équipe	Date	Type	DDL	Contrôle	Nbre Fix.	Technologie	Commandes	État d'avancement
MIT-Manus / InMotion	MIT, Newman Laboratory	1998	Manipulandum	2	Main (2D)	1 (main)	Direct drive	Passif, actif (Commande en impédance), actif contraint	Commercialisé et utilisé dans plusieurs cliniques
ARM-Guide	Rehabilitation Institute of Chicago et Université de California, Irvine.	2000	Manipulandum vertical orientable	3	Main (3D)	1 (main)	Motoréducteurs	Actif ou actif contraint	Évalué cliniquement
Mime	Université de Stanford et Veteran Administration, Palo-Alto	2002	Robot industriel (Puma 562)	6	Épaule, coude (3D)	1 (avant-bras)	Motoréducteurs	Passif, actif, actif assisté, miroir (3D)	Évalué cliniquement
Gentle/s	Projet Européen coordonné par l'Université de Reading, UK	2002	Haptic Master de Fokker Control System + suspensions à câbles	3	Épaule, coude (3D)	1 (main) + av-bras et bras par câbles (anti-gravité)	Motoréducteurs+enrouleurs câbles	Passif, actif, actif assisté (3D)	Évalué cliniquement
Nerobot/Maribot	Université de Padoue, Italie	2005	Manipulateur à câble multipotences	4	Épaule, coude (3D)	1 (avant-bras+main)	Motoréducteurs	Passif, actif, actif assisté (3D)	Évalué cliniquement
Bi-Manu-Track	Berlin Univ. Hosp. Charite et RehaStim (Allemagne)	2003	Station de travail robotisée	-	Poignets	2 (1 poignée par main)	Motoréducteurs	Passif, actif, actif assisté	Évalué cliniquement et commercialisé
Autocite	University of Alabama - Birmingham, USA	2005	Station de travail multi-exercices sous encadrement automatique	-	-	-	-	Passif, actif, actif assisté	Commercialisé
MGA	Maryland Georgetown Army	2005	Exosquelette	5	épaule(3), coude(2)	2 (main et coude)	Motoréducteurs	Impédance	-
CADEN-7	Université de Washington	2005	Exosquelette	7	Épaule(3), coude(2), poignet(2)	3 (main, avant-bras et bras)	Motoréducteurs	Commande en effort, commande basée EMG	
ARMin	ETH Zurich	2005	Exosquelette	6	Épaule(3), coude(3)	3 (main, poignet, bras)	Motoréducteurs	Passif, actif, commande en effort	En cours d'évaluation
MEDARM	Université du Queens, Kingston, Canada	2007	Exosquelette	6	Épaule/omoplate(5) coude(1)	2 (bras, avant-bras)	Motoréducteurs à câble	-	Prototype planaire testé sur sujets sains
Exosquelette à câbles	Université du Delaware, Newark, USA	2009	Exosquelette à câbles	4	Épaule(3), coude(1)	2 (bras, avant-bras)	Enrouleurs électriques	-	Tests sur sujets sains
Rupert	Université d'Arizona, USA	2005	Exosquelette	5	Épaule(3), coude(2)	3 (bras, avant-bras, main)	Muscles pneumatiques McKibben	-	Tests sur sujets sains
MAHI	Université Rice, USA	2006	Exosquelette	5	Épaule(3), coude(2)	2 (avant-bras, main)	Motoréducteurs + mécanisme parallèle	-	Tests sur sujets sains
L-exos	Ecole supérieur Sant'Anna, Italie	2004	Exosquelette	4	Épaule(3), coude(1)	2 (main, bras)	Motoréducteurs	-	Tests sur sujets sains
Soft-actuated exoskeleton	Institut Italien de Technologie, Gênes, Italie	2009	Exosquelette	7	Épaule(3), coude(2), poignet(2)	2 (main, coude)	Muscles pneumatiques McKibben	-	Tests sur sujets sains
SUEFUL-7	Université Saga, Japon	2008	Exosquelette	7	Épaule(3), coude(2), poignet(2)	3 (bras, avant-bras, main)	Motoréducteurs	Commande en effort, commande par EMG	Tests sur sujets sains
ESA exoskeleton	European Space Agency, Noordwijk	2006	Exosquelette	9	-	4 (main, avant-bras, bras, tronc)	Non-actionné	-	Développé pour la téléopération durant missions spatiales
Reharob	Université de technologie de Budapest, Hongrie	2005	Mécanisme Multi-contacts	12 (2x6)	Épaule et coude	2 (avant-bras et bras)	Robots industriels ABB	passif	Commercialisé
iPAM	Université de Leeds, UK	2008	Mécanisme Multi-contacts	6 (2x3)	Épaule et coude	2 (avant-bras et bras)	Vérins pneumatiques	Passif, actif, actif assisté	En cours d'évaluation sur patients hémiplegiques

