



HAL
open science

Contrôle biomimétique de prothèses à partir des mouvements résiduels et d'informations contextuelles

Effie Ségas

► **To cite this version:**

Effie Ségas. Contrôle biomimétique de prothèses à partir des mouvements résiduels et d'informations contextuelles. Psychologie. Université de Bordeaux, 2023. Français. NNT : 2023BORD0075 . tel-04164931

HAL Id: tel-04164931

<https://theses.hal.science/tel-04164931v1>

Submitted on 18 Jul 2023

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.

THÈSE PRÉSENTÉE POUR OBTENIR LE GRADE DE
DOCTEUR
DE L'UNIVERSITÉ DE BORDEAUX

École doctorale Sociétés, politique, santé publique
Sciences cognitives et ergonomie - Option sciences cognitives

Contrôle biomimétique de prothèses à partir des mouvements résiduels et d'informations contextuelles.

Présentée par :
Effie SÉGAS

Réalisée à :
l'Institut de **Neurosciences Cognitives et Intégratives d'Aquitaine**, Bordeaux

Sous la direction de :
Dr Aymar GOULLET DE RUGY

Soutenue le :
24 mars 2023

Membres du jury :

Présidente : Mme Hélène Sauzéon, Professeure des universités (Centre Inria de l'université de Bordeaux)

Rapporteur : M Nathanaël Jarrassé, Chargé de recherche (CNRS / ISIR)

Rapporteur : M Vincent Padois, Directeur de Recherche (Centre Inria de l'université de Bordeaux)

Examinatrice : Mme Jozina De graaf, Maîtresse de conférences (Université Aix-Marseille)

Examineur : M Michel Guerraz, Professeur des universités (Université Savoie Mont-Blanc)

Invité : M Rémi Klotz, Docteur (Tour de Gassies)

Directeur de thèse : M Aymar de Rugy, Directeur de recherche (INRIA)

Résumé

Bien que pouvant être considérée comme une affection rare, l'absence de tout ou d'une partie du membre supérieur impacte fortement la qualité de vie des personnes en souffrant. Malgré les avancées dans le domaine des prothèses myoélectriques, dont le schéma de contrôle utilise l'activité électrique des muscles résiduels, le manque de signaux musculaires pertinents pour un niveau d'invalidité trans-huméral ne permet pas un déplacement simultané et intuitif des multiples articulations du bras, nécessaire pour transporter la main à des positions et orientations variées compatibles avec la saisie d'objets. En nous inspirant des avancées des contrôles exploitant les mouvements résiduels, nous avons récemment proposé une alternative prometteuse utilisant les prédictions d'un réseau de neurones artificiels, basées sur la position et l'orientation de la cible du mouvement ainsi que la position angulaire courante des articulations résiduelles, pour contrôler les degrés de liberté perdus à la suite d'une amputation trans-humérale. Dans la première série d'expériences présentée dans cette thèse, ce contrôle est adapté à une utilisation par une personne amputée. Pour ce faire, l'intégralité des mouvements du membre supérieur de 10 participants valides, réalisés lors d'atteintes de cibles à des positions et orientations variées, est utilisée pour entraîner un nouveau réseau de neurones, pensé pour être utilisable par une personne amputée. Dans un environnement virtuel, l'utilisation de ce réseau adapté à leur morphologie a permis à 19 participants, dont 7 amputés, d'atteindre des cibles variées sans entraînement préalable avec des taux de réussites très élevés (> 99 %) et des temps d'atteinte comparables à ceux du mouvement naturel. À l'aide de cette même approche, 15 participants, dont 2 amputés et 1 agénésique, ont contrôlé un bras robotique pour saisir des objets réels avec un pourcentage de réussite élevé et des temps d'atteinte compatibles avec un mouvement naturel dans un contexte simplifié où aucun mouvement du tronc ni de l'épaule ne peut être utilisé pour compenser les imperfections du contrôle. Cette approche permet une bonne convergence de la main sur l'objet visé, ce qui offre des perspectives d'application en environnement virtuel pour le traitement des douleurs fantômes. Cependant, elle implique une brusque modification de la configuration distale à chaque changement de cible qu'il convient de mieux prendre en compte pour une application réelle. Dans la deuxième partie de cette thèse, une nouvelle approche est testée pour éliminer cette brusque modification en proposant une transition fluide, déterminée d'après la vitesse de déplacement du moignon et l'écart entre la configuration distale courante et la configuration « objectif » la plus probable. Deux méthodes sont présentées pour définir cette configuration « objectif », soit à partir de la position et de l'orientation de la cible du mouvement seulement, soit en prenant également en compte l'orientation courante du moignon. En réalité virtuelle, ces contrôles assurent

une transition fluide avec, cependant, un temps de mouvement allongé, et ont permis à 12 participants valides d'atteindre des cibles à des positions et orientations variées. Les bons résultats obtenus, particulièrement quand l'orientation courante du moignon est prise en compte, permettent d'envisager un passage sur un dispositif réel dont la preuve de principe est apportée dans la dernière étude de cette thèse. Malgré des performances en deçà de celles observées en réalité virtuelle, explicables par la présence de différentes contraintes (e.g. mécatroniques, gestion de la discontinuité, vue non égocentrée, ajout de mouvements compensatoires), les 12 participants valides de cette expérience ont pu saisir la plupart des cibles proposées. Ces résultats pointent la nécessité de réaliser des travaux complémentaires visant à améliorer la gestion de la discontinuité et le dispositif expérimental de test réel.

Mots-clefs : *contrôle basé sur le mouvement, prothèse trans-humérale, amputé, réseau de neurones artificiels, coordinations motrices, synergies articulaires.*

Abstract

Although limb deficiency could be considered as a rare condition, it strongly impacts the quality of life of the persons suffering from it. Despite advances in myoelectric prostheses, whose control scheme is based on the electrical activity of residual muscles, the lack of relevant control signals for a trans-humeral level of disability does not allow for simultaneous and intuitive movement of multiple arm joints necessary to bring the hand to various positions and orientations needed to grasp objects. Grounded on advances in movement-based prosthesis control, we recently proposed a promising alternative using predictions from an artificial neural network, receiving the position and orientation of the movement goal as well as the current angular position of the residual joints, to control the degrees of freedom lost following a trans-humeral amputation. In the first set of experiments presented in this thesis, this control is adapted to be used by an amputee. To do so, the entire upper limb movements of 10 able-bodied participants, performed while reaching targets in various positions and orientations, are used to train a new neural network, designed to be usable by an amputee. In a virtual environment, the use of this network adapted to their morphology allowed 19 participants, including 7 amputees, to reach various targets without prior training with very high success rates ($> 99\%$) and reaching times comparable to those of natural movement. Using this same approach, 15 participants, including 2 acquired and 1 congenital amputees, controlled a robotic arm to grasp real objects with high success rates and reaching times consistent with natural movement, in a simplified context where neither trunk nor shoulder movements could be used to compensate for control imperfections. This approach allows a good convergence of the hand on the targeted object, which offers direct possibility of application in virtual environment for the treatment of phantom limb pain. However, it implies an abrupt modification of the distal configuration at each change of target that should be better handled for a real application. In the second part of this thesis, a new approach is tested to eliminate this abrupt change by proposing a smooth transition, determined from the speed of the stump movements and the gap between the current and the "goal" distal configurations. Two methods are presented to define this "goal" configuration, either from the position and orientation of the movement goal (i.e. target object) alone or by also taking into account the current orientation of the stump. In virtual reality, these controls ensure a smooth transition with, however, an extended movement time, and allowed 12 able-bodied participants to reach targets at various positions and orientations. The good results obtained, particularly when the current orientation of the stump is taken into account, allow to consider a transition on a real device whose proof of principle is brought in the last study of this thesis. Despite performances below those observed in virtual reality, which can be explained by

the presence of various constraints (e.g. mechatronics, management of discontinuity, non-egocentric point of view, addition of compensatory movements), the 12 valid participants of this experiment were able to grasp most of the proposed targets. These results point to the need for further work to improve the discontinuity management and the real test experimental setup.

Key words : *movement-based control, trans-humeral prosthesis, amputee, artificial neural network, motor coordination, joint synergies.*

Remerciements

Remerciements

*« Ce qu'on peut faire on le fait,
ce qu'on peut pas faire on le fait pas. »*

Un participant amputé au sujet de son handicap,
s'applique très bien à un étudiant en thèse.

Avant toute chose, je tiens à remercier les membres du jury d'avoir accepté d'évaluer ces travaux de thèse. Plus particulièrement, je remercie les docteurs **Nathanaël Jarrassé** et **Vincent Padois** d'avoir assuré le rôle de rapporteur, les docteurs **Jozina De graaf** et **Michel Guerraz** d'avoir assumé le rôle d'examineur et le docteur **Hélène Sauzéon** d'avoir présidé ce jury. Les aléas des grèves ont fait que certains d'entre vous n'ont pu être présents physiquement à ma soutenance, mais j'espère sincèrement pouvoir vous rencontrer un jour afin de continuer les discussions initiées à la suite de ma présentation.

Je tiens également à remercier le docteur **Rémi Klotz** pour avoir participé à ce jury en tant que membre invité. Je souhaite le remercier, ainsi que tout le personnel médical de l'UGECAM Tour de Gassies, et en particulier **Nelly Munier**, de nous avoir permis de réaliser l'ensemble des expériences incluant des participants amputés présentées dans ces travaux de thèse.

Je remercie l'ensemble des participants, amputés ou non, d'avoir répondu présent lors des différentes expériences présentées ici. À ceux qui liront ces lignes, vous n'imaginez pas à quel point votre aide m'a été précieuse. Je vous en dois une (bière, expé, à vous de voir).

Je tiens également à remercier **Jean-René** et **Sandrine** de m'avoir accueillie dans leur laboratoire. **Jean-René**, merci de m'avoir prêté ton ordinateur quand j'en avais tant besoin ! Cela fait quelques années maintenant que je côtoie les membres de l'INICIA et il me serait difficile de dresser une liste exhaustive de toutes les personnes que je souhaite remercier. Je remercie donc l'ensemble des membres du laboratoire pour m'avoir accueillie, formée et guidée au cours de ces dernières années et pour avoir grandement participé à me faire aimer la recherche. Merci à toute l'équipe administrative et informatique, **Geneviève**, **Richard**, **Marjorie**, **Nathalie**, **Loïc** et **Christophe**, pour leur aide. Merci à tous ceux que j'ai eu en professeur (je ne me risquerai pas à tous vous nommer ici). Merci à tous les chercheurs qui m'ont encadrée lors de stages ou de projets, **Denis**, **Sylvie**, **Igor**, **Willy**, **Étienne**, **Christophe** et bien sûr **Aymar**.

Aymar que je souhaite surtout remercier pour m'avoir permis d'effectuer ces un peu plus de 3 années de thèse dans l'équipe Hybrid. Merci de m'avoir fait confiance et

de m'avoir guidée tout au long de cette aventure. Je dois dire que pratiquement tout ce que tu avais prédit au début de ma thèse sur son déroulé a eu lieu (à quelques confinements et fermetures du laboratoire près). Merci également d'avoir un niveau de stress incroyablement bas, ce qui a grandement aidé à me faire relativiser et donc à mener à bien ces travaux de thèse.

Je tiens également à remercier l'ensemble de l'équipe Hybrid. **Daniel**, merci pour t'être toujours intéressé à mes travaux, bien qu'un peu éloignés de ta thématique de recherche, et pour m'avoir prodigué tout au long de ma thèse de précieux conseils. Merci également pour toute l'aide que tu m'as apportée lors de la rédaction. **Émilie**, merci pour ton aide avec les participants, ta bonne humeur et ta capacité à relativiser tous les aléas des expériences ! **Christophe**, merci pour les multiples apports que tu as fait sur mon projet et les longues discussions que nous avons pu avoir. **Philippe**, merci pour m'avoir fait découvrir les mystères du bras humain. **Florent**, merci pour ta bonne humeur, les nombreuses discussions et pour n'avoir jamais cassé mon dispo ! Merci également à **Vincent** pour avoir accepté de te lancer dans un énième projet avec moi, être entré dans le code en un temps records et m'avoir aidée aussi bien sur le plan technique que scientifique (et même un peu en bad').

Je n'oublie pas bien sûr les thésards de l'équipe que je souhaite remercier chaleureusement. Merci tout d'abord à **Mathilde**, première de cordée, pour m'avoir encadrée lors de mon tout premier stage dans l'équipe, il y a bien longtemps, quand j'étais encore loin de savoir coder quoi que ce soit ! Merci à toi **Mathieu**, pour toutes ces discussions et pour avoir partagé avec moi ton point de vue sur la recherche. Merci **Sébastien** pour avoir bien déblayé le terrain et pour tes nombreux encouragements. Et puisque je ne suis pas la première mais pas la dernière non plus, je souhaite également remercier **Bianca** pour tout ce qu'on a partagé durant ces dernières années de thèses. Il me tarde de te voir présenter tous les supers travaux que tu réalises actuellement !

Je souhaite également remercier les stagiaires que j'ai encadrés : **Antoine**, **Océane**, **Léa** et **Marc**. Merci d'avoir participé à cette aventure avec moi. J'espère que ce que je vous ai transmis vous servira dans la suite de votre parcours.

Merci également à tous ceux qui m'ont aidée à réaliser ces travaux de thèse de diverses façons. **Étienne**, merci pour tous tes conseils et pour avoir sauvé mes répétitions en me prêtant ce micro. Merci également de m'avoir permis avec **Émilie** de participer à cette expérience incroyable qu'est le vol parabolique. **Romuald**, merci de m'avoir guidée dans les eaux troubles des statistiques. **Camille**, merci pour ce prêt

d'ordinateur de dernière minute qui a grandement facilité ma soutenance ! **Frédéric, Xavier et Pierre-Yves**, merci de m'avoir aidée à prendre du recul sur mes travaux en me confrontant au langage d'autres disciplines. Je tiens également à remercier l'ensemble de l'équipe de Pollen Robotics, et en particulier **Pierre, Matthieu, Simon et Gaëlle**, pour toutes les interactions que nous avons eu et pour leur aide avec Reachy. **Gaëlle**, merci pour tout le soutien que tu m'as apporté et tous les moments qu'on a partagés depuis ce fameux jour où tu m'as demandé si mon prénom était un pseudo.

Et puisqu'on parle d'amis, je tiens à remercier tous les autres. Merci à ceux du « master » élargi pour tout ce qu'on a partagé depuis le temps et pour tout ce que vous m'avez apporté aussi bien d'un point de vue personnel que d'un point de vue professionnel. Merci à ceux de l'école d'ingénieur, même si c'est très dur d'être appelée mamie. En particulier merci à **Emma** pour ses retours et corrections de dernières minutes ! Merci également à mes amis du Canada et de Suisse, toujours là malgré la distance. Et enfin, merci à ceux plus anciens, comme **Hélène**, qui malgré le temps qui passe a toujours su répondre présent.

Je souhaite enfin remercier ma famille pour tout le soutien, aussi bien moral que matériel, qu'elle m'a apporté au cours de ces longues années d'étude. Merci à mes parents de ne pas m'avoir crue quand j'ai annoncé que je ferai des études courtes et d'avoir tout le temps été là pour moi. Merci à mes grands-parents de m'avoir toujours aidée et d'avoir relu un nombre incalculable de rapports. Il semblerait que j'ai finalement retenu quelques unes des nombreuses règles de grammaire que vous m'avez enseignées ! Merci à ma tante **Claire**, pour son aide au cours de ces dernières années et pour ses retours pendant cette rédaction.

Enfin, j'aimerais remercier **Joris**. Merci d'être toujours là pour moi. Tu as joué de nombreux rôles au cours de ces années de thèse, et tout au long de mes études, dont celui de confident, de lave-vaisselle, de partenaire de jeu et de façon moins attendue de mannequin bras lors de mes longues sessions de débogage confinées. Pour ça et pour plein d'autres raisons encore, je n'en serais probablement pas là sans toi co-docteur. J'attends toujours avec impatience ton mot dans mon magnifique carnet (merci **Loulou** et **Juju**) !

Table des matières

Résumé	3
Abstract	7
Remerciements	11
Table des matières	15
Table des figures	21
Liste des tableaux	25
Liste des abréviations	27
Problématique	31
I Introduction Générale	36
I.1 Les prothèses et la clinique	38
I.1.1 Épidémiologie de la population concernée	39
I.1.2 Les prothèses en usage clinique	40
I.1.3 Améliorations récentes des contrôles myoélectriques et limitations	43
I.1.4 Attentes des utilisateurs de prothèses	47
I.2 Le contrôle sensorimoteur naturel	50
I.2.1 Le membre supérieur : un système redondant	53
I.2.2 Les régularités dans le mouvement naturel et les modélisations du contrôle moteur qui en découlent	56
I.3 Les alternatives aux contrôles classiques s’inspirant du contrôle naturel	64
I.3.1 Contrôles basés sur le mouvement	66
I.3.2 L’apport de la vision assistée par ordinateur	74
I.4 Objectifs de la thèse	76

I.4.1	Adaptation pour une utilisation par une personne amputée au niveau trans-huméral	79
I.4.2	Gestion des discontinuités inhérentes à l'utilisation des informations relatives au but du mouvement	81
I.4.3	Passage du virtuel à une application réelle	82
II	Contributions Expérimentales	86
II.1	De la preuve de principe à l'utilisation par une personne amputée en environnement virtuel	88
II.1.1	Introduction	89
II.1.2	Matériels et Méthodes	91
II.1.2.1	Participants	91
II.1.2.2	Dispositif de réalité virtuelle	92
II.1.2.3	Description de la tâche	93
II.1.2.4	Calibration du bras virtuel	95
II.1.2.5	Construction du bras virtuel à 7 DDLs	97
II.1.2.6	Évaluation des amplitudes articulaires	98
II.1.2.7	Améliorations du contrôle Proximo-Contextuel	100
II.1.2.7.1	Réseau de neurones artificiels	101
II.1.2.7.2	Données d'entraînement	101
II.1.2.8	Description de l'espace de travail	104
II.1.2.8.1	Ensemble de cibles plausibles	104
II.1.2.8.2	Ensemble de cibles possibles	106
II.1.2.9	Déroulé des expériences	108
II.1.2.9.1	Phases expérimentales	109
II.1.2.9.2	Protocoles	110
II.1.2.10	Réduction des données et métriques	111
II.1.2.10.1	Filtrages	111
II.1.2.10.2	Métriques de performance	112
II.1.2.10.3	Métriques de compensation	112
II.1.2.10.4	Métriques subjectives	113
II.1.2.11	Analyse Statistiques	113
II.1.3	Résultats	113
II.1.4	Discussion	116

II.2 Gestion des discontinuités inhérentes à l'utilisation des informations relatives au but du mouvement	122
II.2.1 Introduction	123
II.2.2 Matériels et Méthodes	125
II.2.2.1 Participants	125
II.2.2.2 Modifications méthodologiques	125
II.2.2.3 Gestion de la discontinuité des commandes	127
II.2.2.4 Description des modes de contrôle	129
II.2.2.5 Questionnaires et retours participants	130
II.2.2.6 Protocole	133
II.2.2.7 Réduction des données et métriques	134
II.2.2.7.1 Filtrages	134
II.2.2.7.2 Métriques de performance et de compensation	134
II.2.2.7.3 Métriques de trajectoire	134
II.2.2.7.4 Métriques subjectives	136
II.2.2.8 Analyses statistiques	136
II.2.3 Résultats	137
II.2.4 Discussion	145
II.3 Passage d'un environnement virtuel à une plate-forme robotique	152
II.3.1 Introduction	153
II.3.2 Matériel et méthodes communs	155
II.3.2.1 Plate-forme robotique	155
II.3.2.2 Description de la tâche	156
II.3.2.3 Phases expérimentales	157
II.3.2.4 Gestion de la discontinuité des commandes	158
II.3.3 Expérience en contexte simplifié	158
II.3.3.1 Matériels et Méthodes	159
II.3.3.1.1 Participants	159
II.3.3.1.2 Description de l'espace de travail	159
II.3.3.1.3 Adaptation des modes de contrôle à l'utilisation d'un robot	161
II.3.3.1.4 Protocole	161
II.3.3.1.5 Réduction des données et métriques	162
II.3.3.1.6 Analyses Statistiques	163
II.3.3.2 Résultats	163
II.3.4 Expérience en contexte élaboré	165
II.3.4.1 Matériels et Méthodes	166

II.3.4.1.1	Participants	166
II.3.4.1.2	Modifications méthodologiques	166
II.3.4.1.3	Description de l'espace de travail	166
II.3.4.1.4	Adaptations du contrôle PCA	168
II.3.4.1.5	Ajout des mouvements complémentaires aux contrôles	168
II.3.4.1.6	Protocole	169
II.3.4.1.7	Réduction des données et métriques	170
II.3.4.1.8	Analyses Statistiques	172
II.3.4.2	Résultats	173
II.3.5	Discussion	178
III Rappels des principaux résultats, discussions et perspectives		184
III.1	Adaptation pour une utilisation par une personne amputée au niveau trans-huméral	186
III.1.1	Solutions proposées et résultats	186
III.1.2	Utilisation d'un contrôle naturel en substitue de la thérapie miroir pour le traitement des douleurs du membre fantôme	189
III.2	Gestion des discontinuités inhérentes à l'utilisation des informations relatives au but du mouvement	192
III.2.1	Solutions proposées et résultats	193
III.2.2	Pistes pour améliorer le contrôle proposé et complémentarité avec les approches myoélectriques	195
III.3	Passage du virtuel à une application réelle	200
III.3.1	Solutions proposées et résultats	201
III.3.2	Pistes d'améliorations du dispositif expérimental	203
III.3.3	Prochaines étapes du passage sur une prothèse réelle	204
IV Références		210
V Annexes		238
A	Publications et Présentations Orales	239
A.1	Publications	239
A.2	Présentations orales	239

Table des matières

B	Vidéos d'illustration	240
C	Retours des participants amputés de l'Exp3	242
D	Questionnaire F-SUS	244
E	Questionnaire Pros-TLX	245

Table des figures

I.1.1	Niveaux anatomiques correspondants aux différents types d'invalidités dus à l'absence de tout ou d'une partie du membre supérieur.	39
I.1.2	Les différents types de prothèses.	41
I.2.1	Représentation schématique des structures impliquées dans le mouvement.	52
I.2.2	Représentation schématique du problème de redondance du système « membre supérieur ».	53
I.2.3	Illustration de la variabilité de la force produite par deux doigts lors d'une tâche de maintien de force.	55
I.2.4	Représentation schématique du modèle d'Optimal Feedback Control.	60
I.2.5	Représentation schématique de la courbe de vitesse de la main lors de mouvements de différentes durées.	61
I.3.1	Schéma de contrôle proposé dans KALIKI et al., 2013.	70
I.3.2	Représentation de la tâche réalisée par les participants de MICK et al., 2021.	72
I.3.3	Structure des réseaux utilisés dans MICK et al., 2021.	73
II.1.1	Équipement des participants.	93
II.1.2	Tâche en réalité virtuelle.	94
II.1.3	Rapports standards entre la taille et la longueur des segments du corps humain.	96
II.1.4	Superposition du bras réel sur le bras virtuel.	97
II.1.5	Modèle considéré pour le bras à 7 DDLs.	98
II.1.6	Mouvements unitaires des 7 DDLs effectués lors de la phase d'évaluation des amplitudes articulaires.	99
II.1.7	Structure du réseau Proximo-Contextuel.	100
II.1.8	Adaptation des informations contextuelles à la taille du bras du participant.	102
II.1.9	Création des ensembles de cibles utilisés en réalité virtuelle.	105

II.1.10	<i>Représentation schématique des ensembles de cibles explorés en réalité virtuelle.</i>	107
II.1.11	<i>Protocoles expérimentaux des Exp1-3.</i>	108
II.1.12	<i>Métriques de performance des Exp1-3.</i>	114
II.1.13	<i>Métrique de compensation des Exp1-3.</i>	115
II.2.1	<i>Représentation d'un objet transparent pour aider au positionnement de la main.</i>	126
II.2.2	<i>Représentation schématique des différences entre les réseaux de neurones de type PCA et de type CA.</i>	130
II.2.3	<i>Correspondance entre le SUS_{score} et les adjectifs proposés dans BANGOR, 2009.</i>	131
II.2.4	<i>Protocole expérimental de l'Exp4.</i>	133
II.2.5	<i>Métriques de performance et de compensation de l'Exp4.</i>	137
II.2.6	<i>Métriques de trajectoire de l'Exp4.</i>	139
II.2.7	<i>Évolution de la trajectoire de l'Exp4.</i>	141
II.2.8	<i>Métriques subjectives de l'Exp4.</i>	142
II.2.9	<i>Scores par dimension au questionnaire Pros-TLX de l'Exp4.</i>	143
II.3.1	<i>Représentation du modèle géométrique d'un bras de la plate-forme robotique Reachy à 7DDLs + 1 pince.</i>	156
II.3.2	<i>Espace de travail des Exp5a-d.</i>	160
II.3.3	<i>Protocoles expérimentaux des Exp5a-d.</i>	161
II.3.4	<i>Métriques de performance des Exp5a-d.</i>	164
II.3.5	<i>Espace de travail de l'Exp6.</i>	167
II.3.6	<i>Représentation schématique de la stratégie mise en place pour l'ajout des mouvements complémentaires.</i>	169
II.3.7	<i>Protocole expérimental de l'Exp6.</i>	170
II.3.8	<i>Métriques de performance et de compensation de l'Exp6.</i>	174
II.3.9	<i>Métriques de trajectoire de l'Exp6.</i>	175
II.3.10	<i>Évolution de la trajectoire de l'Exp6.</i>	176
II.3.11	<i>Métriques subjectives de l'Exp6.</i>	177

Liste des tableaux

II.1.1 <i>Description des caractéristiques d'amputation des participants de l'Exp3.</i>	92
II.2.1 <i>Moyennes des scores totaux et des scores pour chaque dimension du questionnaire Pros-TLX de l'Exp4.</i>	144

Liste des abréviations

Contrôle C+ : Contrôle couplant les informations contextuelles et des 3 angles de l'épaule pour reconstruire les 4 Degrés de Liberté distaux. Proposé dans MICK et al., 2021.

Contrôle C- : Contrôle reconstruisant les 4 Degrés de Liberté distaux à partir des 3 angles de l'épaule. Utilisé dans MICK et al., 2021.

Contrôle CA : Contrôle Contextuel Adapté, contrôle basé sur la reconstruction des 7 Degrés de Liberté du membre supérieur à partir des informations relatives au but du mouvement. Les données d'entraînement proviennent d'une base de données adaptée à la taille du bras de l'utilisateur.

Contrôle PC : Contrôle Proximo-Contextuel, contrôle basé sur la reconstruction des 5 Degrés de Liberté les plus distaux à partir des 2 angles de l'épaule et de l'information relative au but du mouvement.

Contrôle PCA : Contrôle Proximo-Contextuel Adapté, contrôle PC dont les données d'entraînement proviennent d'une base de données adaptée à la taille du bras de l'utilisateur.

Contrôle PCI : Contrôle Proximo-Contextuel Individuel, contrôle PC dont les données d'entraînement proviennent d'une base de données des mouvements de l'utilisateur.

DDL(s) : Degré(s) de Liberté

EHI : *Edinburgh Handedness Inventory*

gd : gestion de la discontinuité

mc : mouvements complémentaires

PR : *Pattern Recognition*, technique permettant de reconstruire une posture prothétique à partir de caractéristiques des signaux recueillis.

Pros-TLX : *Prosthesis Task Load indeX*, questionnaire utilisé dans l'Exp4 pour évaluer la charge de travail ressentie lors de l'utilisation des contrôles proposés.

SUS : *System Usability Scale*, questionnaire utilisé dans l'Exp4 pour évaluer l'utilisabilité ressentie des contrôles proposés.

Problématique

Une invalidité due à l'absence de tout ou d'une partie du membre supérieur, qu'elle soit innée ou acquise, altère grandement la qualité de vie des personnes concernées. En effet, nombre des activités de la vie de tous les jours impliquent l'utilisation d'un ou des deux bras pour être accomplies. La privation d'une partie du membre peut ainsi avoir un impact négatif sur la capacité d'autonomie de la personne mais également sur son insertion sociale et professionnelle.

La situation de handicap peut être palliée à l'aide de dispositifs prothétiques qui visent à rendre certaines des fonctions perdues. Ainsi, les fonctions motrices peuvent être regagnées en partie par l'utilisation de prothèses de bras actives. Parmi celles-ci, les prothèses myoélectriques, dont le contrôle se base sur les signaux musculaires, concentrent la majorité des recherches et avancées du domaine. Malgré cela, ces prothèses souffrent d'un problème de dimensionalité. En effet, le nombre d'articulations pouvant être contrôlé via ces dispositifs dépend grandement du nombre de signaux musculaires distincts et pertinents disponibles. Or, alors même que le nombre d'articulations à contrôler augmente (i.e. main, poignet, coude), le nombre de signaux musculaires disponibles chute à mesure que le niveau d'invalidité se rapproche de l'épaule. Les schémas de contrôle myoélectriques actuellement disponibles sont donc particulièrement adaptés aux niveaux d'invalidité où les muscles natifs des articulations perdues sont encore présents, comme c'est généralement le cas pour les niveaux trans-radiaux (i.e. en dessous de l'articulation du coude), laissant ainsi les personnes avec un niveau d'invalidité trans-humérale (i.e. au-dessus de l'articulation du coude) sans solution satisfaisante.