TABLE E.1 – Tableau récapitulatif des dispositifs de rééducation robotisés

Bibliographie

- [Abend-1982] W. Abend, E. Bizzi, and P. Morasso. Human arm trajectory formation. In *Brain*, volume 105, pages 331–348, 1982. 115
- [Adamovich-2001] S. Adamovich, P. Archambault, M. Ghafouri, M. Levin, H. Poizner, and A. Feldman. Hand trajectory invariance in reaching movements involving the trunk. In *Experimental Brain Research*, volume 138, pages 288–303, 2001. 7
- [Amirabdollahian-2007] F. Amirabdollahian, R. Loureiro, and E. Gradwell et al. Multivariate analysis of the fugal-meyer outcome measures assessing the effectiveness of gentle/s robot-mediated stroke therapy. In *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, volume 4, 2007. 33
- [Archambault-1999] P. Archambault, P. Pigeon, A. G Feldman, and M. F. Levin. Recruitment and sequencing of different degrees of freedom during pointing movements involving the trunk in healthy and hemiparetic subjects. In *Experimental Brain Research*, volume 126, pages 55–67, may 1999. 9
- [Ariff-2002] G. Ariff, O. Donchin, T. Nanayakkara, and R. Shadmehr. A real-time state predictor in motor control : Study of saccadic eye movements during unseen reaching movements. In *Journal of Neuroscience*, volume 22, pages 7721–7729, 2002. 117
- [Aymard-1994] C. Aymard and R. Katz. Réorganisation post-lésionnelle du système nerveux central. médecine de rééducation et hémiplégies vasculaires. In *Frison-Roche*, 1994. 10
- [Ball-2007] S.J. Ball, I.E. Brown, and S.H. Scott. MEDARM : a rehabilitation robot with 5DOF at the shoulder complex. In *IEEE/ASME Intl. Conf. on Advanced Intelligent Mechatronics*, pages 1–6, 2007. 22
- [Ball-2008] S. J. Ball. *Novel robotic mechanisms for upper-limb rehabilitation and assessment*. PhD thesis, 2008. 5, 22
- [Bernhardt-2005] M. Bernhardt, M. Frey, G. Colombo, and R. Riener. Hybrid force-position control yields cooperative behaviour of the rehabilitation robot lokomat. In *Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. IEEE 9th Intl. Conf. on*, pages 536–539, July 2005. 21
- [Bernstein-1967] N. Bernstein. The coordination and regulation of movement. In *Pergamon, London*, 1967. 6, 7
- [Bobath-1978] B. Bobath. *Adult hemiplegia : evaluation and treatment*. Heinemann, London, 1978. 13
- [Brackbill-2009] E. A. Brackbill, Y. Mao, S. K. Agrawal, M. Annapragada, and V. N. Dubey. Dynamics and control of a 4-dof wearable cable-driven upper arm exoskeleton. In *Robotics and Automation, 2009. ICRA 2009. Proceedings 2009 IEEE Intl. Conf. on*, May 2009. 22
- [Brewer-2005] B.R. Brewer, M. Fagan, R.L. Klatzky, and Y. Matsuoka. Perceptual limits for a robotic rehabilitation environment using visual feedback distortion. In *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, volume 13, pages 1–11, March 2005. 29
- [Buerger-2007] S.P. Buerger and N. Hogan. Complementary stability and loop shaping for improved human-robot interaction. In *Robotics, IEEE Transactions on*, volume 23, pages 232–244, 2007. 114

- [Bystrom-1995] S. Bystrom, C. Hall, T. Welander, and A. Kilbom. Clinical disorders and pressure-pain threshold of the forearm and hand among automobile... In *Journal of Hand Surgery*, volume 20, 1995. 93
- [Cai-2009] D. Cai, P. Bidaud, V. Hayward, and F. Gosselin. Design of self-adjusting orthoses for rehabilitation. In *Proceedings of the 14th IAS-TED International Conference Robotics and Applications*, Nov. 2009. 74
- [Cai-2010] D. Cai, P. Bidaud, V. Hayward, and F. Gosselin. Estimation of complex anatomical joint motions using a spatial goniometer. In *Proceedings of the 18th CISM-IFTOMM Symposium on Robot Design, Dynamics, and Control*, 2010. 72
- [Carignan-2005] C. Carignan, M. Liszka, and S. Roderick. Design of an exoskeleton with scapula motion for shoulder rehabilitation. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Advanced Robotics (ICAR)*, Seattle, July 2005. 20
- [Carignan-2008] C. R. Carignan, M. P. Naylor, and S. N. Roderick. Controlling shoulder impedance in a rehabilitation arm exoskeleton. In *Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. Proceedings 2006 IEEE Intl. Conf. on*, may 2008. 20
- [Carrasco-2010] M. Carrasco and X. Clady. Prediction of users grasping intentions based on the eye-hand coordination. In *Proceedings of the 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2010)*, Taipei, Taiwan, 2010. 117
- [Carrey-2002] J.R. Carey, T.J. Kimberley, S.M. Lewis, E.J. Auerbach, L. Dorsey, and P. Rundquist et al. Analysis of mri and finger tracking training in subjects with chronic stroke. In *Brain*, pages 773–88, 2002. 14
- [Carrozza-2004] M.C. Carrozza, N. Ng Pak, E. Cattin, F. Vecchi, M. Marinelli, and P. Dario. On the design of an exoskeleton for neurorehabilitation : design rules and preliminary prototype. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE*, volume 2, pages 4807–4810, Sept. 2004. 23
- [Colgate-1994] J.E. Colgate and J.M. Brown. Factors affecting the z-width of a haptic display. In *Robotics and Automation, 1994. ICRA 1994. Proceedings 1994 IEEE Intl. Conf. on*, volume 4, pages 3205–3210, May 1994. 114
- [Colombo-2005] R. Colombo, F. Pisano, S. Micera, A. Mazzone, C. Delconte, M.C. Carrozza, P. Dario, and G. Minuco. Robotic techniques for upper limb evaluation and rehabilitation of stroke patients. In *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, volume 13, pages 311–324, 2005. 15
- [Coote-2003] S. Coote and E.K. Stokes. Robot mediated therapy : Attitudes of patients and therapists towards the first prototype of the gentle/s system. In *Technology and Disability*, volume 15, pages 27–34, 2003. 18
- [Corteville-2007] B. Corteville, E. Aertbelien, H. Bruyninckx, J. De Schutter, and H. Van Brussel. Human-inspired robot assistant for fast point-to-point movements. In *EuroHaptics Conference, 2007 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics 2007.*, volume 1, pages 446–452, March 2007. 117, 118

- [Craig-1989] J. J. Craig. *Introduction to Robotics : Mechanics and Control*. Addison-Wesley Longman Publishing Co., Inc., 1989. 44
- [Crow-2009] J. L. Crow, N. B. Lincoln, F. M. Nouri, and W. De Weerd. The effectiveness of EMG biofeedback in the treatment of arm function after stroke. jul 2009. 12
- [Culmer-2005] P. Culmer, A. Jackson, R. Richardson, B. Bhakta, M. Levesley, and A. Cozens. Development of a dual robotic system for upper-limb stroke rehabilitation. In *Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on*, pages 61–65, July 2005. 72
- [Culmer-2009] P.R. Culmer, A.E. Jackson, S. Makower, R. Richardson, J.A. Cozens, M.C. Levesley, and B.B. Bhakta. Enhancing exploratory learning behaviour in people with stroke undertaking ipam robot assisted upper limb exercises. In *Rehabilitation Robotics, 2009. ICORR 2009. IEEE International Conference on*, pages 766–771, June 2009. 26
- [Duchaine-2007] V. Duchaine and C. M. Gosselin. Human-inspired robot assistant for fast point-to-point movements. In *Robotics and Automation, 2007. ICRA 2007. Proceedings 2007 IEEE Intl. Conf. on*, pages 3639–3644, April 2007. 117, 157
- [Emken-2005] J.L. Emken and D.J. Reinkensmeyer. Robot-enhanced motor learning : accelerating internal model formation during locomotion by transient dynamic amplification. In *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, volume 13, pages 33–39, March 2005. 28
- [Engin-1987] A. E. Engin and R. D. Peindl. On the biomechanics of human shoulder complex : Kinematics for determination of the shoulder complex sinus. In *Journal of Biomechanics*, volume 20, pages 103–117, 1987. 5
- [Eppinger-1987] S. Eppinger and W. Seering. Understanding bandwidth limitations in robot force control. In *Robotics and Automation, 1987. ICRA 1987. Proceedings 1987 IEEE Intl. Conf. on*, volume 4, pages 904–909, March 1987. 114
- [Fasoli-2003] S. E. Fasoli, H.I. Krebs, and J. Stein et al. Effects of robotic therapy on motor impairment and recovery in chronic stroke. In *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, volume 84, pages 477–82, 2003. 30
- [Ferraro-2003] M. Ferraro, J.J. Palazzolo, J. Krol, and al. Robot-aided sensorimotor arm training improves outcome in patients with chronic stroke. In *Neurology*, volume 61, pages 1604–1607, 2003. 30
- [Flash-1985] T. Flash and N. Hogan. The coordination of arm movements : an experimentally confirmed mathematical model. In *The Journal of Neuroscience*, volume 5, Jul 1985. 6
- [Fleischer-2005] C. Fleischer, C. Reinicke, and G. Hommel. Predicting the intended motion with emg signals for an exoskeleton orthosis controller. In *Intelligent Robots and Systems, 2005. (IROS 2005). 2005 IEEE/RSJ International Conference on*, pages 2029–2034, Aug 2005. 117
- [Frisoli-2007] A. Frisoli, L. Borelli, A. Montagner, S. Macheschi, C. Pscopio, F. Salcedo, M. Bergamasco, M.C. Carboncini, M. Tolaini, and B. Rossi. Arm rehabilitation with a robotic exoskeleton in virtual reality. In *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE Intl. Conf. on*, pages 631–642, 2007. 23

- [Fugl-Meyer-1975] A.R. Fugl-Meyer, L. Jääskö, I. Leyman, S. Olsson, and S. Steglind. The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. In *Scandinavian journal of rehabilitation medicine.*, volume 7, pages 31–44, 1975. 30
- [Garrec-2000] P. Garrec. Transmission à vis, écrou et câble attaché à la vis - fr0101630, 2000 (eur 01938347.0-2421 and us 10/296,740 (screw and nut transmission and cable). In *French Patent*, 2000. 41
- [Garrec-2004a] P. Garrec, J. P. Martins, and J. P. Friconneau. A new technology for portable exoskeletons. In *AMSE2004, Journal of the Association for the Advancement of Modelling*, volume 65, 2004. 39
- [Garrec-2004b] P. Garrec, J.P. Martins, and J.P. Friconneau. Une nouvelle technologie d’orthèse portable. In *Proceedings of Handicap 2004*, June 2004. 39, 42, 43
- [Garrec-2004c] P. Garrec, J.P. Friconneau, and F. Louveau. Virtuose 6d : a new force-control master arm using innovative ball-screw actuators. In *Proceedings of ISR2004 - 35th Symposium on Robotics*, 2004. 39
- [Garrec-2006] P. Garrec, J.P. Martins, F. Gravez, Y. Measson, and Y. Perrot. A new force-feedback, morphologically inspired portable exoskeleton. In *Robot and Human Interactive Communication, 2006. ROMAN 2006. The 15th IEEE International Symposium on*, 2006. 39, 43
- [Garrec-2006b] P. Garrec, J.P. Martins, F. Gravez, Y. Perrot, and Y. Méasson. Une nouvelle orthèse portable à retour d’effort inspirée par la morphologie. In *Handicap 2006*, 2006. 40, 43
- [Garrec-2009] P. Garrec. Design of an anthropomorphic upper limb exoskeleton actuated by ball-screws and cables. In *Proceedings of the National Conference on Mechanics of Solids, CNMS-13th*, 2009. 43
- [Gogu-2005] G. Gogu. Mobility of mechanisms : a critical review. In *Mechanism and Machine Theory*, volume 40, 2005. 98
- [Gopura-2008] R.A.R.C. Gopura and K. Kiguchi. Development of a 6dof exoskeleton robot for human upper-limb motion assist. In *Information and Automation for Sustainability, 2008. ICIAFS 2008. 4th International Conference on*, Dec. 2008. 24
- [Gopura-2008b] R.A.R.C. Gopura and K. Kiguchi. A human forearm and wrist motion assist exoskeleton robot with EMG-based fuzzy-neuro control. In *Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2008. BioRob 2008. 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on*, pages 550–555, 2008. 24
- [Gopura-2009] R.A.R.C. Gopura and K. Kiguchi. Mechanical designs of active upper-limb exoskeleton robots : State-of-the-art and design difficulties. pages 178–187, june 2009. 6, 20, 24
- [Guidali-2009] M. Guidali, M. Schmiedeskamp, V. Klamroth, and R. Riener. Assessment and training of synergies with an arm rehabilitation robot. In *Rehabilitation Robotics, 2009. ICORR 2009. IEEE International Conference on*, pages 772–776, 2009. 32
- [Gupta-2008] A. Gupta, M. K. O’Malley, V. Patoglu, and C. Burgar. Design, control and performance of ricewrist : A force feedback wrist exoskeleton for rehabilitation and training. In *Int. J. Rob. Res.*, volume 27, pages 233–251, 2008. 23