Une approche considérée comme prometteuse vise à déduire le mouvement des articulations prothétiques à partir de celui du membre résiduel. Cette approche tire sa source de propriétés du mouvement humain émergeant du contrôle sensori-moteur naturel. Lors d'un mouvement du membre supérieur, il est en effet possible d'observer des synergies articulaires, c'est-à-dire une mobilisation conjointe, répétable et préférentielle de plusieurs articulations. L'explication de l'émergence de ces synergies est sujette à débat dans la littérature. Selon la première hypothèse, plutôt que de contrôler chaque articulation de façon individuelle, le système nerveux agirait sur des paramètres plus globaux. L'activation de ces paramètres permettrait le déplacement de plusieurs articulations simultanément pour coordonner l'ensemble du mouvement, ce qui expliquerait l'apparition de synergies observables, entre autres, au niveau articulaire. Selon la seconde hypothèse, le système nerveux contrôlerait en priorité les paramètres pertinents pour la réalisation de la tâche. En compensant l'action d'un Degré de Liberté

par un autre si nécessaire, les synergies entre différentes articulations permettraient alors de conserver la performance relative au but du mouvement tout en permettant une variabilité nécessaire pour absorber d'éventuelles perturbations.

Quelle que soit leur origine, les synergies représentent des liens entre les différentes articulations qui peuvent être exploités par des schémas de contrôles de prothèses s'inspirant du mouvement humain. La plupart des efforts de la littérature utilisant ces synergies dans le contrôle de prothèses trans-humérales se sont concentrés sur la reconstruction du coude à partir de l'épaule, permettant ainsi de déplacer l'organe terminal de la prothèse vers l'objet visé mais pas de l'orienter correctement pour le saisir. Les quelques tentatives visant à reconstruire également la pronation / supination de l'avant-bras ne semblent pas mener à des résultats satisfaisants dès lors que l'orientation de l'objet à saisir n'est pas suffisamment contrainte. La reconstruction de cette articulation ne semble pouvoir se faire sans l'ajout d'informations supplémentaires dans le contrôle telles que des mouvements non naturels de l'épaule exécutés de manière délibérée par l'utilisateur. Cependant, pour pallier les déficits dus à un niveau d'invalidité situé au-dessus du coude, il n'est pas seulement nécessaire de positionner la main convenablement dans l'espace, il faut également l'orienter de façon à pouvoir saisir l'objet visé. Ceci implique également de positionner correctement les Degrés de Liberté du poignet (i.e. flexion / extension et déviation radiale-ulnaire). Or, du fait de la difficulté de les reconstruire à partir des informations encore disponibles pour un niveau d'invalidité au-dessus du coude et de l'absence de solution prothétique proposant leur mobilisation volontaire, les schémas de contrôle actuels n'incluent classiquement pas ces Degrés de Liberté.

Nous avons vu précédemment que les synergies pouvaient émerger du fait que le système nerveux cherche à maintenir l'objectif du mouvement. Nous nous sommes donc demandé si fournir à un algorithme de contrôle de prothèse l'information du but du mouvement, dans notre cas le positionnement et l'orientation de l'objet qui doit être saisi, permettrait de reconstruire plus efficacement les liens existants entre les mouvements des articulations résiduelles et ceux de la prothèse afin de rapprocher la main du but visé mais également de l'orienter correctement. Dans une étude antérieure à ces travaux de thèse et publiée en 2021, nous avons montré que compléter les informations de l'orientation du moignon données en entrées d'un réseau de neurones artificiels avec des informations relatives au but du mouvement, à savoir la position et l'orientation de la cible à atteindre, permettait à ce dernier de reconstruire l'ensemble des articulations disparues lors d'une amputation trans-humérale de façon plus précise

qu'un réseau basé uniquement sur les informations d'orientation du moignon (MICK et al., 2021). Bien qu'un contrôle basé sur les prédictions de ce réseau permette à des participants valides, amputés virtuellement, de saisir et de déposer des objets à plusieurs positions et orientations dans un environnement virtuel, il n'est pas utilisable tel quel par une personne amputée. En effet, ce contrôle nécessite d'enregistrer les mouvements naturels du bras de l'utilisateur, chose pouvant être rendue impossible à la suite d'une amputation. De plus, la rotation humérale, servant d'information d'entrée au contrôle n'est pas mesurable de façon fiable chez une personne amputée. Pour finir, l'espace de travail dans lequel a été validé le contrôle était relativement restreint et ne représentait qu'une petite partie de l'ensemble des configurations angulaires pouvant être produites par le membre supérieur humain naturellement. Ces travaux de thèses visent donc à étendre cette preuve de principe en adaptant le contrôle proposé à une personne amputée et en permettant son utilisation sur un dispositif réel en tentant de répondre à la question suivante :

Les coordinations naturelles des articulations du membre supérieur de participants valides, couplées à des informations relatives au but du mouvement, peuvent-elles permettre de reconstruire un mouvement de la prothèse utilisable par une personne amputée ?

De manière plus précise, les travaux présentés dans ce manuscrit s'intéresseront à la généralisation du contrôle proposé dans l'étude de 2021 en l'adaptant à un utilisateur n'ayant pas fourni les données d'entraînement du réseau de neurones artificiels, et en le testant dans un espace de travail élargi présentant des positions et orientations de cibles variées. Nous verrons que le contrôle ainsi proposé permet une convergence efficace du bras vers la cible compatible avec la saisie d'objets orientés. Cependant, à chaque nouvelle cible, le changement des informations relatives au but du mouvement (i.e. informations à caractère discontinu) induit une modification brusque dans les prédictions du réseau, rendant la première partie du déplacement des articulations distales peu naturelle et rendant plus difficile son utilisation telle quelle sur une prothèse réelle. Il sera donc proposé de gérer cette brusque modification des prédictions du réseau en transformant de manière fluide la configuration distale angulaire actuelle en direction d'une configuration « objectif ». Pour ce faire, la modification devant être appliquée à chaque instant à la configuration actuelle sera déduite de la vitesse de déplacement du bras de l'utilisateur. Deux méthodes, utilisant les prédictions de réseaux de neurones artificiels, seront présentées pour déterminer la configuration « objectif » la plus probable. La première se basera exclusivement sur les informations relatives au

but du mouvement tandis que la seconde prendra également en compte l'orientation courante du moignon. En parallèle, afin de préparer l'utilisation des contrôles présentés sur une prothèse réelle, la démonstration de l'utilisation des contrôles proposés sur une plate-forme robotique sera faite dans cette thèse.

La première partie de ce manuscrit présente l'introduction générale composée d'un état de l'art en lien avec la problématique de ces travaux de thèse et des définitions des différents concepts nécessaires pour les aborder et les comprendre. Plus précisément, le Chapitre I.1 de cette partie s'intéresse aux personnes concernées par le port de prothèses, les problématiques auxquelles elles font face et les solutions qui leur sont actuellement proposées. Le Chapitre I.2 présente une revue de la littérature sur le contrôle sensorimoteur naturel, incluant les régularités dans la production de mouvements coordonnés d'atteinte et de saisi avec le bras, et les modèles de contrôle qui en découlent. Le Chapitre I.3 traite du champ de recherche utilisant les connaissances sur le mouvement humain pour proposer un contrôle basé sur les mouvements du membre résiduel ou du corps ainsi que sur l'apport de la vision assistée par ordinateur dans le domaine. Enfin, le Chapitre I.4 présente les objectifs de cette thèse et les questions scientifiques auxquelles ces travaux tentent de répondre.

La deuxième partie présente les contributions expérimentales réalisées dans ces travaux de thèses. Ces contributions sont réparties en trois chapitres, chacun essayant de répondre à un objectif de la thèse. Le premier présente les développements mis en place pour adapter le contrôle proposé en 2021 à une personne amputée et assurer la convergence de la main vers des positions et orientations variées compatibles avec la saisie d'objets dans un large espace de travail (Chapitre II.1). Le deuxième chapitre traite de la gestion de discontinuité pouvant apparaître en début de mouvement du fait de l'utilisation d'informations relatives au but du mouvement (Chapitre II.2). Enfin, le dernier chapitre de cette partie présente les avancées faites pour passer d'un environnement virtuel à un environnement réel, à savoir une plate-forme robotique, en vue à terme d'appliquer les contrôles proposés à de vraies prothèses (Chapitre II.3).

Pour finir, la troisième partie rappelle les différents objectifs de cette thèse en détaillant pour chacun les problèmes à résoudre, les solutions proposées et les principaux résultats obtenus (Partie III). Cette partie conclut également ces travaux de thèse en abordant leurs limites et les perspectives en découlant.

Première partie

Introduction Générale

Cette partie introduit la revue de la littérature et l'ensemble des concepts nécessaires au lecteur pour comprendre les travaux de thèse présentés dans ce document. Elle se subdivise en quatre chapitres.

Le Chapitre 1.1 traite de la population touchée par une invalidité due à la perte de tout ou d'une partie du membre supérieur, les répercussions sur leur qualité de vie et les solutions actuellement proposées pour pallier les situations de handicap qui en résultent ainsi que leurs limitations. Le Chapitre 1.2 aborde les connaissances actuelles sur le contrôle moteur naturel du membre supérieur en traitant tout d'abord des difficultés inhérentes à la redondance du système, puis en présentant les différents modèles admis dans la littérature s'inspirant des caractéristiques observables. Le Chapitre 1.3 détaille le champ de recherche, dans lequel s'inscrivent ces travaux de thèse, qui vise à proposer des alternatives aux contrôles prothétiques classiques en s'inspirant des connaissances du mouvement humain. Pour finir, le Chapitre 1.4 présente de façon détaillée les différents objectifs de ces travaux de thèse.

Chapitre I.1

Les prothèses et la clinique

Les travaux présentés dans cette thèse ont pour but de proposer un nouveau type de contrôle de prothèse du membre supérieur. Ce chapitre s'intéresse donc à la population concernée par le contrôle proposé, aux alternatives existant en clinique et particulièrement aux avancées utilisant les signaux musculaires ainsi qu'aux limitations associées, sources d'abandon des prothèses par la population cible.

Les appareillages prothétiques peuvent être proposés aux personnes souffrant d'une invalidité due à l'absence de tout ou d'une partie du membre supérieur. La partie restante du membre est désignée sous le terme de moignon. Le degré d'invalidité peut être catégorisé selon le niveau anatomique à partir duquel le membre est absent (Figure I.1.1).

Une invalidité majeure du membre supérieur est définie comme l'absence d'au moins l'intégralité de la main (i.e. à partir du niveau anatomique désarticulation du poignet). Une définition équivalente existe pour qualifier un niveau d'invalidité du membre inférieur situé au-dessus de la cheville. Le contrôle proposé dans ces travaux de thèse s'adresse en particulier à la population souffrant d'invalidité au niveau trans-huméral, une invalidité majeure du membre supérieur caractérisée par l'absence du membre à partir d'une partie de l'humérus.

Dans ce chapitre, l'épidémiologie de la population concernée par le port de prothèse est exposée, puis, les différents types de prothèses utilisés en clinique sont décrits. Un focus particulier est mis sur les avancées dans le domaine des prothèses utilisant les activités musculaires comme signal de contrôle. Pour finir, quelques pistes d'améliorations visant à diminuer le risque d'abandon des prothèses sont abordées.

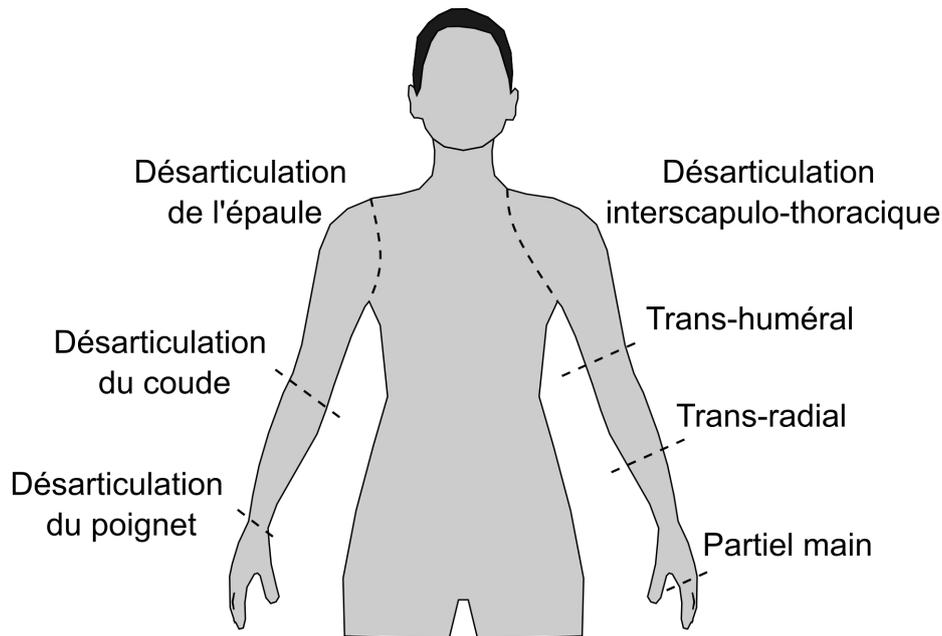


FIGURE I.1.1 – *Niveaux anatomiques correspondants aux différents types d'invalidités dus à l'absence de tout ou d'une partie du membre supérieur.*

I.1.1 Épidémiologie de la population concernée

Deux catégories peuvent être distinguées dans la population souffrant d'une invalidité du membre supérieur.

La première regroupe les personnes ayant subi une amputation, c'est-à-dire une opération chirurgicale visant à retirer tout ou une partie d'un membre. Une telle opération peut être justifiée, entre autres, à la suite d'un accident, d'une maladie vasculaire, de complications dues à un diabète ou du fait de la présence d'une tumeur cancéreuse.

En 2005, le nombre d'Américains vivants avec une amputation était estimé à 1,6 million, dont 35 % du membre supérieur (ZIEGLER-GRAHAM et al., 2008). 8 % de ces amputations étaient majeures et, parmi celles-ci, 83 % étaient d'origine traumatique, 12 % étaient dues à une maladie vasculaire dont plus de la moitié avec le diabète comme comorbidité. Les 5 % restant étaient d'origines cancéreuses.

Les données permettant d'estimer le nombre de personnes amputées du membre supérieur en France manquant, une estimation peut être établie à partir du recensement des actes médicaux. Ainsi, en 2008, 177 séjours pour amputation majeure du membre supérieur, dont 80 pour amputation trans-humérale et 3 pour désarticulation du coude, ont été répertoriés (HAS, 2010). De 2011 à 2020, 118 482 amputations majeures des

membres ont été répertoriées dans la base de données de « Scansanté.fr », près de 1,4 % (soit 1 616) concernait le membre supérieur, le plus souvent au niveau trans-huméral avec une moyenne annuelle de 76 amputations (BRUYANT et al., 2022).

La seconde catégorie regroupe les personnes souffrant d'agénésie, c'est-à-dire des personnes dont tout ou une partie du membre ne s'est pas formé lors du développement embryonnaire. Par abus de langage, ce type d'invalidité du membre supérieur est couramment qualifié d'amputation congénitale, par opposition à une amputation acquise (e.g. traumatique). La Haute Autorité de Santé (HAS) estime à partir de la population consultante à 0,15 pour 100 000 habitants le nombre de personnes souffrant d'agénésie du membre supérieur en France (HAS, 2010).

Bien que le nombre de personnes souffrant d'invalidité majeure due à l'absence de tout ou d'une partie du membre supérieur puisse sembler peu élevé au regard de la population générale, les répercussions sur la qualité de vie du patient et son autonomie sont multiples (GALLAGHER et al., 2011 ; RESNIK et al., 2019 ; JOHANSEN et al., 2018 ; RAMIREZ et al., 2022). Plus le niveau d'invalidité est haut, plus ces répercussions sont importantes. Des prothèses peuvent alors être utilisées pour pallier la situation de handicap en remplaçant les fonctions du membre absent. La section suivante présente les différents types de prothèses proposés en clinique.

I.1.2 Les prothèses en usage clinique

Les prothèses sont des dispositifs artificiels implantés sur ou dans l'organisme afin de remplacer une partie du corps manquante, que celle-ci soit un membre, une articulation ou un organe, en reconstituant une ou plusieurs fonctions perdues.

La plus ancienne prothèse de membre, avec une utilisation avérée du vivant de son porteur, connue à ce jour a été découverte sur la dépouille d'une momie Égyptienne datant de 1550 à 1300 avant Jésus-Christ (NERLICH et al., 2000). La prothèse, faite de bois et de cuir, permettait de remplacer l'*hallux* du pied droit, orteil qui, en soutenant 40 % du poids lors de la marche, est primordial pour cette activité.

Depuis, les différentes améliorations technologiques ont permis l'apparition d'un large éventail de prothèses plus ou moins sophistiquées. D'après la revue de RIBEIRO et al., 2019, les prothèses de membre peuvent être catégorisées selon le type d'interaction avec l'utilisateur (Figure I.1.2). Cette partie développe les deux catégories de

prothèses classiquement utilisées en clinique : les prothèses passives et actives. Une troisième catégorie existe et regroupe les prothèses hybrides qui cherchent à dépasser les limitations des prothèses classiques. Cependant, la plupart de ces solutions prothétiques sont encore au stade de recherche. Quelques exemples de ces prothèses seront présentés plus en détail dans le Chapitre I.3.

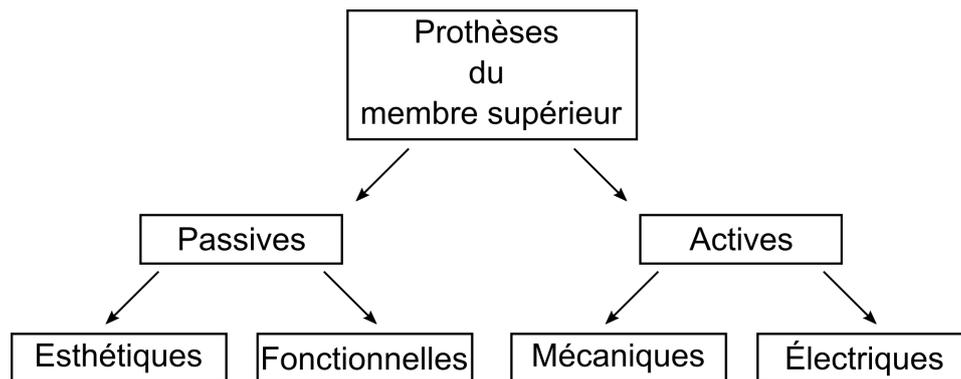


FIGURE I.1.2 – **Les différents types de prothèses.** Figure traduite et adaptée de RIBEIRO *et al.*, 2019.

Les prothèses passives ne présentent pas d'articulation mobile (i.e. Degré de Liberté abrégé par DDL). Elles sont subdivisées en prothèses esthétiques et fonctionnelles. Le but de la prothèse esthétique est de compléter le schéma corporel du porteur en mimant le plus fidèlement possible le membre disparu. Elles remplissent ainsi une fonction sociale. Les prothèses fonctionnelles permettent, elles, de réaliser certaines tâches de la vie quotidienne en offrant la possibilité d'interfacer des outils sur le membre prothétique (e.g. couverts, brosse à dents). Qu'elles soient esthétiques ou fonctionnelles, les prothèses passives peuvent aider à la réalisation de tâches bi-manuelles, en permettant de bloquer un objet par exemple. Toutefois, l'absence d'articulations contrôlables rend leur usage limité pour réaliser des activités de la vie quotidienne.

À l'inverse, les prothèses actives présentent une ou plusieurs articulations pouvant être contrôlées par l'utilisateur. Elles permettent ainsi de restaurer au moins en partie les fonctions motrices du membre disparu. L'activation des moteurs peut être due soit à une action mécanique soit à une action électrique.

Les prothèses à action mécanique sont constituées de câbles reliant une articulation de la prothèse à une autre partie du corps de l'utilisateur, généralement l'épaule du bras valide. Un mouvement de cette partie du corps permet alors d'induire un dépla-

cement de l'articulation prothétique en transférant l'effort produit via le câble. Ce type de système présente donc l'avantage de rétablir un lien entre mouvement d'une partie du corps et action sur l'environnement, la proprioception du mouvement du membre valide pouvant servir de signal de contrôle au cerveau. Néanmoins, le mécanisme de ces prothèses étant maintenu à l'aide d'un harnais, il peut provoquer un inconfort aussi bien moteur que social. Toutefois, bien que pouvant sembler rudimentaire, c'est ce type de prothèse qui a permis à Bob Radocy, pilote de l'équipe DIPO Power, de remporter en 2016 la course « arm prothesis » de la première édition du Cybathlon face à une soixantaine de concurrents.

Le mécanisme des prothèses électriques à bouton ressemble à celui des prothèses mécaniques. Ici, câbles et mouvements sont remplacés par un moteur relié à un bouton pouvant être actionné par le membre valide. Contrairement aux prothèses mécaniques, ce système a l'avantage de ne pas demander de mouvements non naturels du membre valide qui, de par leur répétition, peuvent mener à des Troubles Musculo Squelettiques chez l'utilisateur. Cependant, en s'éloignant du contrôle moteur naturel, le système de contrôle par bouton devient moins intuitif.

Les moteurs des prothèses électriques peuvent également être contrôlés via les signaux des muscles résiduels présents dans le moignon. Le contrôle le plus courant des articulations de ces prothèses, dites myoélectriques, se fait via les signaux musculaires recueillis par des électrodes de surface placées sur la peau au niveau de deux muscles antagonistes. La commande peut soit être de type « tout ou rien », une activité myoélectrique dépassant un seuil active le mouvement de l'articulation prothétique à une vitesse constante jusqu'à arrêt de la contraction ou atteinte de la limite angulaire, soit de type proportionnel, la vitesse de déplacement de l'articulation est alors proportionnelle à la contraction musculaire (FOUGNER et al., 2012). Ces contrôles, établissant un lien immédiat entre contractions musculaires et déplacements prothétiques, sont qualifiés de directs.

Malheureusement, ce type de prothèse souffre d'un problème de dimensionnalité : plus le niveau anatomique de l'invalidité est proche de l'épaule, plus le nombre d'articulations prothétiques contrôlables nécessaires pour reconstruire les fonctions motrices d'un membre valide augmente, et moins il y aura de muscles résiduels pour les contrôler. Pour un niveau d'invalidité nécessitant le contrôle de plusieurs articulations deux stratégies de contrôle, par niveaux ou séquentiel, peuvent être proposées. Dans le contrôle par niveaux, l'intensité de l'activité musculaire détermine l'articula-

tion prothétique à actionner. En pratique, la nécessité d'un contrôle précis de cette activité rend cette stratégie difficile à mettre en place, non intuitive et peu robuste. Son alternative séquentielle lui est donc souvent préférée (FARINA et al., 2014). Avec le contrôle séquentiel l'utilisateur peut changer d'articulation contrôlée en effectuant une co-contraction, c'est-à-dire une contraction simultanée de deux muscles. Pour une amputation trans-humérale par exemple, une longue séquence est nécessaire puisque seuls le biceps et le triceps sont classiquement utilisés pour contrôler la flexion / extension du coude, la pronation / supination du poignet et l'ouverture / fermeture de la main. Pourtant, ces muscles ne sont pas les muscles naturellement utilisés pour contrôler certaines de ces articulations (e.g. pronation / supination du poignet et ouverture / fermeture de la main). Le contrôle séquentiel couplé à l'utilisation de muscles exogènes au contrôle naturel rend l'utilisation d'un tel schéma de contrôle complexe, augmentant ainsi le temps d'apprentissage et présentant un coût cognitif non négligeable lors de son utilisation. L'absence de retours sensoriels oblige également l'utilisateur à se baser principalement sur le sens de la vue pour positionner correctement sa prothèse et effectuer la tâche souhaitée avec précision. De plus, le signal recueilli par les électrodes cutanées peut être altéré par la transpiration, le déplacement de l'électrode ou la fatigue musculaire, menant à une inconsistance entre la commande envoyée par l'utilisateur et la réponse de la prothèse (KYRANOU et al., 2018).

La section suivante présente les avancées récentes dans le domaine de recherche traitant des contrôles myoélectriques qui, bien que moins répandues que les approches classiques, commencent à être proposées en clinique.

I.1.3 Améliorations récentes des contrôles myoélectriques et limitations

Face aux lacunes des contrôles myoélectriques directs proposés en clinique, un large pan de recherche s'est intéressé à de nouvelles approches basées sur les signaux musculaires. Ces approches visent à remplir plusieurs critères primordiaux initialement décrits pour les prothèses utilisant les signaux musculaires (ENGLEHART et HUDGINS, 2003 ; FARINA et al., 2014) mais pouvant s'étendre au contrôle de toute prothèse électrique. Tout d'abord, le contrôle doit être fiable, c'est-à-dire qu'il doit permettre, de façon certaine, d'effectuer l'action souhaitée par l'utilisateur. Néanmoins, un contrôle fiable implique généralement un temps d'analyse des signaux émis important. Un compro-

mis acceptable doit donc être trouvé entre efficacité et rapidité du contrôle. En outre, la fiabilité ne doit pas être affectée par les déplacements de la prothèse, des capteurs ou du moignon de l'utilisateur. De plus, le contrôle proposé doit s'adapter aux changements d'état physiologique de l'utilisateur (e.g. fatigue, transpiration). Idéalement, le nombre de capteurs nécessaires pour le contrôle doit être faible et le système d'analyse doit être assez simple pour être embarqué sur une prothèse. Le contrôle doit également être intuitif pour l'utilisateur, il doit donc permettre de contrôler simultanément et proportionnellement les différentes articulations prothétiques sans charge de travail supplémentaire, avec des temps d'apprentissage et/ou de calibration très courts voire inexistantes ainsi que des retours sensoriels pertinents. Enfin, le contrôle doit être réalisé en temps réel, les informations prises en compte et les traitements nécessaires pour créer la commande à partir de celles-ci ne doivent pas excéder 300 ms (ASGHARI OSKOEI et HU, 2007) voire 200 ms (FARINA et al., 2014) selon les auteurs.

Nous avons vu que les contrôles myoélectriques classiques sont séquentiels dès lors que plus d'un Degré de Liberté est contrôlé par le système. Le système de co-contraction alors proposé comme signal pour changer l'articulation contrôlée rend la séquence d'activation musculaire complexe et fatigante pour l'utilisateur. Les approches par reconnaissance de motifs, qui seront désignées dans la suite du document par leur acronyme anglais PR pour *Pattern Recognition*, ont donc été proposées pour déterminer la classe de mouvement à effectuer à partir des signaux musculaires (SCHEME et ENGLEHART, 2011). Passer d'une classe de mouvement à l'autre ne nécessite pas de co-contraction et permet donc un enchaînement plus fluide du contrôle des différentes articulations. Ces approches se basent sur l'extraction de caractéristiques du signal myoélectrique, appelées *features* en anglais, dans le domaine temporel et/ou fréquentiel. La classe du mouvement est ensuite déterminée à partir de ces caractéristiques à l'aide d'algorithmes tels que des réseaux Bayésiens, des chaînes de Markov, des réseaux de neurones artificiels, des analyses de discrimination linéaires, des systèmes d'inférences floues ou des approches de classification dites neuro-floues (voir ASGHARI OSKOEI et HU, 2007 pour une revue). Un post-traitement est ensuite effectué afin de réduire les erreurs de classification en appliquant une moyenne glissante, un processus de « vote à la majorité » ou de logique floue (MADUSANKA et al., 2015).

Les approches de PR tirent avantage de tous les signaux musculaires captés par les électrodes, et ce quelles que soient leurs provenances, pour peu que leurs caractéristiques soient répétables dans le temps. Ainsi, elles sont une bonne alternative aux contrôles directs de prothèses trans-radiales sensibles aux phénomènes de *cross-talk*

(i.e. contamination du signal musculaire enregistré par l'activité d'un muscle proche) du fait de la proximité des muscles de l'avant-bras. Pour une personne amputée au niveau trans-huméral, ces approches peuvent se baser sur les activités musculaires résiduelles générées par la mobilisation du membre fantôme, qui correspond à une sensation de présence du membre disparu (JARRASSE et al., 2017 ; JARRASSÉ et al., 2018). Elles peuvent également tirer avantage des méthodes permettant d'augmenter le nombre de signaux recueillis comme les matrices d'électrodes et/ou la réinnervation ciblée de muscles (SCHEME et ENGLEHART, 2011 ; KUIKEN et al., 2009).

La réinnervation ciblée de muscles (CHEESBOROUGH et al., 2015), mieux connue sous son acronyme anglais TMR pour *Targeted Muscle Reinnervation*, est une technique chirurgicale, décrite pour la première fois en 2004 pour un patient amputé bilatéralement (KUIKEN et al., 2004), qui permet de retrouver les signaux naturels du contrôle moteur émis par les nerfs. L'utilisation de signaux naturels réduit le temps d'apprentissage nécessaire à l'utilisateur tout en apportant au système les informations pertinentes pour le contrôle. Le signal nerveux est amplifié au moyen d'un effecteur musculaire en reconnectant les torons (i.e. fibres nerveuses constituant les nerfs), innervant initialement les muscles absents, aux muscles résiduels (e.g. chefs dénervés des muscles du moignon ou du tronc). Outre son utilisation pour la PR, elle permet à l'utilisateur d'approches myoélectriques plus classiques de commander simultanément plusieurs articulations prothétiques en augmentant le nombre de signaux distincts recueillis par les électrodes (OH et CARLSEN, 2019).

La TMR peut être couplée à une réinnervation sensorielle ciblée appelée *Targeted Sensory Reinnervation* ou TSR en anglais (KUIKEN, MARASCO et al., 2007 ; KUIKEN, MILLER et al., 2007). La technique proposée initialement consiste à dénervé la peau localisée au-dessus du site de TMR afin que les nerfs sensoriels, initialement alloués aux parties disparues du membre, s'y connectent. Depuis, d'autres techniques chirurgicales ont été proposées (HEBERT et al., 2014), mais le principe reste le même : la localisation d'une stimulation (e.g. tactile, de température, de douleur ou une vibration) sur le site réinnervé sera ressentie comme provenant du membre disparu. Cette technique s'inscrit ainsi dans un champ plus large de recherche dont l'idée est de pouvoir transmettre à l'utilisateur les informations sensorielles enregistrées par des capteurs positionnés sur la prothèse et permettre ainsi de fermer la boucle sensori-motrice nécessaire au contrôle naturel (ANTFOLK et al., 2013 pour une revue ; GUÉMANN et al., 2022 pour un exemple non invasif).

À l'instar des contrôles directs de prothèses, les approches de PR classiques ne permettent pas de sélectionner plusieurs classes simultanément, le contrôle en résultant est donc jugé peu naturel. Des nouvelles recherches ont donc proposé de combiner plusieurs classes pour obtenir des mouvements plus complexes (YOUNG et al., 2012 ; YOUNG et al., 2013 ; AMERI et al., 2014). Cependant ce procédé mène à une augmentation du temps d'entraînement qui n'est pas souhaitable pour un usage clinique (ROCHE et al., 2014). De plus, le taux d'erreurs élevé lors d'un changement de classe de mouvement et l'impossibilité d'effectuer un contrôle proportionnel à la contraction musculaire des articulations prothétiques, pourtant nécessaire à une utilisation intuitive, empêchent l'utilisation plus large des approches de PR en clinique. Pourtant, des solutions prothétiques multi-actées (e.g. i-limb et Michelangelo hand pour la main, hero arm pour le bras) dont certaines contrôlables par des approches de PR (e.g. Coapt Gen2 de Coapt et Myo Plus d'Ottobock) sont d'ores et déjà disponibles sur le marché.

D'autres approches, se basant sur la régression entre le signal musculaire et le mouvement à effectuer, ont donc été proposées. Le lien entre signal musculaire et mouvement est appris à partir d'exemples obtenus soit en enregistrant le geste sur le bras valide (i.e. geste miroir) et les contractions musculaires sur le bras amputé (NIELSEN et al., 2011), ce qui suppose une amputation unilatérale, soit en enregistrant les contractions musculaires effectuées en réponse à une consigne (JIANG et al., 2014). Ces deux approches nécessitant une base de données d'exemples conséquente, des techniques non supervisées, basées sur la factorisation de matrices non négatives, ont été proposées. Dans JIANG et al., 2014, ce type de technique montrait des résultats similaires à son homologue supervisé et à une approche de PR via réseaux de neurones artificiels lors d'une utilisation par des participants valides. Ces résultats encourageants sont cependant obtenus au prix d'une adaptation de l'utilisateur au contrôle, ce qui va à l'encontre de l'idée d'un contrôle intuitif.

Aucune des approches proposées ci-dessus n'est vraiment robuste aux changements de placement des capteurs, de la prothèse ou aux modifications de l'état physiologique de l'utilisateur. Leur sensibilité au caractère non stationnaire des signaux musculaires rend leur utilisation sur le long terme peu fiable et implique la mise en place de stratégies telles que la détection en temps réel des changements (KYRANOU et al., 2018) ou de co-adaptation du contrôle (IGUAL et al., 2019 pour une revue ; COURAUD et al., 2018).

Le manque de fiabilité exposé précédemment est l'une des raisons expliquant que les approches myoélectriques présentées dans cette section sont peu utilisées en clinique. En effet, une erreur de détection peut mener à la sélection d'un mouvement bien plus éloigné du mouvement souhaité que celui proposé par un contrôle proportionnel classique. Cependant, les récentes avancées chirurgicales en matière d'ostéo-intégration et d'implantation d'électrodes, bien qu'invasives, pourraient permettre de dépasser au moins en partie ces limitations (FARINA et AMSÜSS, 2016).

En attendant le développement de contrôleurs permettant de tirer pleinement avantage des nouvelles avancées chirurgicales, les prothèses ne parviennent pas à atteindre les attentes de leurs utilisateurs. La section suivante s'intéresse à ces attentes ainsi qu'aux conséquences de l'écart observé avec les contrôles de prothèses actuellement disponibles sur le marché.

I.1.4 Attentes des utilisateurs de prothèses

Les limitations des différentes technologies présentées dans les sections précédentes mènent à un phénomène de rejet des prothèses par les utilisateurs cibles. Ainsi, d'après une méta-analyse des articles publiés entre 1982 et 2007, le taux de rejet des prothèses mécaniques et myoélectriques dans la population adulte est sensiblement le même, aux alentours de 26 % (E. A. BIDDISS et CHAU, 2007). Ces résultats ont été confirmés en 2007 dans une étude où 30 % des 242 répondants avec une invalidité due à l'absence d'une partie du membre supérieur ont déclaré ne plus utiliser de prothèses (E. BIDDISS et CHAU, 2007). Malgré les améliorations apportées par la TMR, son utilisation au quotidien dépend des méthodes de traitement des signaux neuronaux utilisés, un fort taux de rejet des prothèses reste donc observé même après l'opération (SALMINGER et al., 2019).

La littérature sur le sujet soulève le manque d'efficacité des contrôles actuellement disponibles sur le marché pour assister les utilisateurs dans leurs activités quotidiennes, particulièrement pour les amputations les plus proximales. Ainsi, E. BIDDISS et CHAU, 2007 ont montré que le taux de rejet était plus élevé pour les participants avec une invalidité au-dessus du coude (65 % et 39 % pour les participants agnésiques et amputés respectivement) que pour ceux avec une invalidité au niveau trans-radial (21 % et 16 % respectivement). Le lien entre niveau d'invalidité et rejet des solutions prothétiques a également été mis en évidence en 2010, dans une étude menée sur 97

soldats américains, ayant subi une amputation majeure du membre supérieur à la suite d'une blessure de guerre, où les participants avec un niveau d'amputation proximal (i.e. désarticulation du coude et trans-huméral) rejetaient l'utilisation de leurs prothèses (esthétiques, mécaniques ou myoélectriques / hybrides) plus fréquemment que les participants amputés à des niveaux plus distaux (i.e. désarticulation du poignet et trans-radial)(MCFARLAND et al., 2010). D'autre part, alors que plus de 40 % des participants amputés à un niveau distal inclus dans cette étude utilisent leurs prothèses pour effectuer des activités de la vie de tous les jours, ce chiffre tombe aux alentours de 20 % pour une amputation plus proximale. Dans la même veine, dans une étude incluant 60 participants avec une invalidité acquise ou congénitale (i.e. désarticulation du coude, trans-huméral, désarticulation de l'épaule et interscapulo-thoracique), Datta et al. ont montré que 33,75 % des participants avec une amputation proximale rejetaient l'utilisation de leur prothèse et que ceux qui continuaient à la porter le faisaient pour sa fonction esthétique et non pas pour son utilité dans les tâches de la vie de tous les jours (DATTA et al., 2004).

Outre le rejet, ce manque d'efficacité dans le contrôle peut mener l'utilisateur à effectuer des mouvements non naturels avec le reste de son corps afin de corriger le placement de l'organe terminal de la prothèse. Ces mouvements, appelés mouvements compensatoires, peuvent mener à des douleurs dans les articulations sur-sollicitées telles que l'épaule, le cou, le haut du dos et le membre valide (OSTLIE et al., 2011).

Hormis les mouvements compensatoires, un contrôle non adéquat de la prothèse peut conduire à une sur-utilisation du membre controlatéral à l'amputation. Il a ainsi été montré que ce phénomène, appelé *overuse syndrome* en anglais et se caractérisant par des lésions des os, muscles et/ou tendons d'un membre sur-sollicité (GAMBRELL, 2008), était plus souvent observé dans la population amputée que le niveau attendu en population générale (DATTA et al., 2004).

Pourtant d'après l'étude de E. BIDDISS et CHAU, 2007, la large majorité des participants rejetant l'utilisation de prothèses (74 %) pourrait reconsidérer son choix si une amélioration technologique abordable était disponible sur le marché. Déjà en 1996, l'équipe d'Atkins montrait que les utilisateurs de prothèses, qu'elles soient mécaniques ou électriques, avaient les mêmes attentes techniques vis-à-vis du contrôle de leurs prothèses : des mouvements du poignet additionnels, une moins grande dépendance à l'attention visuelle et la possibilité de contrôler simultanément plusieurs articulations (ATKINS et al., 1996). Ces besoins de coordination des différentes articulations pro-

thétiques et d'un moindre contrôle visuel étaient toujours d'actualité 30 ans plus tard (CORDELLA et al., 2016), et un contrôle y répondant n'est pas sans rappeler le contrôle naturel proposé par le cerveau. Le chapitre suivant s'intéresse donc aux connaissances disponibles sur le contrôle moteur naturel dont les stratégies de contrôle de prothèses peuvent s'inspirer pour répondre aux attentes des utilisateurs.

Chapitre I.2

Le contrôle sensorimoteur naturel

Le chapitre précédent souligne que les utilisateurs de prothèses attendent, entre autres, un contrôle simultané des différentes articulations prothétiques sans que cela ne nécessite une attention visuelle constante (ATKINS et al., 1996 ; CORDELLA et al., 2016). Cependant, les contrôles actuellement disponibles sur le marché ne parviennent pas à atteindre ces objectifs. Des limitations sont particulièrement présentes quand le niveau d'invalidité est haut, comme c'est le cas après une amputation trans-humérale. Pour ce niveau d'invalidité, les contrôles proposés ne permettent pas d'activer de façon coordonnée l'ensemble des articulations nécessaire pour transporter la main vers l'objet et l'orienter correctement pour la saisie. À l'inverse, le contrôle naturellement proposé par notre système nerveux, perfectionné par des millions d'années d'évolution, permet de déplacer les différentes parties du corps de manière coordonnée pour effectuer des activités aussi diverses qu'atteindre un objet et le saisir, écrire ou même danser. Des études, présentées dans le Chapitre I.3, se sont inspirées de ce contrôle pour proposer des solutions visant à pallier les difficultés rencontrées par les utilisateurs de prothèses. Afin d'apporter au lecteur les clefs nécessaires pour mieux appréhender les recherches du Chapitre I.3 et les travaux présentés dans cette thèse, ce chapitre tentera de résumer les connaissances accumulées par plus de 150 ans de recherche sur le transport vers une position de la main et son orientation (SCHWARTZ, 2016), deux composantes indispensables à la saisie d'objets (DESMURGET et al., 1996).

Les faisceaux d'indices provenant de l'étude anatomique du cerveau, de l'observation de l'effet de lésions, ciblées ou non, de stimulations de certaines structures cérébrales et enfin, plus récemment, de l'utilisation de techniques d'imageries permettant d'enregistrer des systèmes neuronaux, ont permis d'identifier les structures impliquées dans

la génération du mouvement (VIRAMETEEKUL et BHIDAYASIRI, 2022). Ainsi, le système nerveux central, composé de l'encéphale (i.e. cerveau, cervelet et tronc cérébral) et de la moelle épinière, intègre les informations sensorielles disponibles (SCOTT, 2004, Figure I.2.1). En règle générale, pour les mouvements d'atteinte, ces informations sensorielles proviennent de la vision et de la proprioception. La congruence entre les différentes informations sensorielles reçues est un facteur permettant l'apparition du sentiment d'appartenance d'un membre au schéma corporel (TSAKIRIS et al., 2007). En se basant sur les informations obtenues grâce à l'intégration sensorielle, les boucles cortico-sous-corticales (i.e. situées au niveau de l'encéphale) génèrent une commande motrice dont le but est d'activer les muscles permettant de mobiliser les différentes articulations du membre pour réaliser un mouvement. En parallèle de la commande motrice, ces boucles génèrent une prédiction de la contrepartie sensorielle de l'action demandée au système musculo-squelettique (VIRAMETEEKUL et BHIDAYASIRI, 2022). Cette prédiction est ensuite comparée aux retours sensoriels effectivement reçus afin de corriger la commande envoyée. La congruence de cette copie d'efférence (aussi appelée décharge corollaire ou *corrolary discharge* en anglais) avec les informations sensorielles en provenance du membre serait, entre autres, à l'origine du sentiment d'agentivité qui définit la sensation qu'a une personne d'être actrice et responsable du mouvement d'une partie de son corps (TSAKIRIS et al., 2007). L'étude des activités neuronales a également montré que le positionnement et l'orientation de la main dans l'espace (e.g. composantes qui avec la préhension sont nécessaires à la saisie d'objets selon DESMURGET et al., 1996) possèdent des bases neuronales communes (FATTORI et al., 2009). Cette découverte appuie les résultats des études analysant le mouvement montrant que les contrôles de ces deux composantes ne sont pas indépendants (SOECHTING et FLANDERS, 1993).

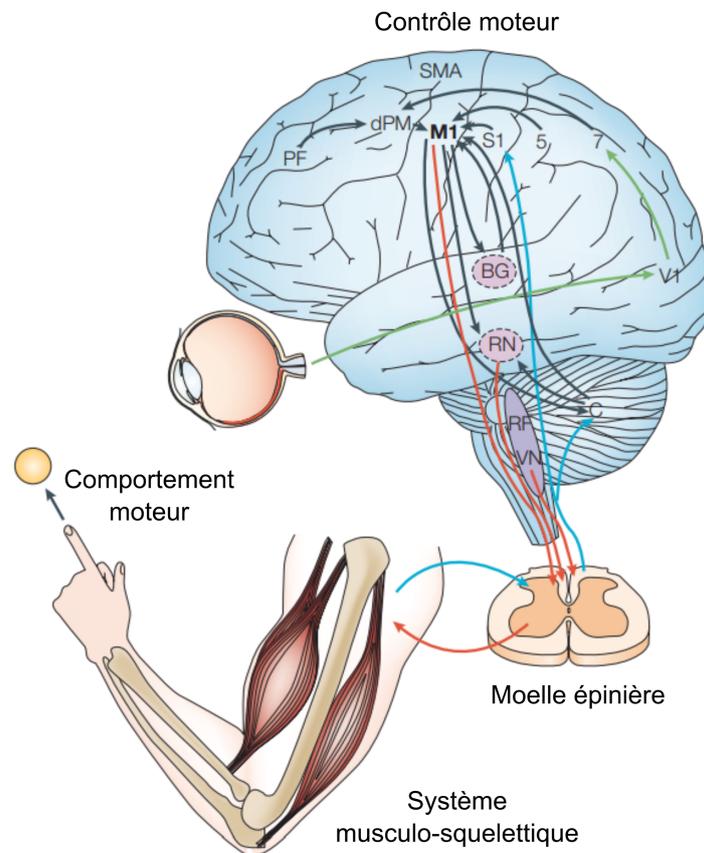


FIGURE I.2.1 – **Représentation schématique des structures impliquées dans le mouvement.** Le système nerveux central (i.e. structures encéphaliques et moelle épinière) intègre les informations en provenance des différents systèmes sensoriels (e.g. visuel et proprioceptif) afin de générer une commande motrice qui, par l'activation d'effecteurs musculaires, permet la production d'un mouvement. L'intégration sensorielle et la génération de la commande motrice impliquent des boucles cortico-sous-corticales composées de nombreuses structures cérébrales (e.g. Cortex moteur primaire (**M1**); cortex somatosensoriel primaire (**S1**); aire 5 du cortex pariétal (**5**); ganglions de la base (**BG**); cervelet (**C**); noyaux rouges (**RN**); cortex visuel primaire (**V1**); Aire 7 du cortex pariétal postérieur (**7**); cortex pré-moteur dorsal primaire (**dPM**); Aire motrice supplémentaire (**SMA**); cortex pré-frontal (**PR**)). Figure tirée et traduite de SCOTT, 2004.

Ce chapitre ne s'intéresse pas à « qui », c'est-à-dire quel circuit neuronal et quel muscle, produit le mouvement, mais à « comment » ce mouvement est produit. Plus précisément, la première section de ce chapitre pose le problème de redondance inhérent au contrôle du membre supérieur. La seconde section présente les caractéristiques d'un mouvement naturel et les théories construites à partir de celles-ci sur le

contrôle moteur.

I.2.1 Le membre supérieur : un système redondant

Le membre supérieur humain possède 7 Degrés de Liberté (DDLs) : la flexion / extension et l'adduction / abduction de l'épaule, la rotation humérale, la flexion / extension du coude, la pronation / supination de l'avant-bras ainsi que la déviation radiale / ulnaire et la flexion / extension du poignet. À ces DDLs du membre supérieur s'ajoutent les translations du complexe gléno-huméral, les nombreux DDLs permis par la colonne vertébrale ainsi que la possibilité de se déplacer dans l'espace. Le positionnement de la main, organe terminal du membre supérieur, est décrit entièrement par 6 DDLs : 3 en orientation et 3 en position. Il existe donc plusieurs combinaisons des 7 DDLs du membre supérieur, appelées configurations angulaires, qui permettent de positionner et d'orienter la main d'une certaine façon (HASAN et THOMAS, 1999). Le système « membre supérieur » est alors qualifié de **redondant**.

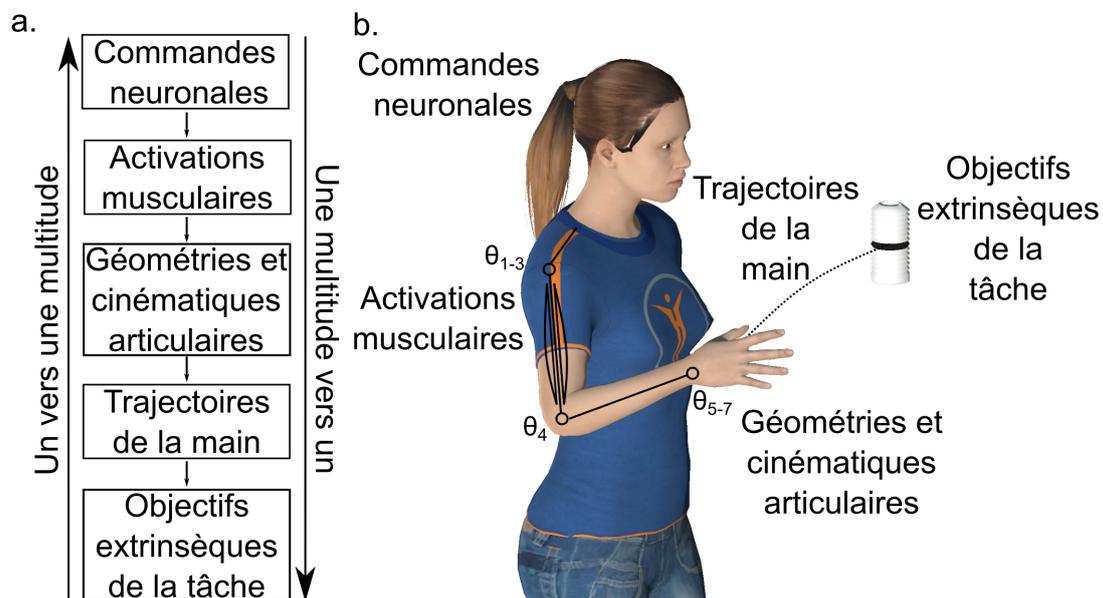


FIGURE I.2.2 – **Représentation schématique du problème de redondance du système « membre supérieur ».** **a.** Diagramme représentant les différents niveaux de spécification du mouvement humain. **b.** Représentation schématique « en situation » des différents niveaux de spécification du mouvement humain. Adapté de WOLPERT, 1997 et CAMPOS et CALADO, 2009.

Cette redondance du système « membre supérieur » ne se retrouve pas uniquement

au niveau articulaire. En effet, une articulation peut fournir le même couple mécanique sous l'effet de la contraction de différents muscles (Figure I.2.2). De même, une contraction identique peut être déclenchée par plusieurs activités neuronales en provenance du système nerveux. Il existe ainsi une multitude de combinaisons de différents paramètres possibles permettant au système d'arriver à un même but. Cette capacité qu'a le système moteur d'utiliser différents effecteurs pour atteindre un même objectif est qualifiée dans la littérature d'**équivalence motrice** (LASHLEY, 1933). Cette multiplicité dans les possibilités offertes au système pour réaliser une tâche se retrouve également dans le mouvement (Figure I.2.2). Il existe, en effet, une infinité de trajets possibles permettant de passer d'une configuration angulaire initiale à une configuration finale.

Deux points de vue s'affrontent dans la littérature au sujet de la présence de DDLs surnuméraires par rapport au nombre strictement nécessaire au placement de la main dans l'espace opérationnel. Tout d'abord, la redondance peut être vue comme un problème que le système nerveux doit résoudre (BERNSTEIN, 1967). Le système nerveux le simplifierait en contrôlant non pas chaque variable indépendamment mais plutôt des paramètres plus globaux dont dépendent ces variables. Selon cette théorie, des **synergies**, décrites comme des motifs d'activations simultanées de plusieurs variables du système (e.g. musculaires, articulaires), permettent au système de réduire le problème à un nombre plus restreint de DDLs. Un exemple connu de réduction des DDLs est la loi de Donder, initialement décrite pour l'œil, qui stipule que pour chaque orientation du regard il existe une unique orientation de l'œil. En effet, pour un couple de déviations horizontale et verticale, une unique torsion sera appliquée naturellement. Ce troisième DDL est donc fonction des deux premiers réduisant ainsi le contrôle du déplacement de l'œil à un problème à deux DDLs. Bien que son application aux mouvements du membre supérieur ait été longtemps débattue dans la littérature sur le sujet (HORE et al., 1992; L. E. MILLER et al., 1992; SOECHTING et al., 1995; GIELEN et al., 1997; ADMIRAAL et al., 2004; SCHOT et al., 2010; CAMPOLO et al., 2010), un article de 2016 apporte des arguments convaincants en faveur de son existence dans le cas de mouvements de pointage (EWART et al., 2016). Ainsi, malgré les multiples possibilités offertes par la redondance du système, une configuration angulaire préférentielle serait appliquée pour chaque positionnement de la main dans l'espace et ce, quelle que soit la trajectoire effectuée pour y arriver. Les variations observées dans les postures finales du bras pour une même position de la main dans les études sur le sujet seraient expliquées par la variabilité inhérente au contrôle et non par l'impact des

postures précédentes (EWART et al., 2016).

Au lieu d'être considérée comme un problème à résoudre par le système, la redondance du membre supérieur peut aussi être vue comme une **abondance** d'options permettant la variabilité nécessaire pour atteindre le but de la tâche (LATASH et al., 2007). Selon cette théorie, les différents DDLs agiraient en synergie afin de contraindre la variation dans un espace n'impactant pas la réussite de la tâche, appelé *uncontrolled manifold*. Les variations dans des directions n'impactant pas la réussite sont alors appelées *goal-equivalent variability*. En effet, s'il existe bien une variabilité articulaire lors des mouvements humains répétés, celle-ci ne semble pas affecter des variables nécessaires à la complétion de l'objectif, comme la trajectoire de la main ou celle du centre de masse du bras dans une tâche d'atteinte (TSENG et al., 2002). L'existence de cet espace, dans lequel les valeurs articulaires peuvent varier sans impacter le résultat, permettrait au système de s'adapter à des modifications de l'environnement, comme il est possible de le montrer dans des études où la trajectoire de la main est perturbée par l'application de champs de force (YANG et al., 2007). La Figure I.2.3 illustre cette théorie dans le cadre d'une tâche de maintien d'une force totale avec deux doigts.

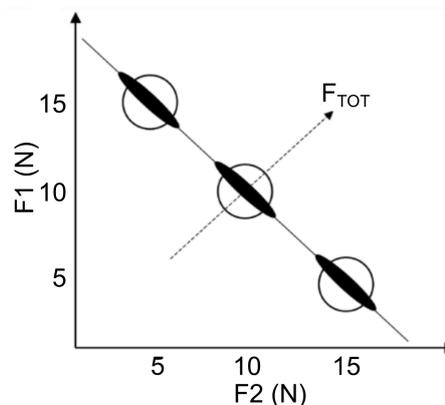


FIGURE I.2.3 – **Illustration de la variabilité de la force produite par deux doigts lors d'une tâche de maintien de force.** Le participant doit maintenir une force totale de 20 N avec deux doigts. La force peut être répartie selon différentes proportions entre les doigts (5 : 15 N, 15 : 5 N et 10 : 10 N). Chaque axe (F_1 et F_2) représente la force produite par un doigt. Une variation suivant l'axe F_{TOT} serait délétère à la tâche puisqu'elle se traduirait par une modification de la force totale produite. La force produite par les deux doigts varie lors des différentes répétitions de la tâche. Une variation indépendante devrait se traduire par un cercle, i.e. autant de variations dans la direction délétère à la tâche que dans les autres directions. Une variation en forme d'ellipse, perpendiculaire à l'axe F_{TOT} , est donc attendue selon la théorie des synergies défendue par Latash. Figure adaptée de LATASH et al., 2007.

Selon Z. LI et al., 2017, dans le cadre de tâches de préhension, ces synergies existeraient entre les articulations ayant un effet sur la même composante du mouvement (i.e. orientation et/ou positionnement de la main). Ainsi, bien que les contrôles de ces composantes des gestes d'atteinte et de saisie ne soient pas indépendants (SOECHTING et FLANDERS, 1993 ; FATTORI et al., 2009), le transport de la main vers l'objet serait principalement dû aux déplacements des DDLs les plus proximaux (i.e. épaule et coude) alors que l'orientation de la main serait due aux déplacements des DDLs distaux du poignet (JEANNEROD et DECETY, 1990 ; LACQUANITI et SOECHTING, 1982). Ces synergies ne seraient cependant plus respectées dès lors qu'une des articulations se rapproche de sa limite angulaire (Z. LI et al., 2017). De plus, le déplacement des différentes articulations se ferait de manière coordonnée, quelle(s) que soi(en)t la/les composante(s) sur laquelle/lesquelles chaque articulation agit pour permettre à la main d'atteindre simultanément sa position et son orientation finales (TORRES et ZIPSER, 2004). Ainsi, malgré les multiples possibilités existantes, le mouvement du membre supérieur présente des régularités appelées **coordinations motrices**. Ces régularités dénotent le choix préférentiellement fait par le système nerveux central dans l'ensemble des possibles. Ces travaux de thèse visant à élaborer un contrôle de prothèse dont les différents DDLs contrôlables miment les articulations du membre supérieur humain, le reste de ce chapitre se concentre donc sur le problème de résolution de la redondance au niveau articulaire. Ainsi, la section suivante présente les différentes régularités observées dans l'espace de la tâche ainsi qu'au niveau articulaire et les modèles de contrôle construits à partir de ces observations.

I.2.2 Les régularités dans le mouvement naturel et les modélisations du contrôle moteur qui en découlent

Les études du mouvement naturel ont permis de mettre en évidence des régularités, appelées **invariants** du mouvement. Ces invariants peuvent être observés dans l'espace opérationnel. Par exemple, les études sur le geste d'atteinte ont montré que la main avait tendance à suivre une trajectoire rectiligne entre sa position initiale et sa position finale dans le plan cartésien (SOECHTING et LACQUANITI, 1981 ; MORASSO, 1981 ; ABEND et al., 1982). Les résultats d'expériences où la représentation visuelle de la trajectoire de la main est modifiée tendent à montrer que le système s'adapte à la modification en rétablissant cette ligne droite dans un référentiel visuel (WOLPERT et al., 1994 ; WOLPERT et al., 1995 ; FLANAGAN et RAO, 1995). Une courbe en cloche,

ou *bell-shape* en anglais, permettant de représenter l'évolution de la vitesse de la main au cours de gestes d'atteinte est également une caractéristique hautement répétable du mouvement dirigé vers un but du membre supérieur humain (SOECHTING et LACQUANITI, 1981 ; MORASSO, 1981). D'autre part, de nombreux mouvements humains répondent au principe d'isochronie, c'est-à-dire que deux mouvements identiques excepté en termes d'amplitude (e.g. tracer deux fois la même lettre à des tailles différentes) seront réalisés dans des temps équivalents du fait d'une modification de la vitesse d'exécution (VIVIANI et FLASH, 1995 ; GUIGON et al., 2019). Cependant, la vitesse du mouvement, et donc son temps de réalisation, est impactée par la courbure de la trajectoire. Ainsi, la $2/3$ *power law* stipule que la rapidité d'un mouvement présentant une courbure est inversement proportionnelle à cette courbure (LACQUANITI et al., 1983 ; VIVIANI et GENZATO, 1985). Initialement décrite pour les tâches d'écriture, cette relation est retrouvée dans des tâches de déplacement de la main, que ce déplacement se fasse dans un espace 2D (ABEND et al., 1982) comme dans un espace 3D (MORASSO, 1983). De même, selon la loi de Fitts, le temps nécessaire pour réaliser un mouvement est fonction de la précision requise pour atteindre la cible de ce mouvement (FITTS, 1954). Dans l'expérience initiale, cette précision requise est représentée par la taille de la cible et la distance à parcourir pour l'atteindre (FITTS, 1954). Bien que très utilisée pour évaluer les performances de l'utilisateur dans le domaine des Interactions Homme-Machine, cette loi est difficile à généraliser dans un espace 3D du fait de l'influence de différents facteurs tels que la position de la cible dans l'espace, son orientation et l'effet de la gravité (TRIANAFYLLIDIS et LI, 2021).

Tous ces invariants ne sont pas strictement nécessaires à la réalisation de la tâche. Par exemple, il est tout à fait possible d'atteindre un objet en augmentant la courbure de la trajectoire de la main. Ces invariants sont ainsi vus par les spécialistes du domaine comme des indices permettant de mieux comprendre le fonctionnement sous-jacent du contrôle moteur. Ainsi, des équipes de recherche ont proposé des modèles du mouvement naturel permettant d'expliquer la présence de ces caractéristiques.