- [Hanneton-2009] S. Hanneton, S. Dedobbeler, T. Hoellinger, and A. Roby-Brami. Kinemagnetography for the direct kinematic modeling of the upper limb during trunk-assisted reaching. In *Submitted*, 2009. 142
- [Harris-1998] C. M. Harris and D. M. Wolpert. Signal-dependent noise determines motor planning. In *Nature*, volume 394, pages 780–784, aug 1998. 6
- [Harwin-2006] W.S. Harwin, J.L. Patton, and V.R. Edgerton. Challenges and opportunities for robot-mediated neurorehabilitation. In *Proceedings of the IEEE*, volume 94, pages 1717–1726, Sept. 2006. 36
- [Hayward-1997] V. Hayward, F. Janabi-Sharifi, and C.-S. Jason Chen. Adaptive windowing Discrete-Time velocity estimation techniques : Application to haptic interfaces. In *IN ROB. CONTROL. SY.RO.CO'97, IFAC*, 1997. 51
- [Heilman-1973] K.M. Heilman. *Ideational apraxia - a re-definition*, volume 86. Brain, 1973. 8
- [Hesse-2003] S. Hesse, G. Schulte-Tigges, and M. Konrad et al. Robot assisted arm trainer for the passive and active practice of bilateral forearm and wrist movements in hemiparetic subjects. In *Arch Phys Med Rehabil*, volume 84, pages 915–20, 2003. 19, 32
- [Hesse-2005] Hesse S., Werner C., and Pohl M. et al. Computerized arm training improves the motor control of the severely affected arm after stroke : a single-blinded randomized trial in two centers. In *Stroke*, volume 36, pages 1960–6, 2005. 32
- [Hogan-1985] T. Flash and N. Hogan. The coordination of arm movements : an experimentally confirmed mathematical model. In *Journal of Neurosciences*, volume 5, pages 1688–1703, 1985. 17
- [Hollerbach-1982] J.M. Hollerbach and T. Flash. Dynamic interactions between limb segments during planar arm movement. In *Biological Cybernetics*, volume 44, pages 67–77, 1982. 115
- [Housman-2007] S.J. Housman, L. Vu, T. Rahman, R.J. Sanchez, and D.J. Reinikensmeyer. Arm-training with t-wrex after chronic stroke : Preliminary results of a randomized controlled trial. In *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on*, June 2007. 73
- [Huang-2005] H. Huang, T. Ingalls, L. Olson, K. Ganley, T. Rikakis, and J. He. Interactive multimodal biofeedback for task-oriented neural rehabilitation. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the*, pages 2547–2550, 2005. 34
- [Hunt-1967] K.H. Hunt. In *Journal of Mechanisms*, pages 307–327, 1967. 80
- [Jarrasse-2008] N. Jarrasse, J. Paik, V. Pasqui, and G. Morel. How can human motion prediction increase transparency ? In *Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE Intl. Conf. on*, May 2008. 121, 125
- [Jarrasse-2008b] N. Jarrasse, J. Paik, V. Pasqui, and G. Morel. Experimental evaluation of several strategies for human motion based transparency control. In *Experimental Robotics*, pages 557–565, 2009. 121
- [Jiping-2005] J. He, E.J. Koeneman, R.S. Schultz, D.E. Herring, J. Wanberg, H. Huang, T. Sugar, R. Herman, and J.B. Koeneman. Rupert : a device for robotic upper extremity repetitive therapy. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the*, pages 6844–6847, 2005. 22