Le premier modèle qui peut être cité est le **modèle du vecteur de mouvement**. Ce modèle stipule que le système nerveux central planifie le mouvement à partir du vecteur entre la position actuelle et la position cible de la main (BULLOCK et al., 1993). L'isolement des différentes composantes sensorielles expérimentalement, et l'étude de l'impact de leurs perturbations sur la planification du mouvement, ont permis de mettre en évidence l'importance de la vision (GHEZ et al., 1995) et de la proprioception (LARISH et al., 1984) dans la détermination de la position initiale de la main et

de l'objet cible. Le poids accordé à chacune des modalités sensorielles dépend de sa pertinence par rapport aux caractéristiques de la cible (SOBER et SABES, 2005). En intégrant les informations sensorielles dans un référentiel commun le système déterminerait un vecteur qui constituerait une ligne directrice à suivre par l'organe terminal du bras. Selon la théorie, le vecteur du mouvement serait recalculé à chaque instant. Lors du mouvement, l'objectif serait de réduire ce vecteur, afin de rapprocher la main de la cible via une trajectoire quasi rectiligne. Il est possible de définir un signal fonction du temps, appelé *Go signal*, qui, en multipliant l'amplitude du vecteur, permet de déterminer à quelle vitesse le mouvement doit se diriger dans la direction indiquée par le vecteur (BULLOCK et GROSSBERG, 1989).

D'autres modèles, pouvant être regroupés sous le nom de **modèles du contrôle optimal**, cherchent à déterminer les variables d'intérêt pour la réalisation de la tâche et à sélectionner les options parmi le choix des possibles permettant de contrôler cette quantité (CAMPOS et CALADO, 2009). Plus précisément ces types d'approches tentent le plus souvent de minimiser une valeur en définissant une fonction de coût. Selon ce principe, simuler un mouvement en minimisant la troisième dérivée de la position de la main, connue sous son nom anglais de *jerk*, permet d'obtenir les caractéristiques de mouvements multi-articulaires planaires telles que la courbe en cloche de la vitesse et la trajectoire quasi rectiligne (FLASH et HOGAN, 1985). Réduire le *jerk* est équivalent à augmenter la fluidité du mouvement. Bien que maximiser la fluidité du mouvement permette de reconstruire un mouvement naturel, il est difficile d'expliquer pourquoi cette variable serait privilégiée par le système nerveux central. Une explication plausible serait que celui-ci cherche en réalité à minimiser la variance de la position finale de la main en agissant sur un signal musculaire qui est par essence bruité (HARRIS et WOLPERT, 1998). La courbe de vitesse en cloche et la fluidité du mouvement (i.e. minimisation du *jerk*) seraient alors des effets secondaires de cette minimisation. Ces caractéristiques seraient nécessaires pour éviter une augmentation des effets du bruit inhérent au système. Cependant, ces grandeurs sont calculées dans le plan cartésien, elles ne permettent donc pas de résoudre la redondance articulaire. D'autres méthodes ont donc cherché à réduire des grandeurs articulaires telles que le changement de couple mécanique (UNO et al., 1989 ; CAMPOS et CALADO, 2009 pour une revue) ou des grandeurs musculaires telles que l'énergie métabolique nécessaire pour produire le mouvement (ALEXANDER, 1997). La fonction de coût peut également prendre en compte simultanément des contraintes dans l'espace opérationnel et dans l'espace articulaire. Ainsi, selon CRUSE et BRÜWER, 1987, la commande motrice se-

rait un compromis entre le maintien de la trajectoire quasi rectiligne de la main et la minimisation des déplacements angulaires des articulations. De plus, plus l'articulation se rapprocherait de sa limite angulaire, plus son déplacement serait coûteux (CRUSE, 1986). L'équipe de Torres a donc proposé de lier le déplacement du bras dans l'espace cartésien à l'espace articulaire par une fonction de coût (TORRES et ZIPSER, 2002 ; ZIPSER et TORRES, 2007). Cette fonction de coût peut être par la suite adaptée afin de respecter certaines contraintes (e.g. trajectoire rectiligne, cf. Figure 3 dans TORRES et ZIPSER, 2002). Les modèles du contrôle optimal cherchent à minimiser une grandeur sur l'entièreté de la trajectoire, ce qui nécessite de prédire cette dernière dès le début du mouvement et de la suivre ensuite. Outre la nécessité d'un processus de stockage que cela implique, programmer l'ensemble de la trajectoire dès le début du mouvement ne tient pas compte de la capacité du système moteur humain à s'adapter à une perturbation (TRESILIAN, 2013 Partie II Chapitre 11.2.12).

Afin de rendre compte de la capacité du contrôle moteur à s'adapter à une perturbation en cours de mouvement, une extension des modèles de contrôle optimal, appelée modèle d'**Optimal Feedback Control**, a été proposée (TODOROV et JORDAN, 2002, Figure I.2.4). Dans ce modèle, le système de contrôle génère en parallèle de la commande motrice une prédiction de l'état actuel du système « membre supérieur » contrôlé, pouvant être vue comme une modélisation de la copie d'efférence décrite dans les études sur le contrôle moteur naturel (VIRAMETEEKUL et BHIDAYASIRI, 2022, cf. paragraphes d'introduction de ce chapitre). Cette prédiction est générée à l'aide d'un modèle interne, basé sur la connaissance de la dynamique du système contrôlé. Elle est ensuite intégrée avec les informations sensorielles en provenance du système contrôlé. Ces informations sensorielles proviennent de capteurs bruités et représentent l'état du système tel que perçu par ces capteurs avec un certain délai. La prise en compte de chaque source d'information est alors modulée par sa variance afin de former l'estimation la plus juste de l'état actuel du système. L'état estimé du système est ensuite fourni à la politique de contrôle. Celle-ci détermine la prochaine commande à envoyer au système « membre supérieur » en prenant en compte son état actuel estimé ainsi que l'objectif à optimiser et les contraintes à respecter (e.g. effort minimal).

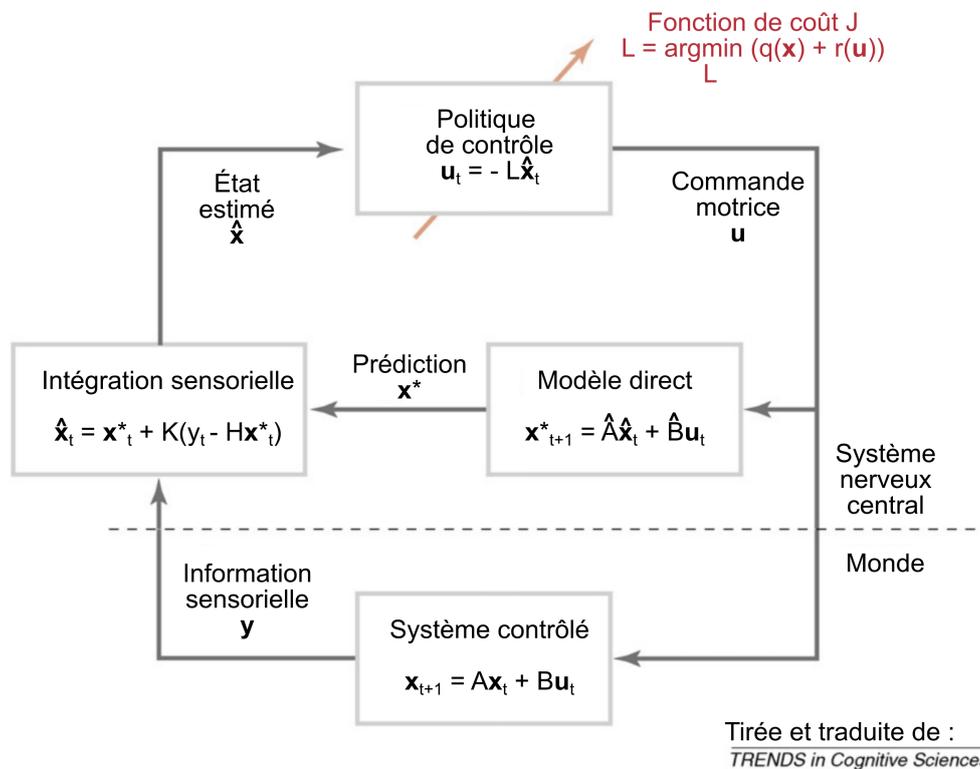


FIGURE I.2.4 – **Représentation schématique du modèle d'Optimal Feedback Control.** Figure tirée et traduite de DIEDRICHSEN et al., 2010.

Tous les modèles « optimaux » présentés précédemment fonctionnent si et seulement si le temps du mouvement est donné en entrée et si la fonction de coût optimisée par le système moteur est correctement définie. Or, les caractéristiques du mouvement sur lesquelles se basent ces modèles pour leurs constructions et validations peuvent être plus ou moins vraies selon la tâche réalisée. Ainsi, la trajectoire supposément rectiligne de la main dans le plan cartésien n'est pas retrouvée lors de mouvements verticaux (ATKESON et HOLLERBACH, 1985) ou non contraints dans un plan (DESMURGET et al., 1997). Cette dernière étude montre également que plus la cible est excentrée plus la courbure de la trajectoire est importante (DESMURGET et al., 1997). D'autre part, la courbe de vitesse de l'organe terminal d'un mouvement lent présente des fluctuations, s'éloignant donc du modèle de courbe en cloche classiquement admis (GUIGON et al., 2019, Figure I.2.5). Outre le fait que ces modèles ne parviennent donc pas à expliquer l'entière du processus permettant au système nerveux central de générer un mouvement, ces limitations rendent difficiles leur application pour un contrôle de prothèse (e.g. nécessité de fixer un temps de mouvement, main prothétique suivant une

trajectoire prédéfinie, etc.).

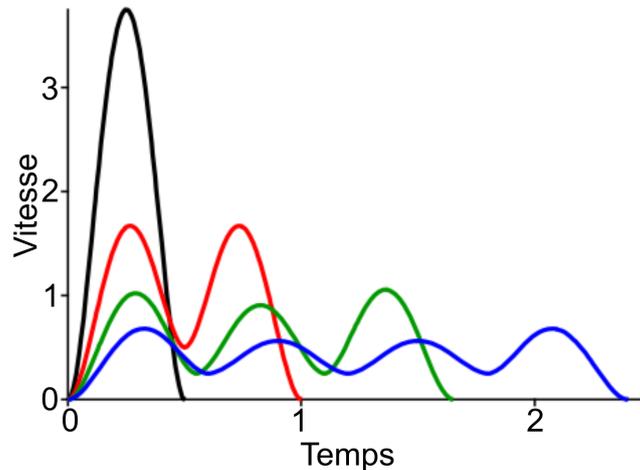


FIGURE 1.2.5 – **Représentation schématique de la courbe de vitesse de la main lors de mouvements de différentes durées.** Figure tirée et traduite de GUIGON et al., 2019.

Récemment, une nouvelle théorie a tenté de dépasser ces limitations. Cette théorie est basée sur le principe d’horizon glissant (GUIGON, 2021 ; MOULLET et al., 2022). Des objectifs sont fixés au système à des intervalles de temps δ_{objectif} fixes. Ce dernier doit réaliser l’objectif en un intervalle de temps δ_{atteinte} également fixe et strictement supérieur à δ_{objectif} . Une loi de contrôle universelle, déterminée par des contraintes, permet au système de tendre vers l’objectif en cours. Ainsi, le système n’atteint jamais les objectifs intermédiaires mais se rapproche petit à petit de la cible finale. Le temps global du mouvement n’est donc pas fixé mais émerge du nombre d’objectifs placés entre le début du mouvement et l’atteinte de la cible. La détermination des objectifs intermédiaires devient donc le point crucial de ce nouveau modèle et nécessite, encore une fois, de se baser sur nos connaissances des régularités dans le mouvement humain.

D’autres approches se basent sur les synergies articulaires (cf. Section 1.2.1). En effet, qu’elles permettent de diminuer le nombre de variables contrôlées par le système ou de maintenir la variance dans un espace acceptable pour la réalisation de la tâche, il est possible de mettre en évidence empiriquement ces synergies en utilisant des techniques d’Analyse en Composantes Principales. Ainsi, la majorité des variations existantes entre les 10 DDLs du membre supérieur, translations du complexe gléno-huméral incluses, lors d’une tâche d’atteinte 3D peuvent être capturées par trois com-

posantes (BOCKEMÜHL et al., 2010). D'après les auteurs, chacun de ces axes représente une synergie articulaire dont la combinaison linéaire avec les deux autres permet d'atteindre une grande variété de cibles dans l'espace de travail étudié. Plus récemment, il a été montré qu'une variante de la méthode permettait de classer différentes activités de la vie de tous les jours selon les relations existantes entre les 7 DDLs du membre supérieur (GLOUMAKOV et al., 2019).

D'autres preuves expérimentales de l'existence des synergies ont été accumulées au fil des années. Une évolution conjointe des vitesses de la flexion de l'épaule et de l'extension du coude a également été mise en évidence lors de tâches de pointage dans le plan sagittal (SOECHTING et LACQUANITI, 1981). Cette relation, hautement répétable, ne semble pas affectée par l'ajout d'un poids sur la main (LACQUANITI et al., 1982). En 2015, Montagnani et al. ont mis en évidence les synergies posturales existantes entre l'orientation de l'humérus par rapport au tronc (e.g. déviation humérale) et la pronation / supination de l'avant-bras lors d'activités de la vie de tous les jours réalisées par des participants valides (MONTAGNANI et al., 2015a). Ces relations entre les différentes articulations peuvent être utilisées pour inférer le déplacement d'un angle à partir d'un autre. Leur utilisation est donc particulièrement adaptée à la problématique des prothèses où une partie du membre supérieur reste sous le contrôle de l'utilisateur (i.e. le moignon). Du fait de leur proximité avec ces travaux de thèse, une partie du chapitre suivant est consacrée aux études qui utilisent ces liens pour reconstruire le mouvement des articulations prothétiques.

Chapitre I.3

Les alternatives aux contrôles classiques s'inspirant du contrôle naturel

Afin de dépasser les difficultés rencontrées par les utilisateurs de prothèses avec les contrôles classiquement proposés en clinique (cf. Chapitre I.1), des équipes de recherche ont proposé de compléter ou de remplacer les signaux myoélectriques par d'autres signaux permettant d'inférer le déplacement des articulations prothétiques souhaité par l'utilisateur.

Une première approche consiste à enrichir les signaux d'entrée utilisés par les approches de type *Pattern Recognition* (PR). En effet, nous avons vu dans le Chapitre I.2 que ces approches avaient pour objectif de reconnaître des caractéristiques (i.e. *features*) dans les signaux d'entrée afin d'en déduire le mouvement souhaité (SCHEME et ENGLEHART, 2011). Elles peuvent donc tirer avantage de tout signal d'entrée pertinent. Il est ainsi possible d'enrichir les *features* utilisées en fusionnant les informations provenant d'un plus grand nombre ou de différents types de capteurs (H. ZHOU et ALICI, 2022 pour une revue). Bien qu'encore jeune, ce champ de recherche a permis de mettre en évidence que l'utilisation, en complément des signaux myoélectriques, de capteurs détectant le changement d'état d'une autre caractéristique musculaire (e.g. volume, pression sanguine, etc.) permettait de rendre la prédiction plus robuste (H. ZHOU et ALICI, 2022). Cependant, les techniques se basant sur les caractéristiques musculaires souffrent des mêmes problèmes de dimensionnalité que les signaux musculaires pour une invalidité haute (e.g. trans-humérale). Les muscles naturellement utilisés pour bouger l'articulation n'étant plus présents, ils ne peuvent fournir les infor-

mations nécessaires au contrôle.

Des approches basées sur l'utilisation d'interfaces cerveau ordinateur, plus connues sous l'acronyme anglais BCI pour *Brain Computer Interface*, sont également proposées dans la littérature, en complément ou non d'approches basées sur les activités musculaires (SCHULTZ et KUIKEN, 2011). Tout comme les approches myoélectriques, les BCI visent à retrouver les commandes motrices envoyées par le cerveau, en décodant cette fois des signaux de plus haut niveau produits par le cortex moteur. Ces approches sont encore peu utilisées pour le contrôle de prothèses du fait du peu de disponibilité et de fiabilité sur le long terme des signaux recueillis au regard des risques opératoires (e.g. enregistrement des activités neuronales ou de champs) ou de la gêne physique et/ou sociale pour l'utilisateur (e.g. électro encéphalogrammes).

Enfin, d'autres approches visent à tirer parti des connaissances que nous avons du contrôle naturel du mouvement humain (cf. Chapitre I.2) pour proposer un contrôle de prothèse facile d'utilisation. Le premier type d'approche propose d'inférer les déplacements de la prothèse en se basant sur les mouvements du membre résiduel et/ou du reste du corps. En plus d'être non invasives et de ne pas dépendre du nombre de muscles résiduels, ces approches présentent l'avantage de proposer un déplacement naturel de la prothèse basé sur notre compréhension des régularités existantes dans le contrôle moteur humain. Du fait de la proximité de ces approches avec les travaux de thèses présentés dans ce manuscrit, la première section de ce chapitre leur est consacrée. D'autres approches peuvent utiliser des informations dites « sensorielles » en provenance de capteurs pour positionner les articulations prothétiques (e.g. informations visuelles). En effet, des études ont montré l'importance de ces informations pour la préparation mais également l'exécution de la commande motrice dans le contrôle naturel (VIRAMETEEKUL et BHIDAYASIRI, 2022). Or, l'amélioration des techniques de vision assistée par ordinateur permet maintenant d'imaginer l'ajout de telles informations à des schémas de contrôle prothétiques. Du fait de la pertinence de ces approches pour les développements futurs des contrôles proposés dans ces travaux de thèse, les études ayant proposé d'enrichir le contrôle de prothèse avec ce type de données sont présentées dans la seconde section de ce chapitre.

I.3.1 Contrôles basés sur le mouvement

Contrôler la prothèse à partir des mouvements naturels de l'utilisateur présente l'avantage de rétablir un lien entre mouvement d'une partie du corps et action sur l'environnement. Une partie des signaux naturellement utilisés par le système nerveux pour effectuer une action est ainsi retrouvée (e.g. proprioception, copie d'efférence). Or, outre leur importance pour la génération du mouvement, ces signaux sont impliqués dans la sensation d'appartenance du membre au corps (VIRAMETEEKUL et BHIDAYASIRI, 2022 ; TSAKIRIS et al., 2007). De plus, leur congruence avec le mouvement réalisé participe au sentiment d'agentivité, c'est-à-dire à la sensation d'être à l'origine du mouvement (VIRAMETEEKUL et BHIDAYASIRI, 2022 ; TSAKIRIS et al., 2007). Dès 1987, Gibbons et al. ont donc proposé un schéma de contrôle dont l'avantage affiché par rapport aux contrôles classiques était de rétablir ce lien entre action et mouvement (GIBBONS et al., 1987). Ici, la position angulaire de la flexion / extension de l'épaule impose celles de la flexion / extension du coude et de la pronation / supination de l'avant-bras selon une relation définie à l'avance. Le principe est en réalité calqué sur celui des prothèses mécaniques présenté dans le Chapitre I.1. En effet, la relation entre les articulations de ce système est prédéterminée et peut s'apparenter à un câble les reliant. L'utilisateur doit alors apprendre cette relation pour utiliser sa prothèse.

Certaines études ont proposé d'aller plus loin en considérant que les mouvements du membre résiduel contenaient des informations utiles pour le contrôle. Le mouvement produit par l'utilisateur n'est donc plus simplement vu comme un signal aisément modifiable par celui-ci pour induire des déplacements pré-déterminés de la prothèse, à la manière d'un *joystick*, mais comme une source d'information pertinente pour le système.

Une première approche consiste à utiliser les informations relatives au positionnement du membre résiduel pour améliorer l'interprétation des signaux musculaires et donc la classification produite par un algorithme de PR (FOUGNER et al., 2011). Néanmoins, ce type de contrôle reste dépendant du nombre de caractéristiques (*features*) pertinentes pouvant être extraites et souffre donc du même problème de dimensionalité qu'un contrôle myoélectrique classique.

La deuxième approche consiste à se baser sur les synergies au sens de Bernstein, c'est-à-dire les liens fixes entre les différentes articulations du membre (BERNSTEIN, 1967). L'idée sous-jacente est que la connaissance des mouvements du membre rési-

duel permet à l'algorithme de déduire les mouvements des articulations distales. Les premiers travaux menés dans cette direction sont ceux de l'équipe de Popovic dont le but était de développer des protocoles de stimulations électriques fonctionnelles (i.e. *Functional Electrical Stimulation* ou FES en anglais) afin de permettre à des patients tétraplégiques de mobiliser leur membre supérieur. Cette équipe a ainsi montré la possibilité de reconstruire la vitesse de la flexion / extension du coude à partir de celle de l'épaule à l'aide d'un facteur multiplicateur pour des tâches de pointage sur un plan horizontal (D. POPOVIC et POPOVIC, 1998). Cependant, ce facteur multiplicateur peut varier selon les activités réalisées ainsi que selon les positions initiales et finales de la main dans l'espace de travail. L'équipe de Popovic a donc proposé d'adapter ce facteur d'après la zone de l'espace sélectionnée par l'utilisateur (M. POPOVIC et POPOVIC, 2000 ; M. POPOVIC et POPOVIC, 2001). La méthode d'apprentissage inductif alors utilisée repose sur un arbre de décision. Néanmoins, le facteur liant les vitesses de l'épaule et du coude ne varie pas seulement par rapport à la tâche à effectuer. Il peut également être différent d'un individu à un autre. Afin d'adapter le facteur à l'utilisateur du contrôle, il a été proposé de le paramétrer en ligne selon une fonction de coût évaluant la performance soit explicitement (GARCIA-ROSAS, OETOMO et al., 2018 ; GARCIA-ROSAS, TAN, OETOMO et MANZIE, 2018 ; GARCIA-ROSAS et al., 2019) soit implicitement via la mesure des mouvements compensatoires (GARCIA-ROSAS, YU et al., 2020). Les mouvements compensatoires sont des mouvements non naturels, réalisés par l'utilisateur d'une prothèse afin de corriger le positionnement et l'orientation de la main prothétique en cas d'erreur du contrôle. Ils peuvent donc être considérés comme un signal d'erreur qui, en étant pris en compte par le contrôle, permet d'adapter la configuration prothétique en conséquence. C'est ce type de schéma de contrôle qui a été proposé dans LEGRAND et al., 2022. Cependant, des mouvements non naturels répétés peuvent être à l'origine de Troubles Musculo-Squelettiques (OSTLIE et al., 2011). Des travaux complémentaires sont donc nécessaires pour imaginer des ajustements de ce type de contrôle permettant d'éviter le développement de ces troubles.

Réduire les relations entre les différents Degrés de Liberté du membre supérieur à une fonction linéaire, comme c'est le cas dans les travaux utilisant un facteur présentés précédemment, ne suffit pas à expliquer les relations parfois complexes pouvant être retrouvées entre les vitesses des différents angles (MORASSO, 1981 ; SOECHTING et LACQUANITI, 1981). Certaines études proposent de pallier ce problème en laissant la possibilité à l'utilisateur de moduler ce facteur via des signaux musculaires produits volontairement (ALSHAMMARY et al., 2018). D'autres équipes utilisent des réseaux de

neurones artificiels, capables de modéliser ces relations non linéaires, pour reconstruire de façon fiable les relations existantes entre les différentes articulations, sans intervention de l'utilisateur, et ainsi diminuer la charge mentale nécessaire au contrôle. Dans IFTIME et al., 2005, par exemple, un réseau de neurones artificiels est utilisé afin de reconstruire les synergies existantes entre les vitesses angulaires de la flexion / extension de l'épaule et du coude mais également de la pronation / supination de l'avant-bras. Les relations apprises pour une cible ne semblent cependant pas généralisables à l'ensemble de l'espace de travail, menant à l'hypothèse que des synergies avec d'autres angles doivent être exploitées.

Dans l'idée d'augmenter le nombre d'informations pertinentes données en entrées au système, plusieurs équipes ont proposé de prendre en compte plus de Degrés de Liberté du membre résiduel. Il est ainsi possible de décrire entièrement le déplacement du segment du haut du bras à l'aide de deux vitesses angulaires de l'humérus, l'une provenant de l'angle d'ouverture du cône formé entre la verticale et l'humérus et l'autre provenant de la rotation de l'humérus sur lui-même. Reconstruire la vitesse d'un coude prothétique à l'aide de ces vitesses a permis à des participants valides d'atteindre des cibles réelles dans un espace de travail 3D (MERAD et al., 2016). De façon intéressante, ce type de contrôle peut être entraîné sur les données de participants valides et utilisé par des participants amputés (MERAD et al., 2018 ; MERAD et al., 2019 ; MERAD et al., 2020). Bien que le temps de mouvement alors obtenu soit deux fois supérieur à celui attendu pour un mouvement naturel, il reste inférieur à celui obtenu avec un contrôle myoélectrique classique. De plus, selon les participants amputés le contrôle proposé est plus intuitif, encourageant ainsi les recherches dans cette voie. Il est également en théorie possible de prédire non seulement la flexion / extension du coude mais également la pronation / supination de l'avant-bras à partir des trois angles ainsi que des translations naturelles de l'épaule (KALIKI et al., 2008a). Cependant, cette capacité des réseaux à prédire la pronation / supination de l'avant-bras semble être diminuée lorsque l'ensemble de cibles proposé inclut des orientations horizontales en plus des orientations verticales (KALIKI et al., 2008b). Ce résultat laisse penser que l'information contenue dans les mouvements de l'épaule n'est pas suffisante pour reconstruire ce Degré de Liberté pour une tâche plus complexe. Une manière d'augmenter les informations transmises au contrôle peut alors être de coupler signaux myoélectriques et cinématiques du moignon en les passant en entrées de réseaux de neurones artificiels (BLANA et al., 2016).

D'autres approches ont cherché à enrichir les informations fournies au contrôle à l'aide

de signaux produits de manière délibérée par l'utilisateur. Ainsi, dans LAURETTI et al., 2016, l'ouverture / fermeture de la main est gérée par un contrôle myoélectrique alors qu'un contrôle basé sur les synergies articulaires permet de mobiliser la flexion / extension du coude ainsi que la pronation / supination de l'avant-bras. Le déplacement de la main vers la cible est alors effectué de façon intuitive et quasi automatique, tout en laissant à l'utilisateur le contrôle complet de l'ouverture / fermeture de la main pour interagir avec l'objet. Il n'est cependant pas possible d'utiliser les deux types de contrôle simultanément. Une autre approche est utilisée dans KALIKI et al., 2008b où la pronation / supination de l'avant-bras ainsi que l'ouverture / fermeture de la main sont contrôlées par la dépression / élévation et la protraction / rétraction de l'épaule effectuées de manière délibérée par l'utilisateur. La flexion / extension du coude est, quant à elle, reconstruite à partir des rotations naturelles de l'épaule. Dans KALIKI et al., 2013, un contrôle mêlant également reconstruction des synergies naturelles et contrôle direct par des mouvements délibérés, a été comparé à un contrôle par télé opération naturel dans un environnement de réalité virtuelle (cf. description de la Figure I.3.1 pour plus de détail sur le contrôle proposé). La tâche à effectuer était d'atteindre un objet placé sur une table, de le saisir et de l'amener à la bouche. Au bout de deux heures d'entraînement environ, les participants utilisant le contrôle proposé étaient capables d'effectuer la tâche avec un pourcentage de réussite équivalent à celui obtenu par ceux télé opérant le bras virtuel (i.e. 90 % de réussite au bout de 6 sessions). Cependant, le temps de réalisation de la tâche observé reste deux fois supérieur au temps naturel (e.g. 10 s contre 5 s à la 10^{ème} session, respectivement). De plus, le schéma de contrôle proposé implique deux modes de mobilisation de l'articulation du coude selon la distance de la main au corps et l'utilisation de manière volontaire de mouvements non naturels (i.e. translations de l'épaule) pouvant s'apparenter à des mouvements de compensation (Figure I.3.1). De façon intéressante, cependant, les performances des participants de cette étude ne semblent pas être affectées par le fait que les réseaux de neurones artificiels soient entraînés sur leurs données ou sur les données d'autres participants.

Ainsi, à part lors de l'ajout de mouvements non naturels (KALIKI et al., 2013) ou de signaux myoélectriques (ALSHAMMARY et al., 2018) dans le schéma de contrôle, les travaux présentés dans cette section restent limités au contrôle du coude, voire de l'avant-bras, avec cependant des difficultés quand la cible n'est pas orientée verticalement. Ces contrôles mettent donc de côté les articulations du poignet alors même que leur utilité a été mise en avant dans les tâches de saisie d'objets (MONTAGNANI

et al., 2015b). Les informations contenues dans les mouvements résiduels naturels ne semblent donc pas permettre de reconstruire l'intégralité des Degrés de Liberté disparus à la suite d'une amputation trans-humérale.

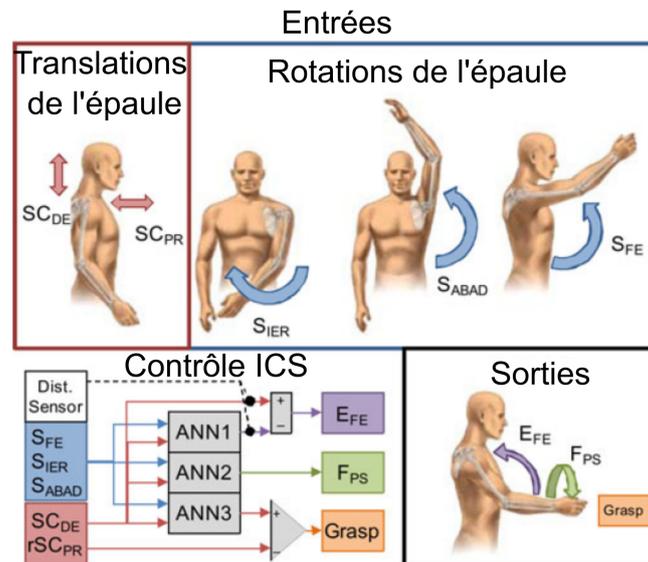


FIGURE I.3.1 – **Schéma de contrôle proposé dans KALIKI et al., 2013.** Lors de la phase d'atteinte de la cible, deux contrôles permettent d'actionner l'articulation du coude. Ces deux contrôles sont soumis à des poids antagonistes se modifiant selon la distance de la main au corps. Le premier (**ANN1**), actif d'autant plus que la main est loin de la cible, est constitué d'un réseau de neurones artificiels qui détermine l'angle du coude (i.e. flexion / extension (**E_{FE}**)) en se basant sur les 3 angles (i.e. flexion / extension (**S_{FE}**), abduction / adduction (**S_{ABAD}**) et rotation interne / externe (**S_{IER}**)) et la dépression / élévation (**SC_{DE}**) de l'épaule. Le second contrôle, qui s'active d'autant plus que la main est loin du corps, et donc proche de la cible, permet de contrôler directement et proportionnellement la **E_{FE}** avec la **SC_{DE}**. Un deuxième réseau de neurones (**ANN2**) contrôle la pronation / supination de l'avant-bras (**F_{PS}**) à partir des 4 mêmes Degrés de Liberté de l'épaule que l'**ANN1**. Enfin, la protraction / rétraction de l'épaule (**rSC_{PR}**) permet de contrôler proportionnellement la fermeture de la main (**Grasp**). La **rSC_{PR}** étant observée naturellement lors des gestes d'atteinte dans certaines parties de l'espace de travail, un troisième réseau de neurones (**ANN3**) permet de déterminer, toujours à partir des 4 mêmes Degrés de Liberté de l'épaule, la proportion naturelle de ce Degré de Liberté. Cette valeur estimée est ensuite déduite de la valeur enregistrée afin de déterminer le signal de contrôle. Figure tirée et traduite de KALIKI et al., 2013.

Or, d'après Latash les synergies existent afin de contraindre la variabilité pour maintenir le but de l'action (LATASH et al., 2007). Selon cette théorie, synergies et but de l'action sont donc intimement liés. Afin de permettre une meilleure compréhension

par le système des coordinations entre parties résiduelles et disparues du membre, des approches ont donc proposé de rajouter des informations sur le contexte. Dans GARCIA ROSAS et al., 2020, la flexion / extension de l'épaule permet de déplacer la main prothétique sur une ligne imaginaire. Cette ligne est indiquée par l'utilisateur au début du mouvement en positionnant sa main sur le segment passant entre son épaule et la cible, donnant ainsi le contexte du mouvement au système. Plus précisément, un algorithme de cinématique inverse détermine la vitesse du coude en se basant sur les positions angulaires de l'épaule et du coude ainsi que sur la vitesse de l'épaule tout en respectant la contrainte de conserver la main sur la ligne. Une autre approche consiste à encapsuler dans des prototypes de trajectoires les synergies du mouvement naturel lors de la réalisation d'un ensemble de tâches de la vie quotidienne (GLOUMAKOV et al., 2019). Chaque prototype décrit un ensemble de déplacements des articulations permettant, en théorie, d'accomplir un groupe de tâches. Ces prototypes de trajectoires peuvent ensuite être utilisés pour contrôler une prothèse (GLOUMAKOV et al., 2020 ; GLOUMAKOV et al., 2022). L'utilisateur peut alors sélectionner le prototype correspondant au mieux à la tâche qu'il souhaite effectuer afin de déplacer les articulations prothétiques. Ici, c'est donc l'utilisateur qui choisit une synergie qui a été créée pour un but particulier. Ce contrôle simultané par prototype de trajectoires du coude, de l'avant-bras et du poignet d'une prothèse permet de réaliser des tâches courantes plus rapidement qu'un contrôle myoélectrique séquentiel et avec des mouvements compensatoires comparables. Le contrôle proposé est alors considéré comme plus naturel et nécessitant moins de charge mentale qu'un contrôle myoélectrique par les participants. Toutefois, ses performances restent bien en deçà du contrôle naturel. De plus, les auteurs ne proposent pour l'instant pas d'interface, simple d'utilisation et pouvant être embarquée sur une prothèse, permettant de choisir le prototype de trajectoire parmi les 11 proposés. Or, ce chiffre dépasse largement l'empan mnésique classique (i.e. nombre d'informations pouvant être retenues simultanément en mémoire à court terme évalué à 7 ± 2 en population générale). Il est donc à prévoir que naviguer parmi ces options rajoutera à la charge mentale demandée par ce contrôle. Malgré le côté novateur de l'approche, ce problème devra donc être résolu dans de futures études.

Aucune des approches présentées précédemment ne semble donner au contrôle l'information contextuelle lui permettant de comprendre les relations existantes entre les articulations résiduelles et perdues. Or, la littérature sur le mouvement moteur naturel nous montre que, selon le modèle de contrôle actuellement admis, la fusion des informations visuelles et de proprioceptions permettrait la création du mouvement dé-

plaçant l'organe terminal vers la position désirée en activant les différentes articulations selon des synergies. Il est donc possible de se demander dans quelle mesure l'utilisation conjointe d'informations relatives aux mouvements du membre résiduel et à l'objectif du mouvement, le contexte, permettrait de déduire un contrôle naturel des articulations d'une prothèse trans-humérale. En 2021, nous avons apporté un premier élément de réponse en comparant au contrôle naturel l'utilisation de deux contrôles, basés sur des réseaux de neurones artificiels multicouches, par des participants amputés virtuellement lors d'une tâche de *pick and place* (MICK et al., 2021 ; Figure I.3.2). Contrairement aux approches précédentes, ces réseaux devaient reconstruire les 4 articulations les plus distales du membre supérieur (i.e. flexion / extension du coude, pronation / supination de l'avant-bras, déviation radiale / ulnaire et flexion / extension du poignet).

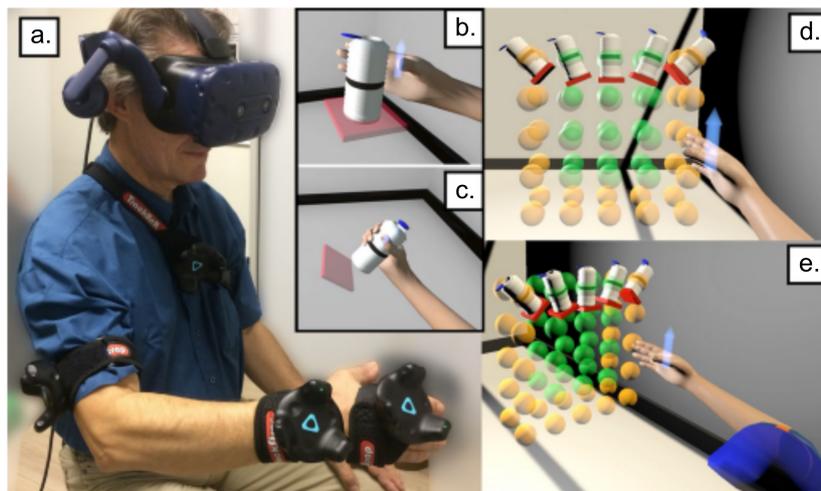


FIGURE I.3.2 – **Représentation de la tâche réalisée par les participants de MICK et al., 2021.** Le bras du participant est reconstruit dans l'environnement virtuel grâce à 4 capteurs HTC Vive (a.), il peut ensuite contrôler le bras virtuel pour saisir un objet cylindrique (b.) et le déposer sur une plate-forme (c.). (d-e.) Les cibles, représentées alternativement par un objet et une plate-forme, sont réparties sur une grille de 5 X 5 X 2 (Largeur X Hauteur X Profondeur) pour la phase d'Acquisition (sphères vertes et jaunes) et de 3 X 4 X 2 pour les phases de Test (sphères vertes uniquement). Figure tirée de MICK et al., 2021.

Là où le premier réseau (appelé C-) a uniquement accès en entrées aux positions angulaires de l'épaule, c'est-à-dire la flexion / extension, l'abduction / adduction et la rotation humérale, le second réseau (appelé C+) bénéficie en plus d'informations relatives à la cible, c'est-à-dire la position x, y, z dans le monde et l'orientation dans le

plan frontal (Figure I.3.3).

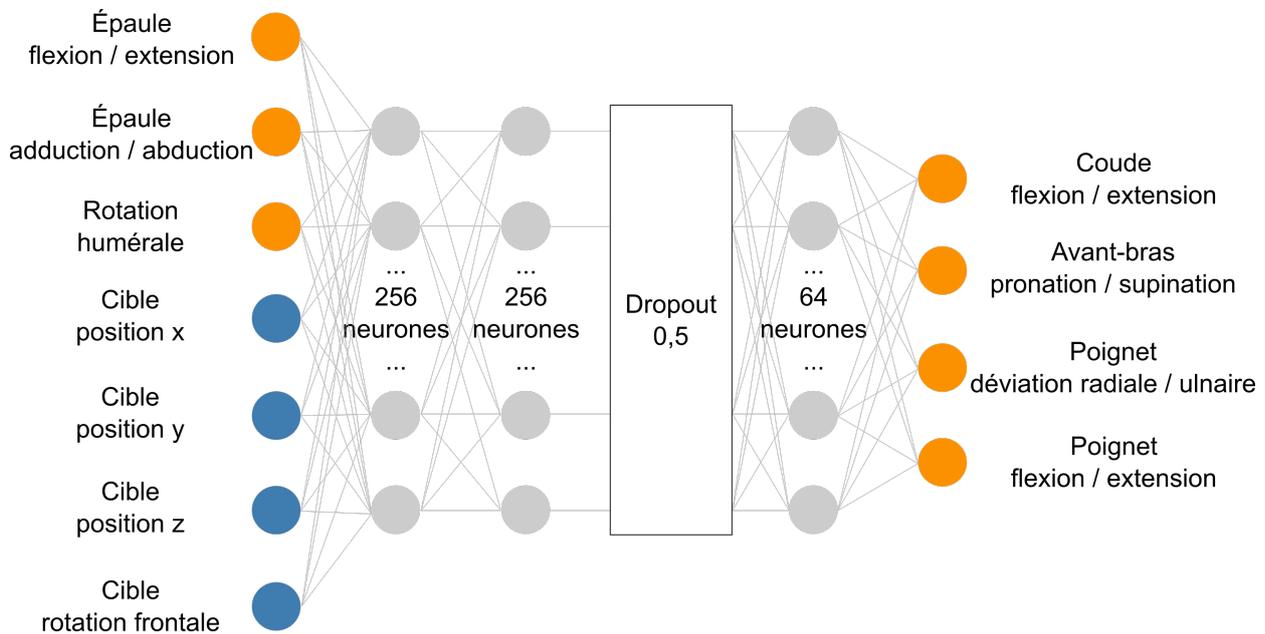


FIGURE I.3.3 – **Structure des réseaux utilisés dans Mick et al., 2021.** Le réseau C- (cercles orange) reconstruit les 4 Degrés de Liberté les plus distaux (i.e. flexion / extension du coude, pronation / supination de l'avant-bras ainsi que déviation radiale / ulnaire et flexion / extension du poignet) à partir des 3 Degrés de Liberté les plus proximaux (i.e. adduction / abduction, flexion / extension et rotation humérale de l'épaule). Le réseau C+ bénéficie également en entrées de la position dans le monde et de l'orientation frontale de la cible (cercles bleus). La structure des deux types de réseaux est identique : deux couches cachées de 256 neurones entièrement connectées, une couche de drop-out fixée à 0,5 et une dernière couche cachée entièrement connectée de 64 neurones.

L'analyse des performances, obtenues hors-ligne et lors de l'utilisation par des participants valides de contrôles basés sur les prédictions de ces réseaux, montre que l'ajout des informations contextuelles permet une meilleure reconstruction des angles distaux qui se traduit par une réalisation de la tâche plus rapide et avec des mouvements de compensation moins importants que lors de l'utilisation d'un contrôle ne disposant pas de cette information. Cette étude valide donc la pertinence d'apporter au contrôle de prothèse l'information relative à la cible visée par l'utilisateur conjointement à celle de l'orientation courante du moignon afin de reconstruire les coordinations entre les parties résiduelles et disparues du membre.

I.3.2 L'apport de la vision assistée par ordinateur

Les dernières années ont vu de grandes avancées dans le domaine de la vision assistée par ordinateur appliquée à la robotique notamment pour localiser un l'objet, déterminer son orientation ainsi que le type de préhension nécessaire pour l'atteindre (DU et al., 2021 pour une revue). Cette section présente les différentes propositions qui ont été faites dans la littérature pour intégrer le type d'informations fourni par la vision assistée par ordinateur dans le contrôle de prothèses.

Dès 1988, des études ont mis en évidence que la configuration de la main pour attraper un objet / effectuer une tâche pouvait être déduite des propriétés desdits objets et tâches soit à l'aide de règles (CUTKOSKY, 1989), soit à l'aide de réseaux de neurones artificiels (IBERALL, 1988). Plusieurs études se sont par la suite basées sur ce lien pour déterminer, à l'aide de techniques classiques de vision assistée par ordinateur, la configuration de la main et son ouverture (DOŠEN et al., 2010 ; MARKOVIC et al., 2014) ainsi que la pronation / supination de l'avant-bras (DOŠEN et POPOVIĆ, 2011 ; MARKOVIC et al., 2015), la flexion / extension (MOUCHOUX et al., 2021) et la déviation radiale / ulnaire du poignet (KLISIĆ et al., 2009) nécessaires pour effectuer la saisie. Les algorithmes de ces études sont basés sur des règles exprimées soit sous la forme d'arbres de décision (KLISIĆ et al., 2009 ; DOŠEN et al., 2010 ; DOŠEN et POPOVIĆ, 2011 ; MOUCHOUX et al., 2021) soit sous la forme de machines à états finis (MARKOVIC et al., 2014 ; MARKOVIC et al., 2015). Il est également possible d'utiliser des réseaux de neurones particuliers, appelés convolutionnels, pour extraire les caractéristiques visuelles d'un objet et en déduire une catégorie (GU et al., 2018). L'approche proposée dans DEGOL et al., 2016 se base sur la prédiction de ce type de réseaux de neurones pour déterminer la configuration de la main à partir d'images enregistrées par une caméra placée dans la paume de la main prothétique. Lors de l'entraînement sur une base de données d'images d'objets annotées avec la configuration de la main correspondante, le réseau de neurones détermine les caractéristiques de l'objet importantes pour sélectionner la bonne configuration de la main prothétique. Grâce à cette technique, il est possible de classer correctement 93,2 % des 250 images présentées.

Des erreurs de classification importantes peuvent être observées lors de l'exploitation de bases de données, comme dans DEGOL et al., 2016. Ces erreurs peuvent par exemple apparaître lorsqu'un objet « nouveau » (i.e. non inclus dans la base de données) est présenté au système. Il en va de même pour les études utilisant des règles explicites (KLISIĆ et al., 2009 ; DOŠEN et al., 2010 ; DOŠEN et POPOVIĆ, 2011 ;

MOUCHOUX et al., 2021 ; MARKOVIC et al., 2014 ; MARKOVIC et al., 2015), où une erreur dans l'évaluation du facteur permettant de déterminer quelle règle est respectée peut mener à la sélection d'une mauvaise configuration prothétique. Les approches basées sur l'analyse d'images doivent donc mettre en place des stratégies pour pallier les erreurs du système. Certaines études proposent ainsi des retours visuels indiquant l'objet visé par le système et le type de configuration de la main sélectionnée afin de permettre à l'utilisateur d'intervenir en cas d'erreur (MARKOVIC et al., 2014 ; MOUCHOUX et al., 2021). D'autres systèmes existent pour diminuer l'erreur. Ainsi, dans ZHONG et al., 2022, une technique basée sur un réseau de neurones Bayésien permet d'évaluer l'incertitude relative à l'objet à saisir. Le système positionne automatique le poignet de la prothèse si et seulement si l'incertitude estimée est faible. Quel que soit le niveau d'incertitude, une commande envoyée directement par l'utilisateur est prioritaire sur celles envoyées par le système. Ainsi, à tout moment, l'utilisateur garde la possibilité de corriger la posture prothétique.

La plupart des études présentées dans cette section s'intéressent au contrôle de prothèses trans-radiales pour lesquelles l'utilisateur peut déplacer aisément le préhenseur au niveau de l'objet d'intérêt. Ce n'est plus le cas dès lors que le niveau d'invalidité se rapproche de l'épaule. Ces études présentent néanmoins la possibilité offerte par les algorithmes d'analyses d'images d'extraire des informations visuelles pertinentes pour un contrôle de prothèse. Des études complémentaires devront donc être menées pour adapter ces solutions au contrôle d'une prothèse trans-humérale.

Chapitre I.4

Objectifs de la thèse

Dans le Chapitre I.1, nous avons vu que, bien que touchant peu de personnes au regard de la population générale (ZIEGLER-GRAHAM et al., 2008 ; HAS, 2010 ; BRUYANT et al., 2022), les invalidités du membre supérieur, qu'elles soient acquises ou congénitales, ont un fort retentissement fonctionnel et social menant à une dégradation de la qualité de vie de la personne touchée (GALLAGHER et al., 2011 ; RESNIK et al., 2019 ; JOHANSEN et al., 2018 ; RAMIREZ et al., 2022).

Depuis l'Égypte Antique (NERLICH et al., 2000), des prothèses, appareillages permettant de remplacer la partie du membre disparue, sont proposées aux personnes souffrant d'une telle invalidité pour essayer de pallier la situation de handicap. Ces travaux de thèses s'intéressent aux appareillages prothétiques dits actifs (i.e. motorisées) du membre supérieur, qui permettent de rendre, entre autres, les fonctions motrices perdues. Plus particulièrement, ces travaux traitent d'un nouveau type de contrôle destiné aux porteurs de prothèses actives avec un niveau d'invalidité trans-huméral et permettant de coordonner les articulations du coude, de l'avant-bras et du poignet afin de transporter la main vers un objet et de l'orienter correctement pour le saisir.

En effet, la revue de littérature exposée dans le Chapitre I.1 a montré que, malgré les nombreuses avancées sur le sujet, les contrôles actuellement proposés en clinique ne permettent pas de répondre aux attentes de leurs utilisateurs, particulièrement pour un niveau d'invalidité haut, ce qui mène au rejet de la solution prothétique (E. A. BIDDISS et CHAU, 2007 ; DATTA et al., 2004). Ces contrôles, dont les plus étudiés sont basés sur les signaux musculaires résiduels du moignon, souffrent d'un problème de dimensionnalité. Plus les parties musculaires et squelettiques disparues sont importantes, moins

il reste de signaux pertinents pouvant être utilisés par un algorithme de contrôle et, pourtant, plus il y a d'articulations à contrôler pour retrouver un mouvement naturel. Cette limitation explique que les solutions proposées soient la plupart du temps de nature séquentielles, la même information servant à déplacer plusieurs articulations, et, un signal, généralement une co-contraction, permettant de changer l'articulation contrôlée à un instant t (FARINA et al., 2014). Le type de contrôle en résultant est donc peu naturel, long à apprendre et requiert une attention visuelle constante et fatigante pour l'utilisateur.

D'autres tentatives ont porté sur le déplacement de plusieurs articulations simultanément avec le même signal (SCHEME et ENGLEHART, 2011), mais, là encore, le manque d'information rend difficilement applicable ces stratégies de contrôle pour un niveau d'invalidité haut. Le développement de techniques chirurgicales prometteuses telles que la TMR (KUIKEN et al., 2004 ; FARINA et AMSÜSS, 2016), permet d'augmenter le nombre d'informations naturelles recueillies via les muscles résiduels. Mais, le nombre d'informations pertinentes, toujours insuffisant, couplé au manque d'algorithme permettant de les interpréter efficacement, semble condamner l'utilisation des signaux myoélectriques seuls à un rejet par les utilisateurs souffrant d'un niveau d'invalidité haut (SALMINGER et al., 2019).

Ces utilisateurs rapportent attendre un contrôle proportionnel et fluide de tous les DDLs présents sur un bras naturel sans nécessiter une attention visuelle constante (ATKINS et al., 1996 ; CORDELLA et al., 2016). Les attentes des utilisateurs de prothèses sont probablement façonnées par les possibilités offertes naturellement par le contrôle sensori-moteur pour nous permettre de réaliser des gestes volontaires aussi variés que saisir un objet, écrire ou jongler. Il est donc logique de penser que se baser sur nos connaissances du contrôle naturel permettrait de dépasser les limitations des solutions prothétiques actuelles.

L'un des paramètres rendant difficile la construction d'un contrôle basé sur le mouvement naturel est que le membre supérieur est un système redondant, c'est-à-dire qu'il possède un nombre plus important de DDLs que celui strictement nécessaire pour positionner et orienter la main dans l'espace. La présence de ces articulations sur-numéraires peut être vue soit comme un problème devant être résolu par le système nerveux central (BERNSTEIN, 1967), soit comme une abondance de possibilités permettant la variabilité articulaire nécessaire pour maintenir un objectif en absorbant d'éventuelles perturbations (LATASH et al., 2007). Que cette sur-représentation arti-

culaire soit vue comme un problème ou comme une chance, il n'en reste pas moins qu'il est nécessaire de faire un choix entre les différentes configurations articulaires possibles pour effectuer une même trajectoire de la main ou atteindre une position / orientation donnée de celle-ci.

Or, certaines régularités, appelées invariants, sont observées dans le mouvement humain. L'organe terminal a par exemple tendance à décrire une trajectoire quasi rectiligne dans l'espace de la tâche avec une courbe de vitesse en forme de cloche (SOECHTING et LACQUANITI, 1981 ; MORASSO, 1981). Pourtant, ces régularités ne sont pas strictement nécessaires à l'atteinte de l'objectif du mouvement. Les chercheurs du domaine les étudient donc pour tenter de comprendre les règles sous-jacentes au contrôle. Des modèles ont ainsi été proposés pour tenter d'expliquer l'apparition de ces invariants. Cependant, ces modèles nécessitent de fixer le temps du mouvement en amont et incarnent des règles découlant de l'observation du mouvement naturel qui peuvent être transgressées dans certains contextes (e.g. trajectoires non rectilignes de la main pour des cibles excentrées dans DESMURGET et al., 1997).

Dans le domaine des prothèses pour un niveau d'invalidité au-dessus du coude, une approche considérée comme prometteuse est de se baser sur les synergies existantes entre les articulations perdues et le membre résiduel. Des études ont ainsi montré que les mouvements de l'épaule permettent de reconstruire dans une certaine mesure la flexion / extension du coude ainsi que la pronation / supination de l'avant-bras (D. POPOVIC et POPOVIC, 1998 ; M. POPOVIC et POPOVIC, 2000 ; M. POPOVIC et POPOVIC, 2001 ; IFTIME et al., 2005 ; KALIKI et al., 2008a ; KALIKI et al., 2008b ; AKHTAR et al., 2012 ; KALIKI et al., 2013 ; MERAD et al., 2016 ; AKHTAR et al., 2017 ; MERAD et al., 2018 ; MERAD et al., 2019 ; MERAD et al., 2020). Cependant, la reconstruction du coude semble fortement affectée par la position de la cible dans l'espace (IFTIME et al., 2005) et les informations contenues dans les mouvements de l'épaule semblent insuffisantes pour contrôler la pronation / supination de l'avant-bras dès lors que les cibles possèdent une orientation autre que verticale (KALIKI et al., 2008b). La majorité des schémas de contrôle proposés dans les études précédentes ont donc été testés dans des espaces de travail restreints contenant uniquement des cibles orientées verticalement. De plus, aucune de ces études ne propose un contrôle basé sur les synergies de toutes les articulations disparues à la suite d'une amputation trans-humérale, alors même que l'importance des rotations du poignet dans les tâches de saisie a été mise en avant dans la littérature (MONTAGNANI et al., 2015b). D'autre part, pour des niveaux d'invalidité en dessous du coude, des études utilisant des algorithmes de vision

assistée par ordinateur ont montré la possibilité de non seulement déterminer la configuration et le degré d'ouverture de la main à partir des informations relatives à l'objet visé, mais également de reconstruire la pronation / supination de l'avant-bras ainsi que la flexion / extension et la déviation radiale / ulnaire du poignet (KLISIĆ et al., 2009 ; DOŠEN et al., 2010 ; DOŠEN et POPOVIĆ, 2011 ; MARKOVIC et al., 2014 ; MARKOVIC et al., 2015 ; DEGOL et al., 2016).

En nous basant sur les résultats de ces études, nous nous sommes demandé dans quelle mesure l'utilisation conjointe d'informations visuelles, relatives à la position ainsi qu'à l'orientation de la cible du mouvement, et d'informations proximales, relatives au déplacement du membre résiduel, permettrait de déduire un contrôle coordonné et intuitif de l'ensemble des articulations perdues à la suite d'une amputation trans-humérale. Dans des travaux précédant cette thèse, nous avons validé la pertinence d'apporter au contrôle de prothèse l'information relative à la cible visée par l'utilisateur conjointement aux positions angulaires de la flexion / extension et de l'adduction / abduction de l'épaule ainsi que de la rotation humérale (MICK et al., 2021). Cependant, de nombreuses étapes doivent encore être complétées pour permettre une utilisation de ce type de contrôle par des personnes amputées sur un dispositif réel. Les travaux de thèse présentés dans ce document ont donc pour objectifs (1) d'adapter ce contrôle à l'utilisation par une personne amputée au niveau trans-huméral dans un large espace de travail, (2) de gérer les problématiques inhérentes à la nature discontinue des informations contextuelles et (3) de préparer son utilisation sur un dispositif réel.

I.4.1 Adaptation pour une utilisation par une personne amputée au niveau trans-huméral

La preuve de principe de 2021 a testé le contrôle proposé sur des participants valides amputés virtuellement (MICK et al., 2021). Or, à la suite d'une amputation, des adaptations peuvent se mettre en place et mener à des modifications dans l'utilisation des membres supérieurs (GAMBRELL, 2008). De plus, la mobilisation de l'épaule peut être rendue difficile du fait de l'amputation (e.g. perte musculaire, sous-utilisation du moignon, douleurs), et de la structure des dispositifs prothétiques (e.g. harnais bloquant les mouvements de l'épaule) (DURANCE et O'SHEA, 1988 ; ØSTLIE et al., 2011 ; ALLAMI et al., 2016). Ces modifications dans le déplacement naturel de l'articulation peuvent mener à des difficultés dans l'utilisation de contrôles basés sur le mouvement

(MERAD et al., 2020). Afin d'imaginer une application prothétique réelle, il est donc nécessaire d'adapter le contrôle proposé à la population cible et de le tester auprès de cette population.

La première étape est d'augmenter l'espace de travail. En effet, la multiplicité des DDLs du membre supérieur permet à l'organe terminal d'atteindre des positions et des orientations variées afin d'interagir avec différents objets. Dans MICK et al., 2021, l'espace de travail utilisé pour valider l'utilisation du contrôle était restreint à quelques positions et orientations (Figure I.3.2). Or, la littérature a montré que la capacité des contrôles basés sur le mouvement du moignon de reconstruire les DDLs manquants peut diminuer avec une augmentation de l'espace de travail (IFTIME et al., 2005 ; KALIKI et al., 2008b). Il est donc nécessaire de s'assurer que le nouveau contrôle proposé ici permet de contrôler l'ensemble des articulations disparues à la suite d'une amputation trans-humérale pour déplacer la main à des positions et orientations compatibles avec la saisie de cibles variées. Dans ces travaux de thèse, une procédure a donc été mise en place pour tester le contrôle dans un espace de travail élargi sur des cibles placées à des positions et orientations sélectionnées d'après les mouvements naturellement réalisés pour saisir et déposer des objets.

Le réseau de neurones artificiels disposant des informations contextuelles sur les prédictions duquel repose le contrôle C+ proposé dans MICK et al., 2021 a été entraîné sur les données de l'utilisateur. Or, obtenir ce type de données personnalisées pour une personne amputée est soit impossible, dans le cas d'une amputation bilatérale par exemple, soit coûteuse en temps. Le choix a donc été fait de constituer une base de données de mouvements de plusieurs participants valides. En effet, les synergies étant, dans une certaine mesure, propres à chaque utilisateur (GARCIA-ROSAS, TAN, OETOMO et MANZIE, 2018 ; GARCIA-ROSAS et al., 2019 ; GARCIA-ROSAS, YU et al., 2020), une base de données doit être constituée avec les mouvements de plusieurs personnes pour avoir plus de chance d'être représentative. Ces mouvements doivent également être exprimés dans un référentiel commun afin de pouvoir être interprétés par un algorithme tel qu'un réseau de neurones artificiels. De plus, il est nécessaire de tenir compte que, pour une position de main donnée, définie dans le référentiel de l'épaule, les configurations articulaires appliquées aux bras de deux personnes aux morphologies différentes ne pourront être identiques. Une procédure a donc été mise en place pour permettre d'adapter la base de données utilisée à la taille des segments de l'utilisateur. Afin de s'assurer que la stratégie mise en place convienne au plus grand nombre, les performances de participants amputés, virtuellement ou non, utilisant ces

contrôles seront comparées à celles obtenues avec un mouvement naturel.

Pour finir, la diversité des morphologies de moignons ne permet pas d'évaluer de façon fiable la rotation humérale d'une personne amputée au niveau trans-huméral. En effet, la présence de parties molles sur l'humérus affecte la mesure exacte de cet angle. La preuve est donc faite dans ces travaux de thèse qu'un contrôle basé sur la combinaison des informations relatives au but du mouvement et aux deux premiers DDLs du membre supérieur (i.e. rotations de l'épaule) permet de reconstruire cet angle également.