- [Johansson-2001] R. S. Johansson, G. Westling, A. Bäckström, and J. R. Flanagan. Eye-hand coordination in object manipulation. In *The Journal of Neuroscience*, volume 21, pages 6917–6932, Sept 2001. 117
- [Jurak-2007] M. Jurak, A. Toth, G. Fazekas, and M. Horvath. An approach to consider upper limb kinematics for the improvement of motion control in a two arm robotic rehabilitation system. In *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on*, pages 274–282, June 2007. 25, 33
- [Kahn-2006] L.E. Kahn, P.S. Lum, and W.Z. Rymer et al. Robot-assisted movement training for the stroke-impaired arm : does it matter what the robot does ? In *Journal of Rehabilitation Research and Development*, volume 43, pages 619–630, 2006. 18, 30, 33, 35
- [Kahn-2006b] L. E. Kahn, M.L. Zygman, W. Zev Rymer, and D.J. Reinkensmeyer. Robot-assisted reaching exercise promotes arm movement recovery in chronic hemiparetic stroke : a randomized controlled pilot study. volume 3, pages 12–12. 27
- [Kautz-2005] S. A. Kautz and C. Patten. Interlimb influences on paretic leg function in poststroke hemiparesis. In *J Neurophysiol*, volume 93, pages 2460–2473, may 2005. 9
- [Khalil-2001] H. K. Khalil. *Nonlinear Systems*. Prentice Hall, 3 edition, dec 2001. 114
- [Khalil-et-al-1988] E. Dombre and W. Khalil. *Modélisation et Commande des Robots*. Editions Hermes, 1988. 45
- [Kiguchi-2001] K. Kiguchi, K. Iwami, K. Watanabe, and T. Fukuda. A study of an emg-based exoskeletal robot for human shoulder motion support. In *JSME International Journal Series C*, 2001. 73, 74
- [Krasovsky-2010] T. Krasovsky and M. F. Levin. Review : Toward a better understanding of coordination in healthy and poststroke gait. In *Neurorehabil Neural Repair*, volume 24, pages 213–224, 2010. 59
- [Krebs-1998] H.I. Krebs, N. Hogan, M.L. Aisen, and B.T. Volpe. Robot-aided neurorehabilitation. In *IEEE transactions on rehabilitation engineering.*, volume 6, Mar 1998. 17, 34
- [Krebs-1999] H. I. Krebs, M. L. Aisen, B. T. Volpe, and N. Hogan. Quantization of continuous arm movements in humans with brain injury. In *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, volume 96, pages 4645–4649, 1999. 57
- [Krebs-2004] H.I. Krebs, M. Ferraro, and S.P. Buerger et al. Rehabilitation robotics : pilot trial of a spatial extension for mit-manus. In *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, pages 1–5, 2004. 17, 30
- [Kvalseth-1982] T.O. Kvalseth. The power law of motor controls : Some diverse applications. In *Proceeding of the Human Factors Society*, pages 339–343, 1982. 116
- [Kwakkel-2008] G. Kwakkel, B. J. Kollen, and H. I. Krebs. Effects of Robot-Assisted therapy on upper limb recovery after stroke : A systematic review. In *Neurorehabilitation and Neural Repair*, volume 22, pages 111–121, 2008. 34
- [Kyuwan-2005] C. Kyuwan, H. Hirose, T. Iijima, and Y. Koike. Prediction of four degrees of freedom arm movement using emg signal. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the*, pages 5820–5823, 2005. 117

- [Laffranchi-2009] M. Laffranchi, N.G. Tsagarakis, F. Cannella, and D.G. Caldwell. Antagonistic and series elastic actuators : a comparative analysis on the energy consumption. In *Intelligent Robots and Systems, 2009. IROS 2009. IEEE/RSJ International Conference on*, pages 5678–5684, 2009. 24
- [Lamoreux-1971] L. W. Lamoreux. Kinematic measurements in the study of human walking. In *Bulletin of Prosthetics Research*, volume 10, pages 3–84, 1971. 75
- [LeGuet-1998] J.L. Le Guet and G. Le Claire. Pendant combien de temps doit-on pratiquer la rééducation du membre supérieur chez l'hémiplégique ? In *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 1998. 10
- [Leboucher-2009] J. Leboucher, M. Lempereur, S. Brochard, and O. Rémy-Néris. Evaluation of joint coherence using fusionned data : Application to the gleno-humeral joint. In *Proceedings of the 22nd Congress of the International Society of Biomechanics*, 2009. 5, 72
- [Levin-1996] M. F. Levin. Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis. In *Brain : A Journal of Neurology*, volume 119, pages 281–293, 1996. 9
- [Levin-2000] M. F. Levin, R. W. Selles, M. H. Verheul, and O. G. Meijer. Deficits in the coordination of agonist and antagonist muscles in stroke patients : implications for normal motor control. In *Brain Research*, volume 853, pages 352–369, 2000. 9
- [London-1981] J.T. London. Kinematics of the elbow. In *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*, volume 63, pages 529–535, 1981. 5
- [Loureiro-2001] R.C.V. Loureiro, W.S. Harwin, F. Amirabdollahian, S. Coote, and E. Stokes. Using haptics technology to deliver motivational therapies in stroke patients : Concepts and initial pilot studies. In *In Proceedings of the 1st European Conference on Haptics (EuroHaptics 2001)*, 2001. 34
- [Loureiro-2003] R. Loureiro, F. Amirabdollahian, M. Topping, B. Driessen, and W. Harwin. Upper limb robot mediated stroke therapy : Gentle/s approach. In *Autonomous Robots*, volume 15, pages 35–51, 2003. 18
- [Lum-2002] P.S. Lum, C.G. Burgar, and P.C. Shor et al. Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke. In *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, volume 83, pages 952–959, 2002. 18, 26, 31, 34, 36
- [Lum-2004] P.S. Lum, C.G. Burgar, and P.C. Shor. Evidence for improved muscle activation patterns after retraining of reaching movements with the mime robotic system in subjects with post-stroke hemiparesis. In *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, volume 12, pages 186–194, 2006. 31, 33
- [Lum-2006] P.S. Lum, C.G. Burgar, and M. Van der Loos. Mime robotic device for upper-limb neurorehabilitation in subacute stroke subjects : a follow-up study. In *Journal of Rehabilitation Research and Development*, volume 43, pages 631–642, 2006. 31, 36
- [Markolf-1976] K.L. Markolf, J.S. Mensch, and H.C. Amstutz. Stiffness and laxity of the knee, the contributions of the supporting structures. a quantitative in vitro study. In *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*., volume 58, pages 583–594, 1976. 75