La série d'expériences menées pour permettre d'adapter le contrôle proposé dans MICK et al., 2021 à une personne souffrant d'une invalidité due à l'absence de tout ou d'une partie du membre supérieur est présentée dans le Chapitre II.1.

I.4.2 Gestion des discontinuités inhérentes à l'utilisation des informations relatives au but du mouvement

Le Chapitre II.1 propose un nouveau contrôle, adapté à une utilisation par des personnes amputées au niveau trans-huméral, et permettant de reconstruire les articulations distales à partir des prédictions d'un réseau de neurones artificiels basées sur les informations relatives au but du mouvement et celles représentant l'orientation courante du moignon. Nous verrons que ce contrôle permet à des utilisateurs amputés, virtuellement ou non, de mobiliser efficacement l'ensemble des articulations d'un bras virtuel pour faire converger la main vers des positions et orientations variées compatibles avec la saisie d'objets. Cependant, un changement du but du mouvement, survenant dès lors que la nouvelle cible est suffisamment éloignée de la précédente en position et/ou en orientation, mène à une modification brusque des entrées du réseau de neurones artificiels et de fait de ses sorties (i.e. configurations angulaires des articulations prothétiques). En réalité virtuelle, le passage brutal d'une configuration angulaire à une autre de la partie distale du bras mène à un début de mouvement peu naturel. Sur une prothèse réelle, si le contrôle était utilisé tel quel, cette brusque modification des commandes envoyées aux articulations prothétiques se traduirait par une accélération soudaine pouvant se révéler dangereuse pour l'utilisateur, son entourage ainsi que pour la pérennité des éléments matériels.

Dans le Chapitre II.2, une nouvelle approche est testée pour éliminer l'effet de cette brusque modification des prédictions du réseau en proposant une transition fluide entre la posture actuelle et la posture demandée, déterminée d'après la vitesse de déplacement du moignon et l'écart entre la configuration distale courante et la configuration « objectif » la plus probable. Deux méthodes sont présentées pour déterminer cette configuration « objectif ». La première propose de déterminer la configuration angulaire finale la plus probable à l'aide des prédictions d'un réseau de neurones artificiels basées uniquement sur les informations relatives au but du mouvement. Néanmoins, cette approche requiert que l'utilisateur de la prothèse converge vers une configuration du moignon compatible avec la configuration prothétique « objectif » proposée, ce qui n'est pas forcément le cas (e.g. impossibilité pour l'utilisateur d'effectuer cette configuration). Pour dépasser cette limitation, une deuxième méthode basée sur les prédictions d'un réseau de neurones artificiels prenant en compte l'orientation courante du moignon en plus des informations relatives au but du mouvement sera également évaluée. L'idée, s'inspirant de la théorie sur les synergies compensatoires proposée dans LATASH et al., 2007, est de fournir assez d'informations au contrôle pour qu'il puisse adapter la configuration distale aux mouvements effectivement réalisés par l'utilisateur avec son moignon tout en préservant la réussite de la tâche.

Pour finir, afin de tenir compte d'éventuelles modifications dans la réalisation de la tâche, toutes ces étapes seront mises à jour de façon régulière. Ainsi, à l'instar de ce qui a été proposé par certaines théories sur la mise en place de trajectoire (BULLOCK et GROSSBERG, 1989 ; TRESILIAN, 2013 Partie II Chapitre 11.2.12), la différence entre la posture courante et la posture « objectif » ainsi que la vitesse de déplacement proximale et la distance restant à parcourir par la main seront mises à jour à chaque instant.

Le Chapitre II.2 propose donc de comparer les résultats obtenus par des participants valides amputés virtuellement utilisant ces deux types de contrôles gérant la discontinuité à ceux obtenus avec leur contrôle naturel et le contrôle validé par le jeu d'expériences du Chapitre II.1.

I.4.3 Passage du virtuel à une application réelle

Simuler un objet dans un environnement virtuel présente l'avantage de pouvoir s'affranchir des contraintes du monde réel. Les effets de la gravité, des forces de frottement et d'éventuelles avaries des moteurs étant soustraits du contrôle, une prothèse

simulée dans ce type de dispositif peut être considérée comme une prothèse parfaite. Cet outil permet également de tester les limites des contrôles proposés sans risque de casses matérielles ou de blessures. Le point de vue égocentré et la possibilité d'interfacier la prothèse de façon cohérente avec le positionnement du moignon permet également une immersion de l'utilisateur et un éventuel sentiment d'appartenance au corps voire de contrôle du dispositif prothétique. Ces caractéristiques peuvent également être mises à profit afin de familiariser une personne amputée au contrôle de sa future prothèse (RESNIK et al., 2011). Le bénéfice peut ainsi être obtenu très tôt après son amputation, alors que la cicatrisation n'est pas encore complète. Étant donné le faible nombre de personnes amputées disponibles pour venir tester les contrôles proposés, la réalité virtuelle peut également permettre de renforcer la généralisation des conclusions tirées d'une étude en permettant l'inclusion de participants valides amputés virtuellement. Comme dans les expériences présentées dans les deux premiers chapitres des « Contributions expérimentales » de ces travaux de thèse (Chapitres II.1 et II.2), un moignon, dont les mouvements suivent ceux de la partie correspondante du bras du participant, peut alors être recréé dans la simulation et interfacé avec une prothèse dont les articulations sont mobilisées selon le schéma de contrôle mis en place. La réalité virtuelle est ainsi un des outils privilégiés pour valider des contrôles de prothèses encore en phase de test (KALIKI et al., 2013 ; BLANA et al., 2016 ; GARCIA ROSAS et al., 2020).

Cependant, les dispositifs de réalité virtuelle ne permettent pas une interaction physique avec l'environnement. Très utiles pour tester la faisabilité d'un contrôle, les conclusions tirées dans un environnement simulé peuvent ne pas être entièrement applicables à un dispositif robotique réel. En effet, les simplifications apportées au contrôle dans la réalité virtuelle ne permettent pas de rendre compte du comportement sur une prothèse réelle. L'objectif de ces travaux de thèse étant de proposer un contrôle permettant à des personnes amputées de retrouver les fonctions motrices perdues pour réaliser des tâches de la vie de tous les jours, il est nécessaire de tester les contrôles validés dans un environnement virtuel sur une plate-forme plus représentative de leur utilisation réelle.

Dans ces travaux le dispositif choisi pour émuler la prothèse réelle est la plate-forme robotique Reachy (MICK et al., 2019). Cette plate-forme présente l'avantage de proposer deux bras aux dimensions et nombre de DDLs congruents avec le membre supérieur humain. Outre les difficultés techniques liées à l'utilisation de moteurs soumis aux forces de frottement, à l'inertie et à la gravité, il sera également nécessaire de mettre

en place un protocole permettant de repérer les cibles par rapport au bras robotique et donc le but du mouvement. Le Chapitre II.3 regroupe les travaux ayant été effectués dans ce sens.

Deuxième partie

Contributions Expérimentales

Cette partie présente l'ensemble des travaux réalisés dans cette thèse. Les différentes expériences réalisées sont regroupées en trois chapitres, tentant chacun de répondre à un objectif de la thèse.

L'ensemble des participants inclus dans les différentes expériences présentées dans cette partie a reçu une notice d'information et a signé un formulaire de consentement éclairé ainsi que de droit à l'image avant de participer. Cette étude a été approuvée par le Comité de Protection des Personnes Est II (référence CPP : n°2019-A02890-57).

Chapitre II.1

De la preuve de principe à l'utilisation par une personne amputée en environnement virtuel

Ajouter les informations relatives au but du mouvement à celles des positions angulaires des articulations résiduelles en entrées d'un réseau de neurones artificiels permet une meilleure reconstruction de la configuration des articulations perdues à la suite d'une amputation trans-humérale. Cependant, plusieurs simplifications techniques, ainsi que l'impossibilité de recueillir des mouvements naturels sur le bras amputé, font que la méthode présentée précédemment n'est pas directement applicable à une personne amputée à ce niveau. Dans ce chapitre, un nouveau contrôle, entraîné sur les configurations articulaires réalisées par 10 participants valides lors d'une tâche de saisies et de poses d'objets à des positions et orientations variées, est proposé. Une fois la base de données d'entraînement adaptée aux mensurations de l'utilisateur, ce contrôle permet de reconstruire l'ensemble des articulations perdues à la suite d'une amputation trans-humérale, de la rotation humérale aux articulations du poignet, à l'aide de l'orientation du moignon et d'informations relatives au but du mouvement. 19 participants amputés au niveau trans-huméral, virtuellement ou non, ont ainsi pu contrôler la totalité des articulations d'un bras virtuel afin d'atteindre différentes positions et orientations de main dans des temps compatibles avec un mouvement naturel, sans entraînement préalable et avec très peu de mouvements de compensation. Malgré les travaux encore nécessaires pour appliquer le schéma de contrôle présenté ici à une prothèse réelle, une application directe au traitement des douleurs du membre

fantôme est envisageable.

Les enregistrements bruts et les codes permettant leur traitement et l'entraînement des réseaux de neurones sont disponibles sous forme d'un dépôt Zenodo (SEGAS et al., 2022a). Les travaux présentés dans ce chapitre sont en cours de publication (SEGAS et al., 2022b) et ont donné lieu à l'encadrement de deux stages ingénieurs, de 6 mois chacun, effectués par Antoine Bouquet et Léa Haefflinger.

II.1.1 Introduction

La littérature s'intéressant au contrôle de prothèses trans-humérales à partir des informations du mouvement proximal naturel est limitée à la reconstruction d'une, voire de deux, articulations disparues. La plupart des efforts se sont concentrés sur la reconstruction du coude à partir de l'épaule, permettant ainsi de rapprocher de la cible du mouvement l'organe terminal de la prothèse mais pas de l'orienter correctement dans l'espace (D. POPOVIC et POPOVIC, 1998; M. POPOVIC et POPOVIC, 2000; M. POPOVIC et POPOVIC, 2001; IFTIME et al., 2005; MERAD et al., 2016; MERAD et al., 2018; MERAD et al., 2019; MERAD et al., 2020). Quelques études ont tenté de reconstruire également la pronation / supination de l'avant-bras, mais ces tentatives ne semblent pas mener à des résultats satisfaisants dès lors que la cible visée présente une orientation autre que verticale (KALIKI et al., 2008b). La reconstruction de ce DDL supplémentaire nécessite alors l'ajout d'informations dans le contrôle telles que des mouvements non naturels de l'épaule exécutés de manière délibérée par l'utilisateur (KALIKI et al., 2013). Cependant, amener sa main à une position donnée dans l'espace ne suffit pas pour saisir un objet, il est également nécessaire de l'orienter de façon compatible à la saisie. Or, les angles du poignet s'avèrent au moins aussi importants que les DDLs de la main dans ce type de tâche (MONTAGNANI et al., 2015b). Afin de permettre aux personnes avec un niveau d'invalidité trans-huméral de positionner et d'orienter correctement leur main dans l'espace, il est donc nécessaire de trouver d'autres schémas de contrôle permettant de reconstruire l'ensemble des articulations disparues.

Dans MICK et al., 2021, nous avons montré qu'il était possible de reconstruire l'ensemble des articulations distales (i.e. flexion / extension du coude, pronation / supination de l'avant-bras, déviation radiale / ulnaire et flexion / extension du poignet) d'un participant valide à partir des angles proximaux (i.e. flexion / extension et abduction /

adduction de l'épaule ainsi que rotation humérale) si tant est que les informations relatives au but du mouvement soient connues par l'algorithme de contrôle (i.e. position, dans le monde, et inclinaison, par rapport au plan frontal, de la cible).

Néanmoins, les données alors utilisées pour entraîner les réseaux de neurones représentent un nombre restreint de postures du bras (i.e. postures naturellement effectuées par le participant pour positionner sa main à une cinquantaine de positions dans l'espace selon cinq orientations différentes). Les résultats obtenus sont donc difficilement généralisables à un espace de travail plus étendu ainsi qu'à l'ensemble de la trajectoire du mouvement. De plus, le réseau de neurones alors proposé, entraîné sur les données propres à un participant, ne peut être utilisé par une personne possédant une taille de bras différente. En effet, pour atteindre une même cible dans l'espace, deux personnes aux morphologies différentes ne pourront appliquer la même configuration angulaire à leurs articulations. Le réseau effectuant une cinématique inverse bio-inspirée pour proposer au participant un mouvement des articulations distales permettant de converger vers la cible, il n'est donc pas utilisable en l'état par une personne pour laquelle une base de données de mouvements exemples ne pourrait être obtenue. C'est malheureusement le cas pour des personnes amputées bilatéralement. Afin de proposer un contrôle tenant compte des variétés inter-individuelles pouvant exister dans les coordinations articulaires (GARCIA-ROSAS, TAN, OETOMO et MANZIE, 2018; GARCIA-ROSAS et al., 2019; GARCIA-ROSAS, YU et al., 2020), il est nécessaire d'inclure des exemples provenant du mouvement de plusieurs participants dans l'entraînement des réseaux. Pour finir, la reconstruction des angles distaux repose sur l'évaluation correcte des angles proximaux, dont fait partie la rotation humérale. Or, du fait des glissements induits par la présence de tissus mous entourant l'humérus (i.e. peau, muscles, etc.), la mesure précise de cet angle à l'aide d'un capteur placé sur le segment du haut du bras n'est pas satisfaisante. Dans MICK et al., 2021, cette limitation a été dépassée en calculant la rotation humérale à l'aide du triangle formé par les segments du haut du bras et de l'avant-bras. Cette méthode, qui nécessite de positionner un capteur sur l'avant-bras, n'est pas applicable à une personne amputée au niveau trans-huméral. Ainsi, bien que prometteur, le contrôle proposé dans MICK et al., 2021 présente des limitations qui empêchent son utilisation par une personne amputée au-dessus du coude.

Dans l'étude, divisée en trois expériences, présentée ici, nous proposons de dépasser ces limitations. La première expérience (Exp1) vise à créer une base de données du mouvement humain prenant en compte l'ensemble des configurations pouvant être

réalisées naturellement pour atteindre, saisir et déposer un objet sur des supports à différentes positions et orientations. Cette expérience sera aussi l'occasion d'évaluer les performances, dans un espace de travail élargi, d'un réseau entraîné sur les données de l'utilisateur comme en 2021 (réseau individuel), mais prenant en compte l'ensemble des configurations angulaires naturellement produites par celui-ci lors de trajectoires d'atteintes. De plus, les prédictions de ce réseau seront basées sur des données pouvant être toutes recueillies sur un participant amputé (i.e. sans la rotation humérale impossible à mesurer à partir du moignon seul). La deuxième expérience (Exp2) a pour objectif de comparer les performances atteintes par des participants valides amputés virtuellement à l'aide de deux types de réseaux de neurones. Le premier sera entraîné sur des données constituées de mouvements naturels produits par l'utilisateur (réseau individuel). Le second sera entraîné sur les mouvements naturels produits par les 10 participants valides de l'Exp1 adaptés aux tailles de segment de l'utilisateur (réseau adapté). Cette expérience permettra également de valider que le contrôle est utilisable quelle que soit la latéralité de l'amputation. Enfin, une amputation pouvant modifier les capacités de mobilisation de l'épaule (DURANCE et O'SHEA, 1988 ; ØSTLIE et al., 2011 ; ALLAMI et al., 2016), il est nécessaire de tester l'utilisation du contrôle mis en place par la population cible. Ainsi, une troisième expérience (Exp3), ayant pour but de valider l'utilisation du réseau adapté par des participants amputés trans-huméraux, est présentée.

II.1.2 Matériels et Méthodes

Cette section présente l'ensemble des éléments mis en place pour mener à bien les expériences présentées dans ce chapitre.

II.1.2.1 Participants

Les participants des trois expériences ont déclaré avoir une vision normale ou corrigée et ne souffrir d'aucun problème moteur, hors amputation pour l'Exp3, pouvant affecter la réalisation de la tâche. Tous les participants étaient naïfs vis-à-vis de la tâche à effectuer.

La latéralité des participants des Exp1 et Exp2 a été évaluée grâce à l'*Edinburgh Handedness Inventory* (EHI, OLDFIELD, 1971), en considérant un participant avec un score $EHI > 50$ (respectivement $EHI < -50$) comme étant droitier (respectivement gaucher).

Contributions Expérimentales

Dans l'Exp1, 10 participants valides et droitiers (dont 5 hommes) ont été inclus (Âge : 27 ± 6 ans; Taille : 171 ± 9 cm; EHI : 84 ± 18).

Dans l'Exp2, 12 participants valides, 6 droitiers (dont 3 hommes; Âge : 23 ± 1 ans; Taille : 178 ± 1 cm; EHI : 97 ± 5) et 6 gauchers (dont 4 hommes; Âge : 25 ± 6 ans; Taille : 171 ± 7 cm; EHI : -85 ± 13) ont été inclus.

Enfin, dans l'Exp3, 7 participants ayant subi une amputation trans-humérale (dont 7 hommes) ont été inclus (Âge : 40 ± 8 ans; Taille : 175 ± 6 cm). La Table II.1.1 présente des données complémentaires concernant l'amputation de ces participants.

Participant	Temps depuis amputation (Mois)	Circonférence moignon (cm)	Longueur moignon (cm)	Latéralité amputation
1	20	33	15	Droite
2	48	30	25	Gauche
3	12	30	35	Gauche
4	132	34	23	Droite
5	120	35	30	Droite
6	276	31	28	Gauche
7	108	32	23	Gauche

TABLE II.1.1 – **Description des caractéristiques d'amputation des participants de l'Exp3.** Chaque ligne comprend les informations relatives à l'amputation et au moignon d'un participant.

II.1.2.2 Dispositif de réalité virtuelle

Toutes les expériences présentées dans ce chapitre se sont déroulées dans un dispositif de réalité virtuelle. Deux caméras sont disposées de part et d'autre de la salle d'expérimentation au centre de laquelle le participant est assis sur une chaise. Le participant est équipé de capteurs permettant de reconstruire son membre supérieur dans l'environnement virtuel (Figure II.1.1).

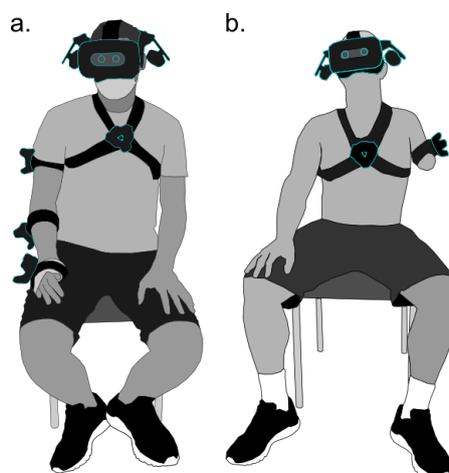


FIGURE II.1.1 – **Équipement des participants.** Un casque de réalité virtuelle et des capteurs HTC Vive sont positionnés sur la tête et le bras du participant. **a.** Pour l'enregistrement d'un bras valide, 4 capteurs sont placés sur le tronc, le haut du bras, l'avant-bras et la main du participant. Afin de s'assurer que seuls les mouvements du poignet sont enregistrés par le capteur positionné sur la main, les doigts sont maintenus par une bande en tissu placée par l'expérimentateur au début de l'expérience. **b.** Pour l'enregistrement d'un bras amputé (Exp3), seuls les capteurs du tronc et du haut du bras sont utilisés.

Un clavier avec un bouton de validation est placé soit sous la main gauche (Exp1) soit sous le pied du participant (Exp2 et 3) et permet de contrôler la fermeture et l'ouverture de la main afin de saisir ou de relâcher l'objet lorsque la cible est atteinte. Lors de l'expérience, le participant peut demander à replacer le clavier pour maintenir une position confortable.

L'enregistrement des informations provenant de l'environnement virtuel ainsi que des capteurs se fait à 90 Hz. La salle virtuelle où se trouve le participant est calibrée en début de chaque passation afin que les sols réel et virtuel soient au même niveau et que le mur affichant les instructions de passation soit en face du participant.

II.1.2.3 Description de la tâche

La tâche réalisée dans ces expériences est une adaptation de la tâche de *pick and place* proposée dans MICK et al., 2021. Une vidéo d'illustration d'un participant valide effectuant la tâche dans l'environnement virtuel est fournie en Annexe B (cf. Annexe B Vidéo d'illustration 1).

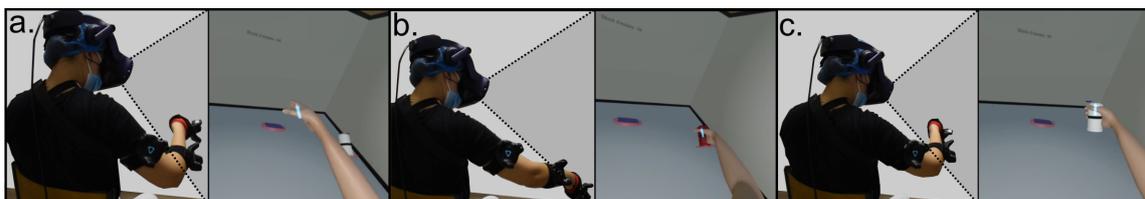


FIGURE II.1.2 – **Tâche en réalité virtuelle.** La tâche de réalité virtuelle consiste en la répétition d'une séquence d'actions. **a.** Deux plates-formes, dont une surmontée par un objet cylindrique, apparaissent dans l'environnement virtuel, elles représentent les cibles à atteindre. Le participant doit atteindre l'objet avec son bras virtuel. Une flèche présente au centre de la main virtuelle sert de repère visuel pour le placement de la main sur l'objet, sa base et son orientation correspondent à la position et à l'orientation attendues de la cible dans la main. **b.** Une fois la main bien positionnée, l'objet passe en rouge, signalant ainsi que la saisie peut être effectuée en pressant sur le bouton de validation. **c.** L'objet passe alors automatiquement dans la main et le participant doit le déposer sur la seconde plate-forme. Comme précédemment, le passage en rouge de l'objet signale le bon positionnement de la main. Le bouton de validation peut alors être actionné pour relâcher l'objet. Le cycle recommence avec le couple de cible suivant jusqu'à une pause ou la fin de la tâche.

Un objet cylindrique placé sur une plate-forme circulaire est présenté au participant qui doit l'atteindre en déplaçant le bras virtuel (Figure II.1.2 a.). Le centre de l'objet et son orientation selon les axes sagittal et vertical sont alors considérés comme la cible à atteindre. Le participant doit déplacer la main virtuelle dans la zone de validation de l'objet. L'objet passe alors en rouge signalant ainsi au participant qu'il peut le « saisir » en appuyant sur le bouton de validation (Figure II.1.2 b.). La main se referme alors sur l'objet et le participant doit maintenant le déposer sur une plate-forme vide également présente dans l'environnement virtuel (Figure II.1.2 c.). La cible, dans ce cas-là, est positionnée perpendiculairement à la plate-forme avec sa base au niveau de celle-ci de sorte que la position et l'orientation à appliquer à l'objet pour la valider soient intuitives. Afin d'éviter toute ambiguïté avec le dessous de la plate-forme, un carré bleu signale le dessus de celle-ci. Ici, encore, le passage en rouge signale le bon positionnement de l'objet, et donc de la main, par rapport à la cible (i.e. dans la zone de validation). Une fois la main correctement placée, le participant peut appuyer sur le bouton de validation. Le couple de cibles suivant est alors présenté et la main s'ouvre de nouveau.

La zone de validation, dans laquelle l'objet passe en rouge, est définie par un angle et une distance par rapport à la cible. Cet angle et cette distance dépendent de la phase expérimentale et sont désignés sous le terme de « contraintes » dans la suite de ce

document. Un temps est alloué à l'atteinte de chaque cible. Si ce temps est dépassé le système passe automatiquement à la cible suivante et un signal sonore retentit. À ce signal, l'objet est placé sur la plate-forme ou dans la main du participant. L'état de la main passe alors en position ouverte ou fermée selon le cas. Comme les contraintes, le temps alloué à l'atteinte dépend de la phase de l'expérience.

Une pause est proposée au participant tous les 25 couples de cibles (i.e. objet / plate-forme), le casque peut alors être retiré momentanément. Aucune donnée n'est enregistrée durant les pauses.

Les participants ont pour consigne de réaliser la tâche à une cadence naturelle.

II.1.2.4 Calibration du bras virtuel

Une phase de calibration est nécessaire afin de pouvoir enregistrer et afficher la position et l'orientation du bras du participant dans l'environnement virtuel. Pour cela un bras virtuel, créé grâce au logiciel Open Source Make Human, est lié aux mouvements du bras réel du participant.

Tout d'abord, l'épaisseur du bras virtuel est adaptée aux mensurations du participant en appliquant un facteur déterminé à partir de sa taille.

Il est ensuite demandé au participant de mobiliser l'ensemble des articulations de son bras pendant une durée de 10 secondes. Cet enregistrement permet d'estimer les positions de trois centres articulaires (i.e. épaule, coude, poignet) par rapport aux capteurs les encadrant grâce à la méthode proposée dans O'BRIEN et al., 1999.

Les centres articulaires sont ensuite liés en position aux capteurs. Ceux de l'épaule et du coude sont associés au capteur du haut du bras tandis que celui du poignet est associé au capteur de l'avant bras. Lier ainsi la position du centre articulaire de l'épaule au capteur du haut du bras permet la retranscription des translations naturelles du complexe gléno-huméral dans l'environnement virtuel.

La taille des segments du bras virtuel est alors adaptée à la taille des segments entre les centres articulaires correspondants.

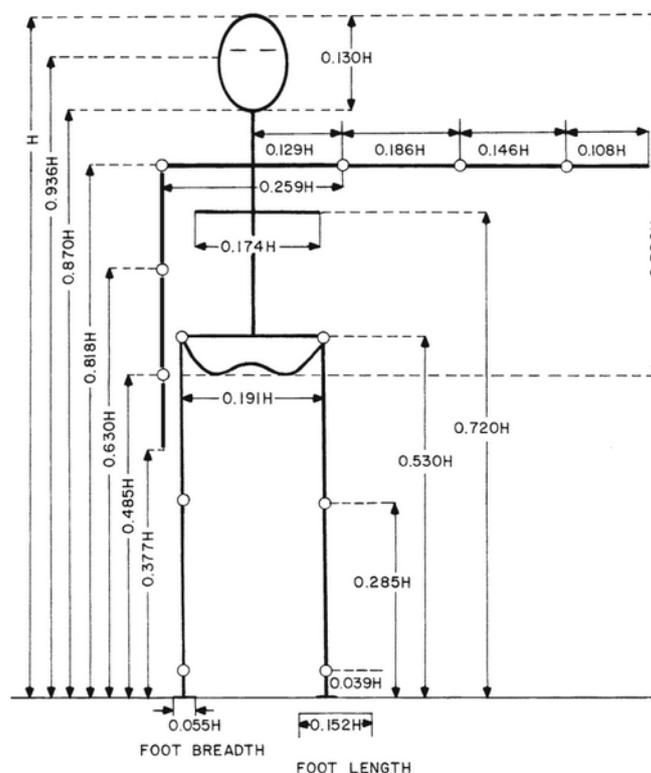


FIGURE II.1.3 – **Rapports standards entre la taille et la longueur des segments du corps humain.** Figure tirée de HERMAN, 2016.

Pour un bras amputé, seul le centre articulaire de l'épaule est calculé grâce à la méthode proposée dans O'BRIEN et al., 1999. La taille des segments du bras virtuel est déterminée à partir de la taille du participant et des rapports tailles/longueurs des segments standards proposés dans HERMAN, 2016 (Figure II.1.3). Un point P, positionné sur la droite perpendiculaire à la base du capteur du haut du bras à une distance de 2 cm de ce dernier, est déterminé. Le segment centre articulaire de l'épaule - centre articulaire du coude est défini comme passant par ce point P.

L'épaule du bras virtuel est liée en position au centre articulaire correspondant. Les centres articulaires sont ensuite affichés dans l'environnement virtuel sous la forme de sphères jaunes reliées par des segments blancs représentant le segment du bras et celui de l'avant-bras. Cette représentation visuelle sert de repère au participant afin de superposer son bras réel au bras virtuel affiché (Figure II.1.4).

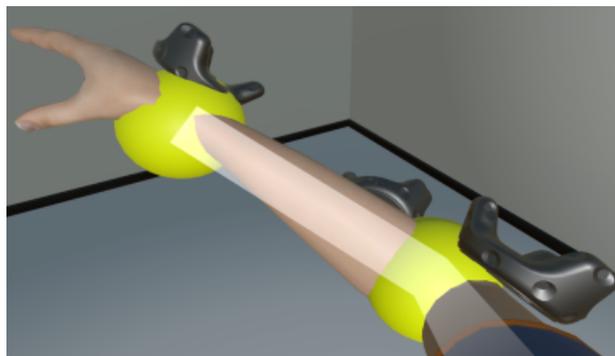


FIGURE II.1.4 – **Superposition du bras réel sur le bras virtuel.** Lors de la phase de calibration, le participant doit superposer son bras réel avec le bras virtuel. Il s'aide pour cela des centres articulaires, représentés par des sphères jaunes, et des segments du bras, représentés par des lignes blanches.

Une fois le bras réel superposé au bras virtuel, les segments composant le bras virtuel sont liés en orientation à leur capteur respectif. La procédure permet de lier successivement les segments du haut du bras, de l'avant-bras et du poignet aux capteurs correspondants. Afin de permettre au participant d'orienter au mieux son bras, un repositionnement par rapport au bras virtuel de la partie du bras réel pas encore liée est permis entre chaque étape.

Il est ensuite demandé au participant de bouger naturellement son bras dans l'environnement virtuel afin de détecter tout problème de calibration. Le cas échéant, les opérations précédentes sont répétées.