- [Masiero-2007] S. Masiero, A. Celia, and G. Rosati et al. Robotic-assisted rehabilitation of the upper limb after acute stroke. In *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, volume 88, pages 142–149, 2007. 32
- [Mehrholz-2009] J. Mehrholz, T. Platz, J. Kugler, and M. Pohl. Electromechanical and Robot-Assisted arm training for improving arm function and activities of daily living after stroke. In *Stroke*, 2009. 34
- [Mihelj-2006] M.N. Mihelj and T. Riener. Armin toward a six dof upper limb rehabilitation robot. In *Biomedical robotics and biomechatronics, BioRob 2006.*, pages 1154–1159, 2006. 31
- [Mihelj-2007] M. Matjaz, N. Tobias, and R. Robert. A novel paradigm for patient-cooperative control of upper-limb rehabilitation robots. In *Advanced Robotics*, number 8, pages 843–867, 2007. 21
- [Morasso-1981] P. Morasso. Spatial control of arm movements. In *Experimental Brain Research*, volume 42, 1981. 115
- [Moreland-2003] J.D. Moreland, C.H. Goldsmith, and M.P. Huijbregts et al. Progressive resistance strengthening exercises after stroke : a single blind randomized controlled trial. In *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, volume 84, pages 1433–1440, 2003. 30
- [Murray-1997] C. J.L. Murray and A. D Lopez. Mortality by cause for eight regions of the world : Global burden of disease study. In *The Lancet*, volume 349, pages 1269–1276, 1997. 9
- [MussaIvaldi-2000] F.A. Mussa-Ivaldi and J.L. Patton. Robots can teach people how to move their arm. In *Robotics and Automation, 2000. Proceedings. ICRA '00. IEEE International Conference on*, volume 1, pages 300–305, 2000. 27
- [Nakayama-1994] H. Nakayama, H.S. Jørgensen, H.O. Raaschou, and T.S. Olsen. Compensation in recovery of upper extremity function after stroke : the copenhagen stroke study. In *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1994. 14
- [Nef-2005] T. Nef and R. Riener. Armin - design of a novel arm rehabilitation robot. In *Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on*, pages 57–60, July 2005. 21
- [Nef-2008] T. Nef and R. Riener. Shoulder actuation mechanisms for arm rehabilitation exoskeletons. In *Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2008. BioRob 2008. 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on*, pages 862–868, 2008. 22
- [Nef-2009] T. Nef, M. Guidali, and R. Riener. ARMin III arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation. In *Applied Bionics and Biomechanics*, volume 6, pages 142–127, 2009. 22
- [Neu-2001] C.P. Neu, J. J. Crisco, and S. W. Wolfe. In vivo kinematic behavior of the radio-capitate joint during wristflexion-extension and radio-ulnar deviation. In *Journal of Biomechanics*, volume 34, pages 1429–1438, nov 2001. 6
- [Pang-2006] M.Y. Pang, J.E. Harris, and J.J. Eng. A community-based upper-extremity group exercise program improves motor function and performance of functional activities in chronic stroke : a randomized controlled trial. In *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, volume 87, pages 1–9, 2006. 14

- [Patton-2006] J.L. Patton, M.E. Stoykov, and M. Kovic et al. Evaluation of robotic training forces that either enhance or reduce error in chronic hemiparetic stroke survivors. In *Experimental Brain Research*, volume 168, pages 368–383, 2006. 27, 36
- [Pelissier-1988] J. Pélissier. *Hémiplégie vasculaire de l'adulte et médecine de rééducation*. Masson, 1988. 12
- [Perry-2007] J.C. Perry, J. Rosen, and S. Burns. Exoskeletons for gait assistance and training of the motor-impaired. In *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, Aug 2007. 21
- [Phillips-1964] J. R. Phillips and K. H. Hunt. In *Australia - Applied Science*, pages 267–287, 1964. 80
- [Pons-2008] J.L. Pons. *Wearable Robots : Biomechatronic Exoskeletons*. 2008. 71, 89
- [Prange-2006] G. B Prange, M. J. A. Jannink, C. G. M. Groothuis-Oudshoorn, H. J. Hermens, and M. J. Ijzerman. Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. In *Journal of Rehabilitation Research and Development*, volume 43, pages 171–184, 2006. 34, 35
- [Reinkensmeyer-2000] Reinkensmeyer DJ., Kahn LE., and Averbuch M. et al. Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury : progress with the arm guide. In *Journal of Rehabilitation Research and Development*, volume 37, pages 653–662, 2000. 18
- [Robertson-2005] J. Robertson and J.P. Regnaud. L'efficacité des techniques de rééducation chez le sujet hémiplegique est-elle influencée par des facteurs? In *Kinesithérapie scientifique*, volume 458, pages 5–12, 2005. 30
- [Robey-1998] R. R. Robey. A Meta-Analysis of clinical outcomes in the treatment of aphasia. In *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, volume 41, pages 172–187, feb 1998. 10
- [Roby-Brami-2003] A.Roby-Brami, S. Jacobs, N. Bennis, and M. F. Levin. Hand orientation for grasping and arm joint rotation patterns in healthy subjects and hemiparetic stroke patients. In *Brain Research*, volume 969, pages 217–229, 2003. 9
- [Roby-Brami-2005] A. Roby-Brami, S. Jacobs, G. Hoffmann, I. Laffont, and S. Hanne-ton. Point de travail et synergies : apport des théories du contrôle moteur pour la suppléance perceptive. In *Arobase*, volume 1, pages 75–84, 2005. 6
- [Rocon-2007] E. Rocon, J.M. Belda-Lois, A.F. Ruiz, M. Manto, J.C. Moreno, and J.L. Pons. Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression. In *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, volume 15, 2007. 88
- [Rosati-2005] G. Rosati, P. Gallina, S. Masiero, and A. Rossi. Design of a new 5 d.o.f. wire-based robot for rehabilitation. In *Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on*, pages 430–433, July 2005. 18
- [Rosen-2005] J. Rosen, J.C. Perry, N. Manning, S. Burns, and B. Hannaford. The human arm kinematics and dynamics during daily activities - toward

- a 7 dof upper limb powered exoskeleton. In *Advanced Robotics, 2005. ICAR '05. Proceedings., 12th International Conference on*, pages 532–539, July 2005. 21
- [Rossi-2007] A. Rossi and G. Rosati. Rehabilitation robotics in padua, italy. In *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on*, pages 323–327, June 2007. 18
- [Sakita-2004] K. Sakita, K. Ogawara, S. Murakami, K. Kawamura, and K. Ikeuchi. Flexible cooperation between human and robot by interpreting human intention from gaze information. In *Intelligent Robots and Systems, 2004. (IROS 2004). Proceedings. 2004 IEEE/RSJ International Conference on*, volume 1, pages 846–851, Sept 2004. 117
- [Schaal-2002] S. Schaal. *Arm and hand movement control*. 2002. 116
- [Schiele-2006] A. Schiele and F.C.T. van der Helm. Kinematic design to improve ergonomics in human machine interaction. In *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, volume 14, pages 456–469, Dec. 2006. 24, 73, 74
- [Schiele-2008] A. Schiele. An explicit model to predict and interpret constraint force creation in phri with exoskeletons. In *Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on*, pages 1324–1330, May 2008. 25, 75, 76
- [Schmidt-1978] R.A. Schmidt, H.N. Zelaznik, and J.S. Frank. *Sources of inaccuracy in rapid movement*. 1978. 116
- [Schmidt-2004] H. Schmidt, S. Hesse, C. Werner, and A. Bardeleben. Upper and lower extremity robotic devices to promote motor recovery after stroke -recent developments. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE*, volume 7, pages 4825–4828, Sept. 2004. 19
- [Scholz-1999] J.P. Scholz and G. Schöner. The uncontrolled manifold concept : identifying control variables for a functional task. In *Experimental Brain Research*, volume 126, pages 298–306, 1999. 7
- [Scott-1993] S.H. Scott and D.A. Winter. Biomechanical model of the human foot : kinematics and kinetics during the stance phase of walking. In *Journal of Biomechanics*, 1993. 72
- [Shadmehr-2000] R. Shadmehr and Z.M. Moussavi. Spatial generalization from learning dynamics of reaching movements. In *Journal of Neuroscience*, volume 20, pages 7807–7815, 2006. 27
- [Sledd-2006] Alan Sledd and Marcia K. O'Malley. Performance enhancement of a haptic arm exoskeleton. In *HAPTICS '06 : Proceedings of the Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, page 58, Washington, DC, USA, 2006. IEEE Computer Society. 23
- [Soechting-1981] J.F. Soechting and F. Lacquaniti. Invariant characteristics of a pointing movement in man. In *Journal of Neuroscience*, volume 1, pages 710–720, 1981. 115
- [Soechting-1987] J.F. Soechting and C.A. Terzuolo. Organization of arm movements. motion is segmented. In *Neuroscience*, pages 39–51, 1987. 116
- [Steeds-1947] W. Steeds. *Mechanism and the Kinematics of Machines*. London : Longmans, Green 1947., 1947. 77

- [Stein-2004] J. Stein, H.I. Krebs, and W.R. Frontera et al. Comparison of two techniques of robot-aided upper limb exercise training after stroke. In *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, volume 83, pages 720–728, 2004. 29
- [Stokdijk-2000] M. Stokdijk, M. Biegstraaten, W. Ormel, Y. A. de Boer, H. E. J. Veeger, and P. M. Rozing. Determining the optimal flexion-extension axis of the elbow in vivo a study of interobserver and intraobserver reliability. In *Journal of Biomechanics*, volume 33, pages 1139–1145, 2000. 5
- [Sugar-2007] T.G. Sugar, H. Jiping, E.J. Koeneman, J.B. Koeneman, R. Herman, H. Huang, R.S. Schultz, D.E. Herring, J. Wanberg, S. Balasubramanian, P. Swenson, and J.A. Ward. Design and control of rupert : A device for robotic upper extremity repetitive therapy. In *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions*, volume 15, pages 336–346, Sept. 2007. 22
- [Taub-2005] E. Taub, P.S. Lum, and P. Hardin et al. Autocite : automated delivery of ci therapy with reduced effort by therapists. In *Stroke*, volume 36, pages 1301–1304, 2005. 19, 33
- [Thrift-2001] A. G. Thrift, H. M. Dewey, R. A.L. Macdonell, J. J. McNeil, and G. A. Donnan. Incidence of the major stroke subtypes : Initial findings from the north east melbourne stroke incidence study (NEMESIS). In *Stroke*, volume 32, pages 1732–1738, aug 2001. 9
- [Toth-2005] A. Toth, G. Fazekas, G. Arz, M. Jurak, and M. Horvath. Passive robotic movement therapy of the spastic hemiparetic arm with REHAROB : report of the first clinical test and the follow-up system improvement. In *Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on*, pages 127–130, 2005. 25
- [Tsagarakis-2003] N.G. Tsagarakis and D.C. Caldwell. Development and control of a 'soft-actuated' exoskeleton for usr in physiotherapy and training. In *Journal of Autonomous Robots*, pages 21–23, 2003. 24
- [VanderLee-1999] J. Van der Lee, R. Wagenaar, G. Lankhorst, T. Vogelaar, W. Deville, and L. Bouter. Forced use of the upper extremity in chronic stroke patients : Results from a single-blind randomized clinical trial. In *Stroke*, volume 30, pages 2369–2675, 1999. 14
- [Vanderhelm-1992] F.C.T. Van der helm, H.E.J. Veeger, and G.M. Pronk. Geometry parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system. In *Journal of biomechanics*, June 1992. 4, 72
- [Viviani-1995] P. Viviani and T. Flash. Minimum-jerk, two-thirds power law, and isochrony : converging approaches to movement planning. In *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, Feb 1995. 115
- [Volpe-2000] B.T. Volpe, H.I. Krebs, and N. Hogan et al. A novel approach to stroke rehabilitation : robot-aided sensorimotor stimulation. In *Neurology*, volume 54, pages 1938–1944, 2000. 30, 32
- [Waldron-1966] K.J. Waldron. The constraint analysis of mechanisms. In *Journal of Mechanisms*, pages 101–114, 1966. 80
- [Wu-2005] G. Wu, S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D. D. D'Lima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid, and I. Stokes. 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. In *Journal of Biomechanics*, May 2005. 55, 141
- [Wynne-1984] A. Wynne. Neuromotor synergies as a basis for coordinated intentional action. In *Journal of Motor Behavior*, volume 16, pages 135–170, 1984. 7
- [Yam-2006] W. K. Ling Yam and M. S. Mei Leung. Interrater reliability of modified ashworth scale and modified tardieu scale in children with spastic cerebral palsy. In *Journal of Child Neurology*, volume 21, pages 1031–1035, 2006. 30
- [Yejun-2005] W. Yejun, J. Patton, P. Bajaj, and R. Scheidt. A real-time haptic/graphic demonstration of how error augmentation can enhance learning. In *Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on*, pages 4406–4411, April 2005. 28, 36
- [Zackowski-2004] K. M. Zackowski, A. W. Dromerick, S. A. Sahrman, W. T. Thach, and A. J. Bastian. How do strength, sensation, spasticity and joint individuation relate to the reaching deficits of people with chronic hemiparesis? In *Brain*, volume 127, pages 1035–1046, 2004. 9
- [Zemiti-2005] N. Zemiti. *Commande en Effort des Systèmes Robotiques pour la Chirurgie Mini-Invasive*. PhD thesis, dec 2005. 113, 119