Après cette étape, ce bras virtuel dit à 9 Degrés de Liberté (DDLs ; i.e. 3 DDLs pour chaque centre articulaire de l'épaule, du coude et du poignet) est rendu invisible et sert de base à l'élaboration d'un bras virtuel à 7 DDLs (i.e. 3 DDLs pour les centres articulaires de l'épaule et du poignet, 1 DDL pour le centre articulaire du coude). Les caractéristiques de ce bras sont présentées dans la section suivante.

II.1.2.5 Construction du bras virtuel à 7 DDLs

Lors de l'exécution de la tâche, le participant opère un bras à 7 DDLs correspondant aux 7 articulations physiologiques d'un bras humain à savoir la flexion / extension et l'adduction / abduction de l'épaule, la rotation humérale, la flexion / extension du coude, la pronation / supination de l'avant-bras ainsi que la déviation radiale / ulnaire et la flexion / extension du poignet (Figure II.1.5).

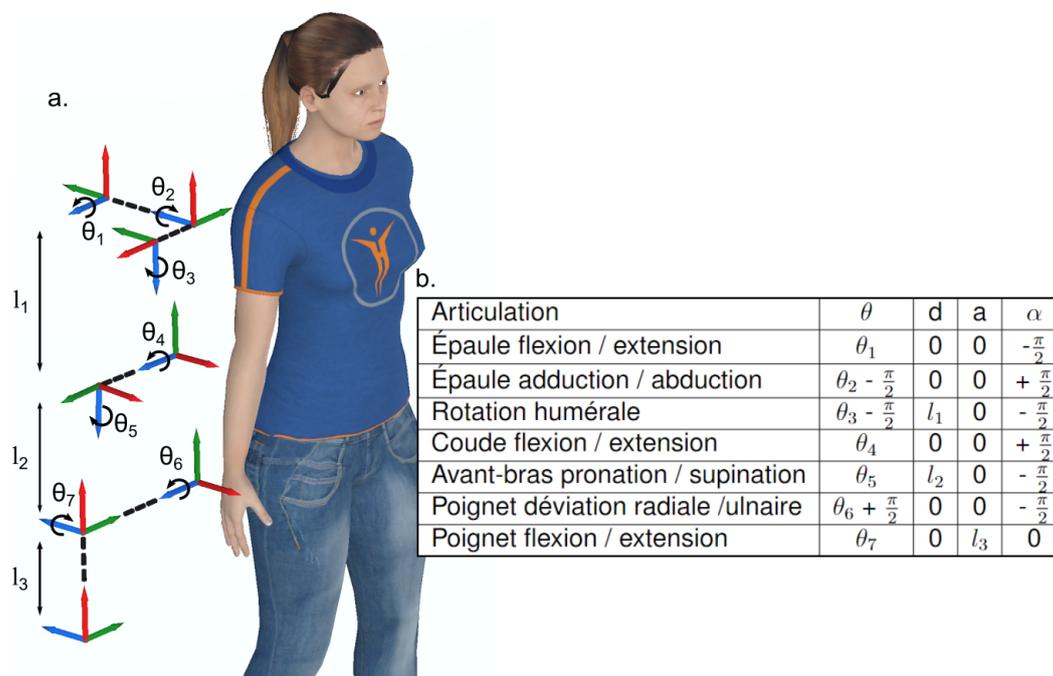


FIGURE II.1.5 – **Modèle considéré pour le bras à 7 DDLs.** Le positionnement relatif des référentiels (a.) et le tableau des différents paramètres (b.) sont représentés.

Ces 7 DDLs sont extraits de la configuration angulaire du bras virtuel à 9 DDLs. Étant donné les glissements observés du capteur du haut du bras sur les parties molles (e.g. muscles et peau), la rotation humérale est reconstruite grâce au triangle formé par le bras et l'avant-bras et dépend donc des capteurs du haut du bras et de l'avant-bras.

Dans la suite du document, le contrôle basé sur l'extraction des 7 DDLs à partir du bras virtuel à 9 DDLs est dit **Naturel**.

II.1.2.6 Évaluation des amplitudes articulaires

Une fois le bras virtuel calibré, les amplitudes articulaires du participant sont évaluées afin de proposer un espace de travail adapté à ses capacités motrices.

Après retrait du casque, il est demandé au participant de réaliser les sept mouvements unitaires des différentes articulations considérées (Figure II.1.6). Afin de s'assurer de leur bonne réalisation, un expérimentateur placé devant le participant présente chaque mouvement. Une fois le mouvement corrigé et validé par l'expérimentateur, trois répétitions sont enregistrées.

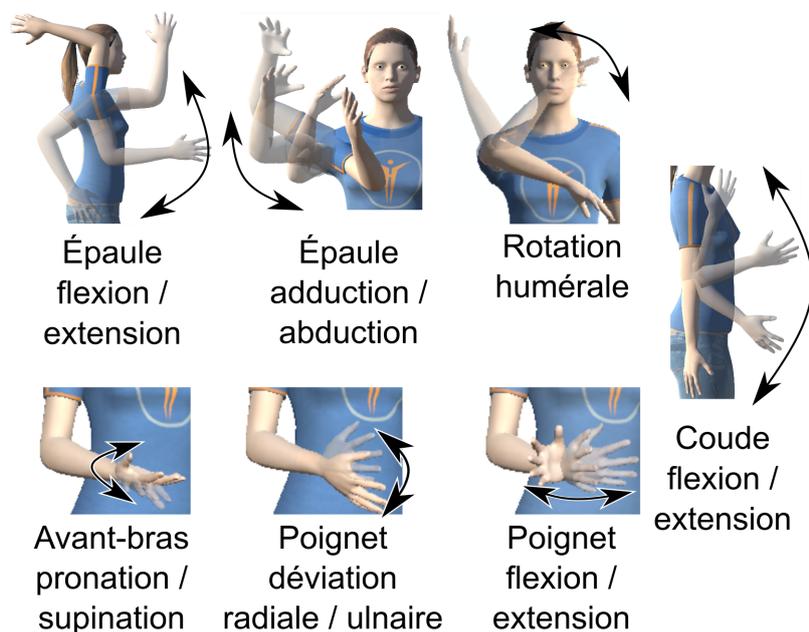


FIGURE II.1.6 – **Mouvements unitaires des 7 DDLs effectués lors de la phase d'évaluation des amplitudes articulaires.** Pour les participants valides, les amplitudes articulaires de l'ensemble des DDLs sont évaluées. Pour les participants amputés, seules les amplitudes articulaires de la flexion / extension et de l'adduction / abduction de l'épaule sont évaluées.

Pour les participants amputés (Exp3) seules les amplitudes articulaires des deux premiers angles du bras (i.e. flexion / extension et adduction / abduction de l'épaule) sont enregistrées.

Des amplitudes articulaires constituées des minimums et maximums sont ensuite extraites pour chaque articulation.

La rotation humérale étant calculée à partir du triangle formé par le bras et l'avant-bras, il est nécessaire qu'un angle soit formé par ces segments pour permettre une évaluation correcte de ce Degré de Liberté. Une attention particulière a donc été apportée à ne pas proposer de cibles pouvant mener à une configuration bras tendu qui ferait disparaître cet angle, c'est-à-dire une configuration du bras avec un coude trop étendu. Un ensemble d'amplitudes articulaires corrigées avec une plage articulaire du coude réduite à 85 % a donc été défini.

II.1.2.7 Améliorations du contrôle Proximo-Contextuel

Cette partie présente l'ensemble des modifications apportées au réseau C+ de la preuve de principe de MICK et al., 2021 pour aller vers le contrôle Proximo-Contextuel développé dans cette thèse (Figure II.1.7).

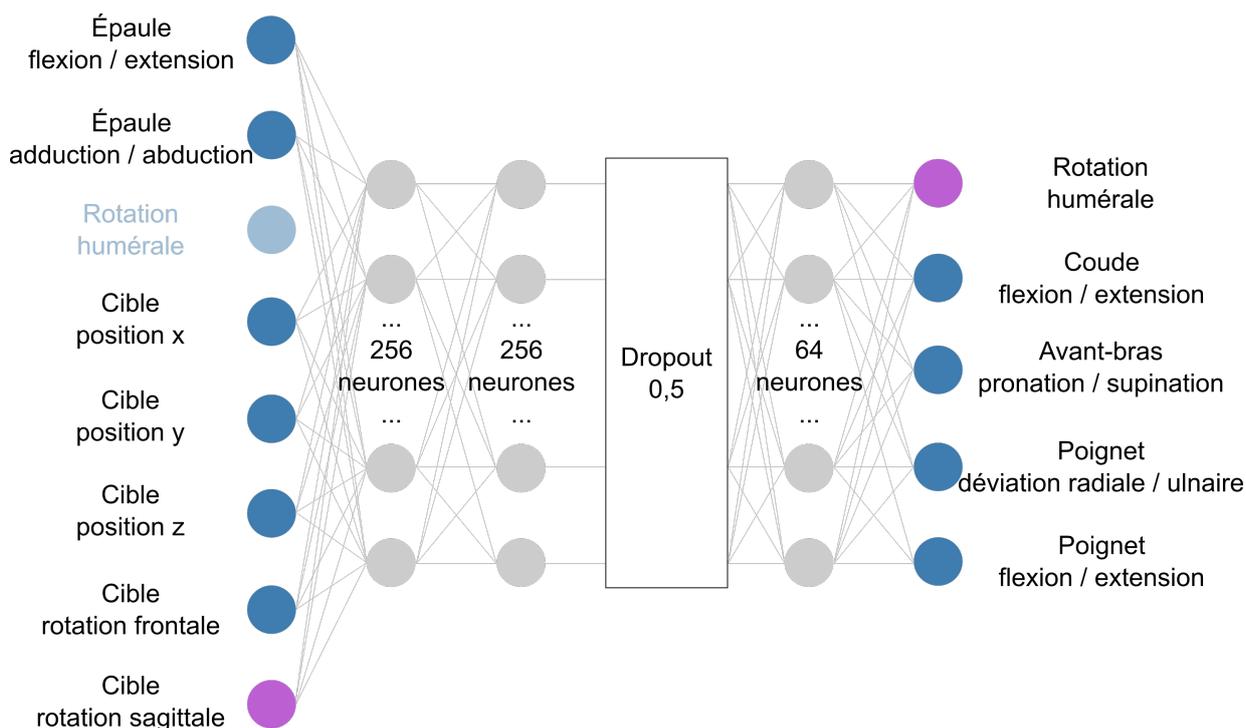


FIGURE II.1.7 – **Structure du réseau Proximo-Contextuel.** Le réseau C+ de MICK et al., 2021 permettait de reconstruire les 4 DDLs les plus distaux à partir des 3 DDLs proximaux et de la position et de l'orientation frontale de la cible. Les entrées et sorties de ce réseau sont représentées par l'ensemble des cercles bleu foncé et bleu clair. La rotation humérale alors utilisée en entrée du réseau (cercle bleu clair à gauche) ne pouvant être mesurée correctement sur un participant amputé, cet angle devient une sortie du réseau Proximo-Contextuel utilisé dans ces travaux de thèse (cercle violet à droite). De plus, l'espace de travail comportant dorénavant des rotations selon le plan sagittal, cette information est ajoutée en entrée du réseau (cercle violet à gauche). Le réseau Proximo-Contextuel utilisé ici permet donc de reconstruire les 5 DDLs les plus distaux à partir des 2 DDLs proximaux ainsi que de la position et de l'orientation frontale et sagittale de la cible. Les entrées et sorties de ce réseau sont représentées par l'ensemble des cercles bleu foncé et violets.

II.1.2.7.1 Réseau de neurones artificiels

Les bibliothèques TensorFlow et Keras ont été utilisées pour l'implémentation et l'entraînement des réseaux de neurones présentés dans cette thèse.

La structure interne des réseaux est restée la même qu'en 2021 : deux couches denses de 256 neurones suivies d'un *dropout* à 0,5 et d'une couche dense de 64 neurones. Le *dropout* permet de limiter le sur-apprentissage en supprimant aléatoirement des neurones de façon temporaire. Le travail d'amélioration a principalement consisté à modifier les données d'entrées et de sorties.

Dans les travaux en réalité virtuelle présentés dans ce document, l'ensemble des informations d'entrées et de sorties des réseaux de neurones artificiels sont exprimées dans un référentiel placé au niveau de l'épaule du participant et suivant l'orientation du buste du participant, appelé référentiel du bras. L'utilisation de ce référentiel commun permet, entre autres, de pouvoir utiliser des données obtenues sur différents participants pour entraîner un réseau.

La Sous-section « Construction du bras virtuel à 7 DDLs » met en évidence la difficulté associée à la mesure de la rotation humérale. Cette mesure nécessitant le capteur de l'avant-bras, elle est impossible à réaliser sur une personne amputée. Il a donc été décidé de faire reconstruire également ce DDL par le réseau de neurones artificiels.

Enfin, afin de prendre en compte l'ensemble de l'espace de travail, la rotation frontale de la cible a été ajoutée en entrée du réseau de neurones artificiels. La forme cylindrique de la cible n'apportant aucune contrainte sur la saisie autour de son axe de révolution, ce troisième paramètre de rotation n'a pas été ajouté en entrée du réseau.

Le réseau ainsi obtenu est appelé réseau **Proximo-Contextuel** abrégé par **PC** dans la suite du document. Le contrôle utilisant ce type de réseau est appelé contrôle PC. Lors de l'utilisation d'un contrôle PC, les deux premiers DDLs du bras à 7 DDLs restent sous le contrôle direct du participant alors que les 5 DDLs suivants (i.e. la rotation humérale ainsi que les articulations du coude, de l'avant-bras et du poignet) sont donnés par les sorties du réseau PC.

II.1.2.7.2 Données d'entraînement

Dans MICK et al., 2021, seules les configurations angulaires correspondant à une main positionnée dans la cible sont utilisées pour entraîner le réseau. Du fait de l'augmenta-

tion apportée à l'espace de travail et afin de ne pas rallonger inutilement la phase d'Acquisition des données (cf. Sous-section II.1.2.9.1.2 pour plus de détails sur la phase d'Acquisition), le choix a été fait d'augmenter la base de données disponible en considérant chaque configuration angulaire réalisée sur la trajectoire comme valide pour attraper une cible hypothétique qui se situerait au niveau de la main. Les informations contextuelles utilisées pour entraîner le réseau sont alors la position et l'orientation correspondantes de la main.

Les données recueillies lors de la phase d'Acquisition permettent d'entraîner un réseau PC dit **Individuel** car propre au participant à qui appartiennent les données. Dans la suite de ce document ce type de réseau et les contrôles associés seront qualifiés de **PCI**. L'entraînement des réseaux PCI est fixé à 30 époques avec un taux d'apprentissage (i.e. *learning rate*) de $1e-4$ et aucun moment (i.e. *momentum*) comme dans MICK et al., 2021.

Cependant, la collecte de données de mouvement naturel pour des participants amputés est soit impossible (e.g. amputation bilatérale) soit problématique pour un schéma de rééducation classique (e.g. coûteux en temps). Ainsi, le choix a été fait d'utiliser les données des phases d'Acquisition des participants de l'Exp1 pour créer un réseau PC **Adapté** à l'utilisation par une tierce personne. Ce type de réseau et les contrôles associés seront qualifiés de **PCA** dans la suite de ce document.

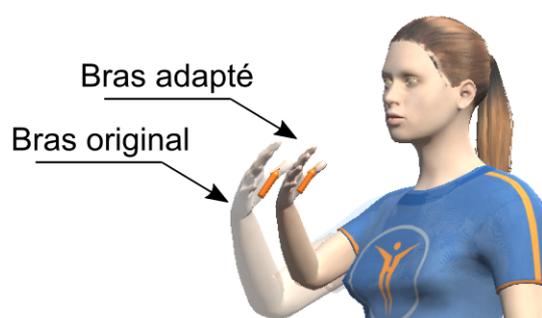


FIGURE II.1.8 – **Adaptation des informations contextuelles à la taille du bras du participant.** La configuration angulaire du bras original provenant de la base de données est appliquée à un bras adapté à la taille du participant. La nouvelle position de la main servira à l'entraînement du réseau en association avec la configuration angulaire et l'orientation de la cible originales.

Afin d'être adaptées aux participants amputés, les données doivent être retravaillées. En effet, les couples configurations angulaires et informations contextuelles données

au réseau doivent être consistants. Or, si la même configuration angulaire est appliquée à deux bras de tailles différentes, la main ne se retrouve pas au même endroit (Figure II.1.8).

Ainsi, la bibliothèque Ikpy (MANCERON, 2022) a été utilisée pour, à l'aide d'une cinématique directe utilisant une chaîne basée sur la taille du participant amputé, reconstruire des informations relatives au but du mouvement (i.e. position et orientation de la main). Ces informations correspondent à la position et à l'orientation de la main d'un bras de la taille de celui de la personne amputée dont la configuration angulaire correspond à celle de la base de données. Le même procédé est utilisé pour entraîner un réseau PCA pour un bras gauche. Pour ce faire, la chaîne cinématique utilisée pour reconstruire les informations contextuelles est alors celle d'un bras gauche. Les valeurs angulaires autres que les flexion / extension de l'épaule et du coude ainsi que la déviation radiale / ulnaire du poignet sont également remplacées par leurs opposés.

La quantité de données d'entraînement du réseau PCA étant approximativement 10 fois supérieure à celui d'un réseau PCI, le nombre d'époques a été réduit à 10 pour diminuer le temps nécessaire à l'entraînement. Lors de tests en amont de l'Exp2, un effet attracteur de la cible a été observé quand celle-ci est inatteignable avec l'orientation courante du moignon. En effet, avec l'augmentation du nombre de données d'entraînement, le réseau est devenu performant au point de devenir contre-productif en proposant des configurations distales visant à rapprocher au plus près la main de la cible alors même que celle-ci n'est pas encore atteignable. Cet effet, d'autant plus présent que la cible est éloignée, se traduit par des configurations non naturelles dans certaines situations. Par exemple, un phénomène d'enroulement du poignet vers la cible se manifeste quand la main est placée derrière celle-ci et que l'épaule proposée ne permet pas de l'atteindre. Ce phénomène, qui peut se retrouver dans d'autres configurations dans une moindre mesure, peut perturber l'utilisateur naïf. De nouveaux paramètres de taux d'apprentissage et de moment ont donc été déterminés empiriquement afin de diminuer cet effet attracteur hors de la cible. Une analyse hors-ligne a permis de montrer qu'un taux d'apprentissage réduit à $1,59e-7$ combiné avec un moment de 0,95 permettait un bon compromis entre les performances du réseau à l'approche de la cible, lorsque celle-ci n'est pas encore atteignable, et à proximité de la cible, afin de finaliser le mouvement de saisie.

Dans ce chapitre, les réseaux PCA sont utilisés par les participants amputés, que cette amputation soit virtuelle (Exp2) ou non (Exp3).

II.1.2.8 Description de l'espace de travail

Afin de maximiser l'espace de travail proposé pour tester les capacités du contrôle PC, deux ensembles de cibles sont construits (Figure II.1.9). L'objectif ici est de proposer des ensembles de cibles permettant d'explorer un espace de travail élargi contenant de multiples orientations et positions de cibles définies par les capacités articulaires et les mouvements naturels des participants.

Une cible est définie comme une position et une orientation, dans le référentiel initial de l'épaule, devant être atteintes par la main du participant. L'objet et les plates-formes étant cylindriques, seuls deux angles sont nécessaires pour définir l'orientation de la cible. Le troisième angle est laissé libre.

II.1.2.8.1 Ensemble de cibles plausibles

L'ensemble de cibles plausibles est constitué d'environ 300 cibles supposées réalisables par le participant (Figure II.1.9 a.). Des configurations angulaires de bras (e.g. ensemble de 7 DDLs) sont tirées aléatoirement selon une loi uniforme dans les amplitudes articulaires corrigées du participant (cf. Sous-section II.1.2.6). Une cinématique directe, utilisant une chaîne adaptée aux tailles de bras du participant, permet de passer de ces configurations à des positions et orientations de main, appelées cibles candidates. Ces cibles candidates sont ensuite filtrées pour ne retenir que les cibles répondant à trois critères :

- être placées à plus d'un tiers du bras sur l'axe horizontal afin d'éviter des cibles trop proches du tronc du participant,
- être placées à moins de deux tiers du bras sur l'axe vertical en direction du sol afin d'éviter des cibles trop proches des jambes du participant,
- avoir une orientation comprise dans un cône de 80° autour de l'axe vertical afin d'éviter des cibles vers le bas ou horizontales.

Les cibles ainsi obtenues sont réparties en une séquence de 150 couples objet / plate-forme, l'ensemble de cibles plausibles. Cet ensemble de cibles est utilisé pour recueillir les mouvements naturels des participants valides dans une phase d'Acquisition (Figure II.1.9 b. ; cf. Sous-section II.1.2.9.1.2). Ces mouvements naturels servent d'une part à entraîner les réseaux de neurones artificiels (cf. Sous-sous-section II.1.2.7.2) mais également à la création d'ensembles de cibles possibles décrite dans la section suivante.

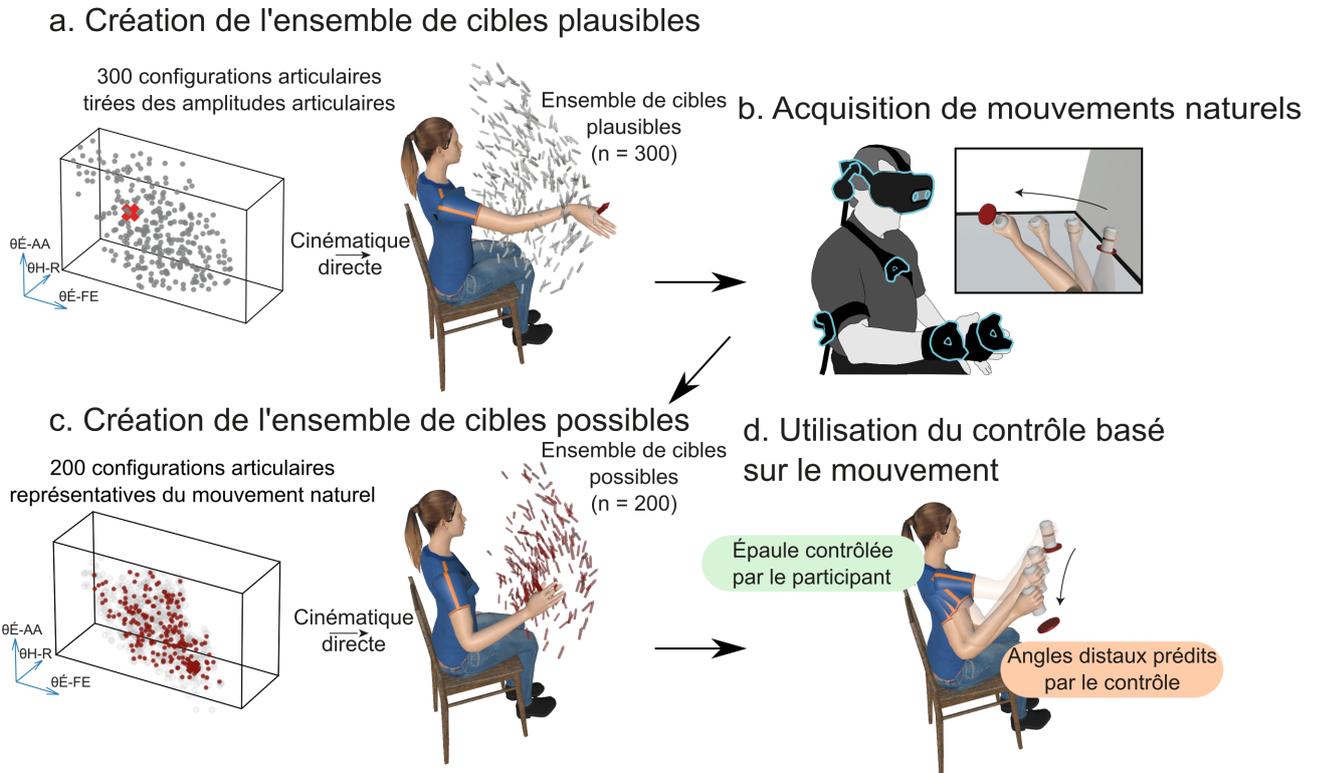


FIGURE II.1.9 – **Création des ensembles de cibles utilisés en réalité virtuelle.**

a. Création de l'ensemble de cibles plausibles. 300 configurations articulaires, représentatives des amplitudes articulaires du participant valide, sont transformées, à l'aide d'une cinématique directe, en 300 cibles possibles. Chaque cible à droite (flèches grises et flèche rouge) correspond à une configuration articulaire à gauche (points et croix de la même couleur). Par soucis de lisibilité ces dernières sont représentées dans l'espace articulaire des trois premiers DDLs du membre supérieur. À titre d'exemple, la configuration articulaire correspondant à la croix et à la flèche rouge est appliquée au bras du mannequin. **b.** Acquisition de mouvements naturels. L'ensemble de cibles plausibles est ensuite utilisé pour enregistrer les mouvements naturels du bras de participants valides. Cette acquisition sert d'une part de base de données d'entraînement pour les différents réseaux de neurones utilisés dans ces travaux de thèse et d'autre part de base pour la création de l'ensemble de cibles possibles. **c.** Création de l'ensemble de cibles possibles. 200 configurations articulaires (points rouges), représentatives des configurations articulaires réalisées lors du mouvement naturel de bras d'un ou de plusieurs participants valides selon l'expérience (points gris), sont déterminées à l'aide d'un growing neural gaz. Comme précédemment, ces configurations articulaires sont représentées dans l'espace des trois premiers DDLs du bras par soucis de lisibilité. Une cinématique directe permet à partir de ces configurations angulaires de déterminer 200 cibles correspondantes (flèches rouges). **d.** Utilisation du contrôle basé sur le mouvement. Le participant amputé, virtuellement ou non, réalise la tâche de pick and place en atteignant les 200 cibles possibles à l'aide d'un contrôle hybride. Dans ce contrôle, les mouvements de l'épaule du bras virtuel retranscrivent en temps réel ceux de l'épaule du participant tandis que les mouvements des angles distaux sont le fruit du contrôle utilisé.

II.1.2.8.2 Ensemble de cibles possibles

L'ensemble de cibles possibles est composé de 200 cibles représentant au mieux les configurations naturellement produites par le participant (Figure II.1.9 c.).

Les configurations produites dans la phase d'Acquisition sont filtrées selon les mêmes critères que ceux présentés dans la Section « Ensemble de cibles plausibles ». Ces configurations filtrées sont ensuite données en entrée à un Growing Neural Gaz (FRITZKE, 1994), carte auto-organisatrice apprenant la structure des données d'entrées afin de générer 200 configurations angulaires possibles la représentant au mieux en termes de forme et de densité. Ces configurations angulaires sont ensuite transformées à l'aide d'une cinématique directe en 200 cibles plausibles.

Aucune phase d'Acquisition n'ayant été conduite pour les participants amputés de l'Exp3, les configurations angulaires produites par les 10 participants de l'Exp1 lors de la phase d'Acquisition sont utilisées. Seules celles comprises dans les amplitudes angulaires (i.e. flexion / extension et adduction / abduction de l'épaule) du participant amputé sont considérées. Elles sont ensuite filtrées selon les mêmes critères que précédemment pour constituer le jeu de données d'entrée du *Growing Neural Gaz*.

À l'instar de l'ensemble de cibles plausibles, les 200 cibles obtenues sont réparties en une séquence de 100 couples objet / plate-forme pour former l'ensemble de cibles possibles. Pour garantir une trajectoire minimale à parcourir, un réarrangement est effectué de sorte que deux cibles consécutives soient séparées d'au moins 20 cm.

Pour les participants à l'Exp3, la symétrie par rapport au plan sagittal médian de l'ensemble de cibles possibles est utilisée pour l'enregistrement du bras valide.

Les cibles possibles sont ensuite utilisées pour tester les contrôles basés sur le mouvement, pour lesquels les mouvements de l'épaule reproduisent en temps réel ceux du participant et les mouvements des angles distaux sont proposés par le contrôle, en comparant leurs performances au mouvement naturel durant des phases de Test (Figure II.1.9 d. ; cf. Sous-sous-section II.1.2.9.1.3 pour plus de détails sur les phases de Test).