Contributions à l'utilisation d'exosquelettes actifs pour la rééducation neuromotrice

Résumé :

La rééducation neuromotrice est un des nouveaux champs d'application de la robotique en interaction physique. Dans ce domaine, on cherche à concevoir des machines pouvant assister les mouvements de patients atteints de troubles neuromoteurs dans la réalisation d'exercices physiques.

Un des enjeux importants est de pouvoir proposer des machines capables de maîtriser des efforts mécaniques distribués le long des membres du patient durant les mouvements. Ceci a conduit la communauté à travailler au développement de structure exosquelettiques. L'essentiel des recherches en cours est focalisé sur les aspects cinématiques plus que sur le problème des transmissions d'efforts. C'est au contraire à ces aspects cruciaux qu'est consacrée la présente thèse. Pour améliorer la qualité du contrôle des efforts dans la mise en œuvre des exosquelettes robotiques, les principales contributions se situent dans les domaines de la conception et de la commande.

S'agissant de la conception, nous avons exploité des résultats existants dans la littérature pour la structure mécanique et la mécatronique d'actionnement, en utilisant l'exosquelette réversible ABLE conçu au CEA LIST. Partant de ce modèle, représentatif de l'existant, nous avons travaillé sur le problème du couplage mécanique entre le robot et le bras. Ce travail a permis de proposer une méthode générale pour synthétiser des mécanismes de fixation articulés passifs entre un exosquelette et un membre humain. Les fixations ainsi conçues garantissent l'isostaticité globale de l'ensemble. L'étude théorique générale est appliquée à ABLE, montrant une amélioration nette de la qualité de l'interaction.

S'agissant de la commande, nous avons déployé une commande en efforts multi-contacts, ce qui constitue en soit une originalité, puis proposé de faciliter l'accompagnement des mouvements du sujet en exploitant une anticipation de trajectoire, grâce à un contrôleur mixte force/position. Là encore, l'apport expérimental évalué sur l'exosquelette ABLE est probant.

Un dernier résultat important de la thèse concerne l'évaluation de la qualité de l'interaction homme-exosquelette dans des tâches de comanipulation. En effet, pour pouvoir quantifier l'apport des différentes propositions dans le domaine de la conception et de la commande, nous avons dû établir une méthode permettant d'étudier de manière reproductible l'interaction physique homme-robot, en analysant simultanément les efforts et la cinématique des gestes.

Mots clés : Exosquelette, orthèse, interaction physique homme-robot, analyse du mouvement humain, transparence, hyperstatisme, commande par anticipation de trajectoire.

Contributions to the use of active exoskeletons for neuromotor rehabilitation

Abstract :

Neuro-motor rehabilitation is one of the new application areas of physically interactive robots. In this domain, the aim is to design machines that are able of assisting an impaired patient's motions when he/she practices physical exercises.

One of the key topics is to provide machines capable of finely mastering mechanical forces distributed along human members. This has motivated the development of robotic exoskeletons. However, most of the research so far has focused on kinematics of these devices, with little attention paid to the force transmission question. Rather, this thesis is mostly dedicated to this crucial aspect. The main contributions are in the domain of design and control of robotic exoskeletons, with a main objective defined by the quality of force control.

In the domain of design, we have exploited literature results regarding the robot structure and actuation mechatronics. Indeed, a starting point of this research is an existing back-drivable exoskeleton called ABLE, designed by CEA-LIST for assisting human arm. Given this particular robot, which is representative of the state of the art in terms of mechanical properties, we have worked on the mechanical coupling between the robot and the human arm. This has yielded to a general method aimed at designing passive fixation mechanisms between exoskeletons and human members. These mechanisms allow to guarantee global isostaticity and to select transmitted forces in such a way that they are fully controllable. The method is successfully applied to ABLE, with experimental evidence of an increased quality of interaction.

Regarding the control aspects, our work has focused on the so-called transparent mode, when the robot has to follow the patient's movement while minimizing the disturbances. We have deployed an original multi-contact force controller, which also uses as an input a prediction of the patient's movement. This mixed force/position controller is, again, successfully experimented on ABLE.

A last result of this work concerns evaluation of the interaction quality during manipulation tasks. Indeed, in order to be able of quantifying improvements brought by design and control developments, it has been necessary to setup a method aimed at reproducibly evaluate the quality of human-robot physical interaction. This is achieved through analyzing simultaneous records of forces and gesture kinematics.

Keywords : Exoskeleton, orthosis, human-robot physical interaction, human motion analysis, transparency, hyperstaticity, force control, trajectory feedforward.