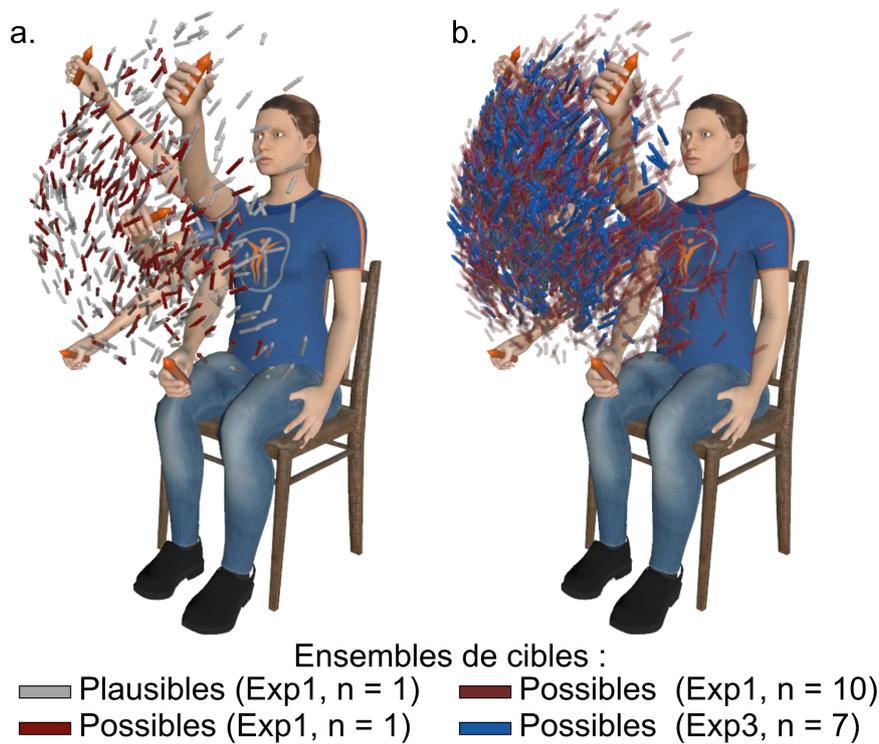


FIGURE II.1.10 – **Représentation schématique des ensembles de cibles explorés en réalité virtuelle.** **a.** Ensembles de cibles plausibles et possibles d'un participant représentatif de l'Exp1. Les flèches grises et rouges représentent respectivement les ensembles de cibles plausibles (300 cibles) et possibles (200 cibles) du participant. **b.** Ensembles de cibles possibles de tous les participants de l'Exp1 (2000 cibles, flèches rouges) et de l'Exp3 (1400 cibles, flèches bleues), adaptés à une taille de bras moyenne et présentés pour le côté droit. Cette figure propose une comparaison de l'étendue des espaces de travail qui ont permis d'entraîner les réseaux PCA (Exp1, 10 participants valides) et de tester leur utilisation par la population cible (Exp3, 7 participants amputés). Dans les deux figures, le mannequin est représenté avec 5 bras dont 4 tendus et 1 avec le coude plié à 90° pour fournir au lecteur une notion de la perspective.

À titre d'exemple de l'étendue de l'espace de travail exploré, la Figure II.1.10 présente les ensembles de cibles plausibles et possibles d'un participant de l'Exp1 (a.) et les ensembles de cibles possibles de tous les participants de l'Exp1 d'une part et de l'Exp3 d'autre part (b.).

II.1.2.9 Déroulé des expériences

Cette partie contient le descriptif des phases et des protocoles expérimentaux réalisés pour les expériences présentées dans ce chapitre.

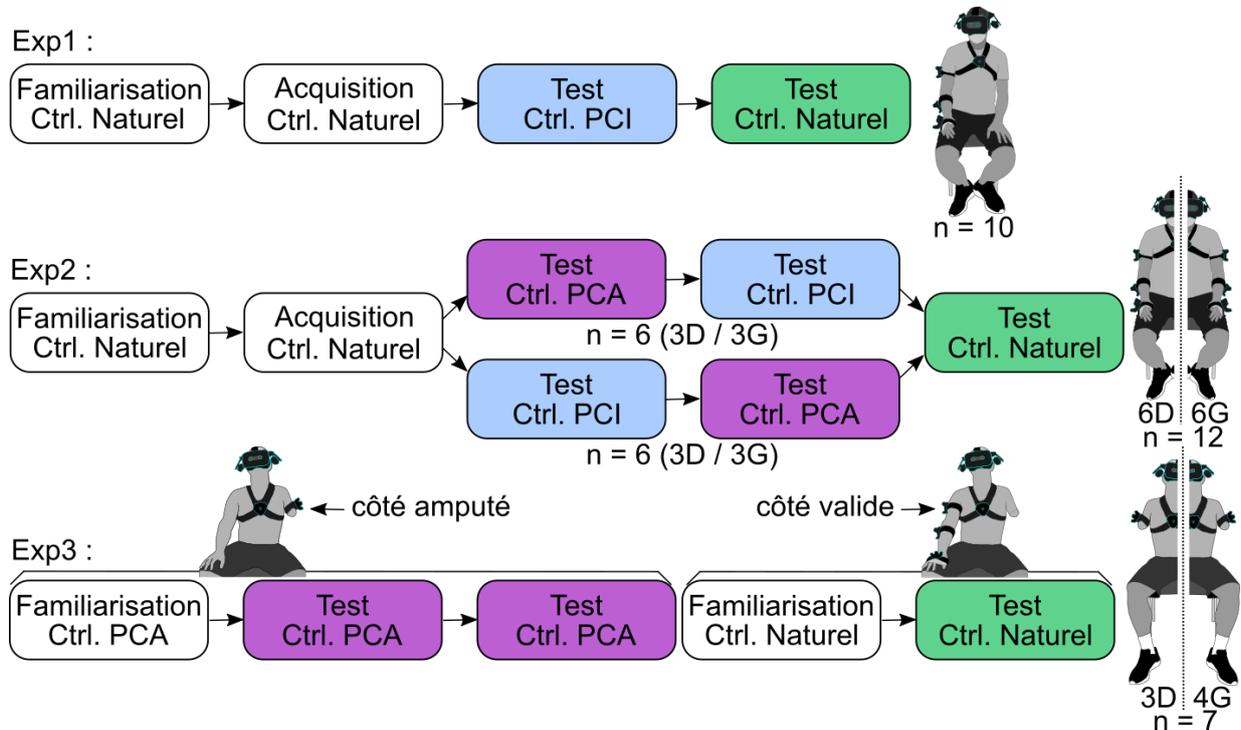


FIGURE II.1.11 – **Protocoles expérimentaux des Exp1-3.** **Exp1.** Après une phase de Familiarisation et une phase d'Acquisition des données avec le contrôle Naturel, les participants valides de l'Exp1 ($n = 10$) réalisent deux phases de Test, l'une avec le contrôle PCI et l'autre avec le contrôle Naturel. **Exp2.** Les participants valides de l'Exp2 ($n = 12$) débutent également l'expérience par une phase de Familiarisation suivie d'une phase d'Acquisition des données avec un contrôle Naturel. Trois phases de Test sont ensuite réalisées avec les contrôles PCA, PCI et Naturel. La moitié des participants commence les phases de Test par l'utilisation du contrôle PCA, l'autre moitié commence par l'utilisation du contrôle PCI. Chaque groupe est composé de 3 gauchers et de 3 droitiers. Tous finissent par l'utilisation du contrôle Naturel. **Exp3.** Les participants amputés au niveau trans-huméral de l'Exp3 ($n = 7$) réalisent une phase de Familiarisation suivie de deux phases de Test en utilisant le contrôle PCA à l'aide des mouvements de leur moignon. Une phase de Familiarisation suivie d'une phase de Test sont ensuite réalisées afin d'enregistrer les mouvements de leur bras valide. 3 des 7 participants de cette expérience étaient amputés du côté droit.

II.1.2.9.1 Phases expérimentales

Chaque expérience est découpée en plusieurs phases (Figure II.1.11) dans lesquelles un contrôle de bras est utilisé pour atteindre un ensemble de cibles.

II.1.2.9.1.1 Familiarisation

Comme son nom l'indique, la phase de Familiarisation vise à familiariser le participant avec la tâche et l'environnement virtuel afin de le préparer à la phase suivante. Ainsi, le participant s'entraîne à atteindre 50 à 150 cibles dans les conditions de la phase suivante (i.e. ensemble de cibles, contraintes, type de contrôle, temps alloué à l'atteinte de chaque cible).

II.1.2.9.1.2 Acquisition des données

La phase d'Acquisition des données permet d'enregistrer des mouvements d'atteinte naturels et de construire un ensemble de cibles possibles personnalisé. Il est demandé au participant d'atteindre l'objet en opérant le bras virtuel à 7 DDLs naturellement en gardant son buste fixe dans la mesure du possible.

Des contraintes dites fortes sont imposées pour obliger le participant à saisir le plus précisément possible l'objet. Ce dernier ne passera en rouge que si la main est placée à une distance et à un angle maximaux de 2 cm et 5° respectivement. Le contrôle Naturel est utilisé pour atteindre les cibles de l'ensemble de cibles plausibles. 5 secondes sont allouées pour l'atteinte de chaque cible.

II.1.2.9.1.3 Test

Les phases de Tests servent à comparer les différents types de contrôles proposés (e.g. Naturel, PCI, PCA).

Comme lors de la phase d'Acquisition, il est demandé au participant d'atteindre l'objet le plus naturellement possible, sans bouger le buste, quel que soit le type de contrôle utilisé pour le déplacement du bras à 7 DDLs. Cette contrainte est relâchée si la cible demeure hors d'atteinte après que le participant a tenté de l'attraper naturellement.

Les contraintes de distance et d'orientation sont fixées à 4 cm et 10°, respectivement. Les cibles de l'ensemble de cibles possibles sont présentées. 10 secondes sont allouées pour l'atteinte de chaque cible.

II.1.2.9.2 Protocoles

Les protocoles expérimentaux présentés dans la Figure II.1.11 sont détaillés dans les parties suivantes. La calibration du bras virtuel et la mesure des amplitudes articulaires (cf. Sous-sections II.1.2.4, II.1.2.5 et II.1.2.6) sont réalisées avant les phases décrites dans ces protocoles.

II.1.2.9.2.1 Expérience 1

L'Exp1 a pour objectif, d'une part, de créer une base de données des mouvements naturels permettant d'entraîner des réseaux PCA pour des participants amputés (réels ou virtuels), et, d'autre part, de valider les modifications faites depuis MICK et al., 2021 dans un espace de travail étendu.

Une phase de Familiarisation est effectuée avant de passer à la phase d'Acquisition des données. Un réseau PCI est ensuite entraîné à partir des données recueillies et utilisé pour le contrôle du bras à 7 DDLs lors de la phase de Test suivante. Enfin, une phase de Test en tout point identique à la précédente mais avec un contrôle Naturel est effectuée afin de servir de point de comparaison.

II.1.2.9.2.2 Expérience 2

L'Exp2 a pour but de valider la conservation des performances d'un contrôle PCI par le contrôle PCA et de vérifier que le contrôle est utilisable aussi bien par un participant gaucher que droitier.

Comme lors de l'Exp1, une fois la Familiarisation effectuée, les données pour entraîner le réseau PCI sont enregistrées lors d'une phase d'Acquisition. En parallèle, un réseau PCA est entraîné à partir des données des participants de l'Exp1 adaptées à l'utilisateur (i.e. le participant effectuant la tâche).

Deux phases de Tests utilisant des contrôles PCI et PCA sont ensuite effectuées. Chaque participant se voit assigner au hasard un ordre dans la réalisation de ces deux phases de telle sorte qu'à la fin de l'expérience autant de participants, droitiers et gauchers, aient commencé par l'utilisation d'un contrôle PCI que par l'utilisation d'un contrôle PCA.

Pour finir, une phase de Test utilisant le contrôle Naturel est effectuée.

II.1.2.9.2.3 Expérience 3

L'Exp3 vise à valider l'utilisation du contrôle PCA par des participants amputés au niveau trans-huméral.

Après une première calibration du bras amputé une phase de Familiarisation est effectuée avec un réseau PCA. Deux phases de Tests avec ce même réseau sont ensuite réalisées par le participant.

Afin d'obtenir une base de comparaison intra-participant, une calibration du bras valide est ensuite effectuée, suivie de la réalisation d'une phase de Familiarisation puis d'une phase de Test avec un contrôle Naturel.

II.1.2.10 Réduction des données et métriques

Cette sous-section présente les opérations de filtrage réalisées sur les 3 expériences de cette partie ainsi que les métriques utilisées pour comparer les performances, l'utilisation des mouvements compensatoires et le ressenti subjectif des participants avec les différents modes de contrôle.

II.1.2.10.1 Filtrages

Les capteurs utilisés dans ces expériences communiquant par *Bluetooth* et étant donné que la technique de détection utilise les infra-rouges, il est possible que certains paquets de données aient été perdus lors de l'enregistrement. Ces données absentes conduisent à des comportements anormaux du bras virtuel pouvant perturber le participant lors de la réalisation de la tâche. Un pré-traitement des données a donc été réalisé afin de retirer les cibles impactées de l'analyse. Deux filtres ont été appliqués, le premier retirant les cibles où la position d'au moins un capteur utile pour le contrôle (i.e. tous pour un contrôle Naturel et ceux du tronc et du haut du bras pour un contrôle PC) est restée identique au moins 0,5 s, le second retirant les cibles où la position de l'épaule a bougé de 0,01 m ou plus entre deux échantillons (soit une vitesse de 0,9 m.s⁻¹). Ce filtrage a permis de retirer en moyenne $3,8 \pm 7,6$ cibles par participant et par phase de Test.

II.1.2.10.2 Métriques de performance

Le **pourcentage de réussite** a été calculé par phase de Test et par participant. Une cible est considérée comme réussie si le participant l'a atteinte et a appuyé sur le bouton de validation dans le temps imparti.

Étant donné le taux de réussite élevé (i.e. toutes les médianes sont au-dessus de 99 %), les métriques suivantes ont été calculées sur les cibles réussies dans l'ensemble des phases de Test réalisées par le participant.

Le **temps d'atteinte**, défini comme le temps écoulé entre l'apparition de la cible et l'appui sur le bouton de validation par le participant, a été calculé pour chaque cible. Une valeur médiane a ensuite été extraite par participant et par phase de Test.

II.1.2.10.3 Métriques de compensation

Le **volume de l'épaule**, défini comme le volume de l'ellipsoïde contenant au moins 90 % des positions enregistrées du centre articulaire de l'épaule, a été calculé par phase de Test et par participant.

La formule utilisée est la même que celle proposée dans MICK et al., 2021. Les positions enregistrées du centre articulaire de l'épaule lors d'une phase sont exprimées dans un repère orthogonal formé des vecteurs propres de la matrice de covariance de ces mêmes positions. Dans cet espace, un ellipsoïde centré sur la position moyenne du centre articulaire de l'épaule est défini. Le volume Vol de cet ellipsoïde est alors calculé selon la formule (Équation II.1.1) :

$$Vol = \frac{4}{3}\pi * DA1 * DA2 * DA3 \quad (II.1.1)$$

avec DA 1 à 3 les longueurs des trois demi-axes, définies comme trois fois l'écart-type le long du demi-axe.

Il est admis que plus le volume mesuré est important plus le participant a effectué de mouvements compensatoires en mobilisant les Degrés de Liberté de son buste et de translations de son épaule. Ces Degrés de Liberté étant mobilisés naturellement, une valeur faible représente les mouvements naturels nécessaires à la réalisation de la tâche.

II.1.2.10.4 Métriques subjectives

Des échanges informels entre l'expérimentateur et les participants amputés de l'Exp3 ont permis de réunir le ressenti de ces derniers sur le contrôle de bras proposé (Annexe C).

II.1.2.11 Analyse Statistiques

Les taux de succès élevés observés conduisent à de nombreux cas d'égalités entre les participants ayant réussi 100 % des cibles présentées. Ce cas de figure empêche de réaliser une analyse statistique basée sur l'hypothèse de normalité ou sur la comparaison des rangs pour les taux de succès. Ainsi, l'analyse statistique réalisée pour cette métrique compare les différences dans la réussite d'une même cible entre deux phases. Pour l'Exp1, deux phases de Test (i.e. contrôles Naturel et PCI) sont comparées, un test de McNemar pour échantillons appariés a donc été réalisé. Pour les Exp2 et Exp3, trois phases de Test (i.e. contrôles Naturel, PCI et PCA ; contrôles Naturel, PCA1 et PCA2, respectivement) sont comparées. Un test Q de Cochran a été réalisé suivi d'un test de McNemar si une différence significative était détectée.

Pour l'Exp1, la normalité de la différence des distributions du temps d'atteinte et du volume de l'épaule a été testée grâce à un test de Shapiro-Wilk puis un test t apparié ou un test de Wilcoxon ont été réalisés selon le résultat.

Pour les Exp2 et Exp3, selon le résultat du test de normalité des distributions (test de Shapiro-Wilk) ainsi que celui d'homogénéité des variances (Maulchy's Test), soit une ANOVA à mesures répétées, soit un test de Friedman, a été réalisé sur l'ensemble des phases de l'expérience étudiées pour les deux métriques. Si une différence significative est détectée à ce niveau des tests post-hoc sont réalisés (Test de Tukey ou test de Conover, respectivement).

L'analyse statistique a été réalisée sur le logiciel R avec une valeur alpha fixée à 0,05 et une correction de Bonferroni appliquée lors de comparaisons multiples.

II.1.3 Résultats

Lors de la réalisation de la tâche l'ensemble des participants des 3 expériences ont obtenu un pourcentage de réussite moyen d'au moins 86 %, menant à des scores

médians par phase de Test supérieurs à 99 % (Figure II.1.12 a.). Des différences significatives ont cependant été relevées entre les proportions de cibles réussies des différentes phases de Test de l'Exp1 (PCI vs Nat, $p = 0,023$) et de l'Exp2 (PCI vs PCA, $p = 6,4e-5$; PCI vs Nat, $p = 0,0086$; PCA vs Nat, $p = 3,2e-10$). Les différences observées sont néanmoins inférieures à 1 % (Exp1 : PCI vs Nat, médianes de 99,6 % vs 100 %; Exp2 : PCI vs PCA vs Nat, médianes de 99,50 % vs 99,24 % vs 100 %, respectivement).

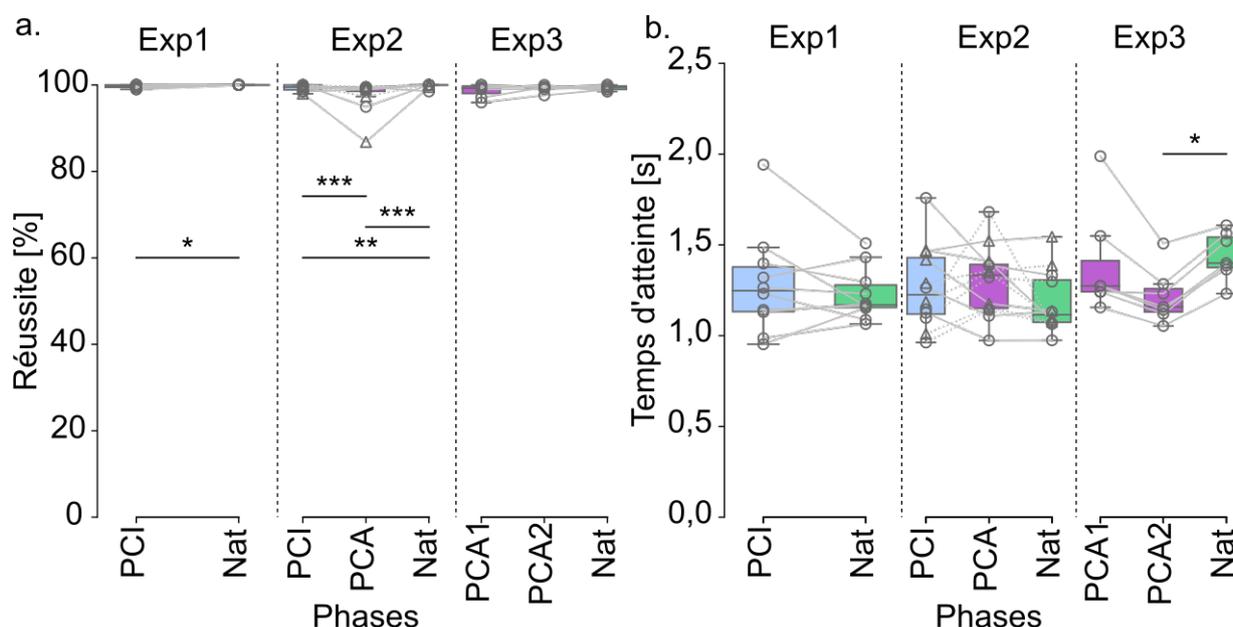


FIGURE II.1.12 – **Métriques de performance des Exp1-3.** Un pourcentage de réussite (a.) et un temps d'atteinte (b.) sont calculés pour chaque phase de Test réalisée par un participant (représenté par un rond pour les droitiers et un triangle pour les gauchers) des trois expériences (Exp1, Exp2 et Exp3). Pour l'Exp2, les lignes des 6 participants ayant commencé par le contrôle PCA sont en pointillé. Chaque boîte à moustaches correspond à une phase de Test avec les moustaches représentant les valeurs minimum et maximum prises en compte, et la ligne horizontale représentant la médiane. Dans l'Exp3, PCA1 et PCA2 représentent, respectivement, la première et la deuxième utilisation du réseau PCA par les participants. Nat est utilisé comme abréviation de Naturel. Les différences significatives sont représentées par des astérisques avec * pour $p < 0,05$, ** pour $p < 0,01$ et *** pour $p < 0,001$.

À l'exception de la phase PCA2 de l'Exp3, les temps d'atteintes médians obtenus dans les phases de Test utilisant des contrôles PCI ou PCA sont similaires à ceux obtenus dans les phases de Test utilisant le contrôle Naturel (environ 1,20 s; Figure II.1.12 b.). La différence significative entre les phases PCA2 et Naturel de l'Exp3, en faveur du

contrôle PCA (PCA2 vs Nat, $p = 0,014$, médianes de 1,16 s vs 1,40 s), est probablement due à un temps d'atteinte médian pour le contrôle Naturel des participants de l'Exp3 plus élevé que celui observé dans les deux autres expériences (Nat Exp1 vs Nat Exp2 vs Nat Exp3, médianes de 1,17 s vs 1,12 s vs 1,40 s).

Dans cette série d'expériences, la quantité de mouvements compensatoires réalisés par les participants est évaluée par le volume contenant l'ensemble des positions de l'épaule prises lors de chaque phase (Figure II.1.13). À l'exception du contrôle PCA de l'Exp2, tous les contrôles suscitent des mouvements d'épaules comparables à ceux effectués avec le contrôle Naturel (PCA Exp2 vs Nat Exp2, $p = 0,025$). Lors de l'utilisation du contrôle PCA dans l'Exp2, le volume de l'épaule, bien que supérieur à celui observé naturellement, reste en deçà de 0,5 litre (médiane de 0,43 dm³).

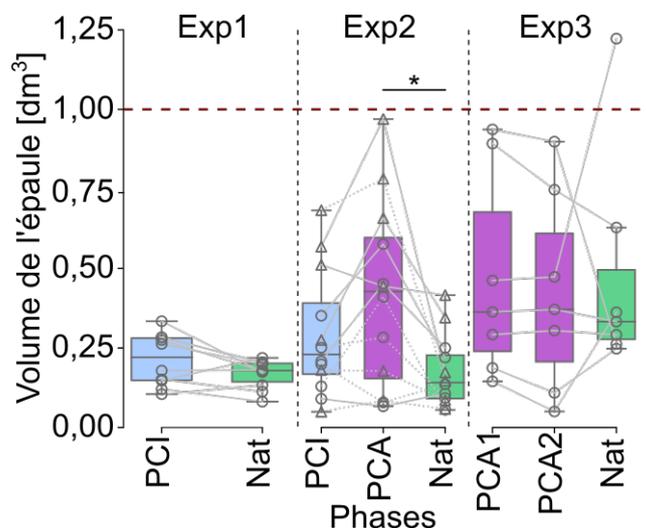


FIGURE II.1.13 – **Métrique de compensation des Exp1-3.** Le volume de l'épaule est calculé pour chaque phase de Test réalisée par un participant (représenté par un rond pour les droitiers et un triangle pour les gauchers) des trois expériences (Exp1, Exp2 et Exp3). Pour l'Exp2, les lignes des 6 participants ayant commencé par le contrôle PCA sont en pointillé. Chaque boîte à moustaches correspond à une phase de Test avec les moustaches représentant les valeurs minimum et maximum prises en compte, et la ligne horizontale représentant la médiane. Dans l'Exp3, PCA1 et PCA2 représentent, respectivement, la première et la deuxième utilisation du réseau PCA par les participants. Nat est utilisé comme abréviation de Naturel. À des fins de comparaison, la ligne en pointillé rouge représente un volume de 1 litre. Les différences significatives sont représentées par des astérisques avec * pour $p < 0,05$, ** pour $p < 0,01$ et *** pour $p < 0,001$.

Les vidéos d'illustration 4 à 6 fournies en Annexe B permettent de visualiser la facilité

avec laquelle des participants amputés de l'Exp3 parviennent à effectuer la tâche. Ils contrôlent alors le bras virtuel pour faire converger la main vers les positions et orientations variées demandées, dans un temps comparable aux participants valides et sans que des mouvements compensatoires importants ne soient nécessaires (cf. pour comparaison la vidéo d'illustration 1 en Annexe B qui présente un participant valide effectuant la tâche avec un contrôle Naturel). Les bons résultats obtenus se retrouvent également dans les retours positifs des participants amputés au sujet du contrôle (Annexe C). Plusieurs participants ont ainsi qualifié le contrôle d'intuitif et de naturel et ont exprimé leur souhait de l'utiliser pour contrôler leur prothèse. Seul le participant 6 rapporte que le contrôle ne lui fait pas penser au mouvement naturel. Cependant, ce participant semble appuyer sur la bonne convergence du contrôle vers la cible (« c'est quand je suis sur la cible que le poignet est bien placé. »). Ce retour est probablement lié à la présence d'une modification brusque des prédictions du réseau de neurones apparaissant lors d'un changement de cible du mouvement. Cette modification brusque dans les prédictions entraîne un changement soudain de la configuration distale du bras virtuel et est observable sur les vidéos en début de cible (Annexe B Vidéos d'illustration 2 à 6). Les solutions proposées dans ces travaux de thèse pour diminuer les effets de cette modification brusque des prédictions du réseau de neurones seront présentées dans le Chapitre II.2.

II.1.4 Discussion

Tous les participants de ces 3 expériences ont pu, sans phase d'entraînement, atteindre les cibles de l'espace de travail élargi avec un taux de réussite élevé et dans un temps comparable au mouvement naturel. À notre connaissance, le contrôle proposé ici est le premier dans le domaine à atteindre des performances aussi proches du mouvement naturel dans un espace de travail incluant des positions et orientations variées et en permettant le contrôle d'autant de DDLs sans nécessiter d'entraînement préalable de l'utilisateur. Ces performances peuvent être atteintes grâce à l'ajout des informations relatives au but du mouvement permettant au contrôle de déduire la relation existante entre les différentes articulations du bras selon le contexte (MICK et al., 2021).

Les études n'incluant pas ces informations relatives au but du mouvement dans leur contrôle n'atteignent pas les mêmes performances ou au prix d'un long entraînement. Dans LAURETTI et al., 2016, les participants parviennent à valider seulement 70 à

80 % des bouteilles présentées sur une table, selon qu'elles soient à l'une ou l'autre des deux positions proposées, avec un temps moyen de 9 ± 4 s (calculés d'après les résultats des tâches 1 et 3 de la Table I dans LAURETTI et al., 2016). De plus, la solution proposée dans LAURETTI et al., 2016 permet de contrôler moins de DDLs simultanément que dans les travaux présentés ici (i.e. flexion / extension du coude et pronation / supination de l'avant-bras contrôlées par les mouvements de l'épaule ou ouverture / fermeture de la main contrôlées par les signaux myoélectriques). Il est cependant à noter que les conditions de validation des cibles dans LAURETTI et al., 2016 peuvent être plus difficiles à appréhender par le participant que des contraintes en position et en orientation autour de la cible. En effet, dans LAURETTI et al., 2016, pour qu'un essai soit considéré comme réussi, le participant doit maintenir pendant 1 s l'ensemble des DDLs du bras virtuel à $\pm 15^\circ$ d'une configuration cible prédéfinie. Cependant, dans cette étude, le temps d'atteinte est défini comme la durée de la première phase où la vitesse est supérieure à 10 % de la vitesse maximale. Les ajustements finaux pouvant résulter des conditions de validations ne semblent donc pas être pris en compte dans cette méthode de calcul. Ainsi, la comparaison avec les temps d'atteinte obtenus dans ce chapitre semble valide. Dans KALIKI et al., 2013, 4 participants utilisent un contrôle de la flexion / extension du coude et de la pronation / supination de l'avant-bras seulement basé sur les mouvements de l'épaule en incluant des translations volontairement exagérées qui peuvent s'apparenter à des mouvements de compensation. Dans cette étude plusieurs sessions de 30 essais minimum constitués chacun de 3 phases sont réalisées. Les 3 phases consistent à saisir un objet à une position et une orientation donnée, l'amener à une position proche de la bouche et le déposer sur une table. Seule la première phase nécessite d'orienter correctement l'objet (i.e. selon l'axe frontal uniquement). Il est à noter ici que les contraintes appliquées sont alors plus permissives que celles utilisées dans les phases de Test présentées dans les expériences en réalité virtuelle de ces travaux de thèse (i.e. 6 cm en position et 30° selon l'axe frontal contre 4 cm en position et 10° autour de l'axe vertical ici). Au bout de 6 sessions (représentant plus de 2 heures d'entraînement réparties sur 6 jours), les participants utilisant le contrôle sont capables d'effectuer la tâche avec un pourcentage de réussite équivalent à celui obtenu par ceux télé opérant le bras virtuel (i.e. 90 %). Cependant, même avec 4 sessions supplémentaires (représentant plus de 3 heures d'entraînement en tout réparties sur 10 jours), le temps de réalisation de la tâche reste deux fois supérieur au temps naturel observé (i.e. 9,49 s contre 5,76 s en moyenne, respectivement). Cette différence semble en grande partie due à la phase de saisie de l'objet où l'opérateur doit contrôler la fermeture de la main avec une protraction volontaire de l'épaule.

Dans la série d'expériences présentée ici, la fermeture / ouverture de la main est déclenchée par l'utilisateur, de façon volontaire, en appuyant sur un bouton. Cet appui pourrait par la suite être remplacé par une co-contraction du biceps et du triceps, comme proposé dans ALSHAMMARY et al., 2018 et LAURETTI et al., 2016, ou même par un contrôle plus fin basé sur les méthodes de *Pattern Recognition*. En effet, les signaux des muscles résiduels du moignon n'étant plus directement liés au contrôle, ils peuvent être alloués entièrement au contrôle de la main, réduisant ainsi le problème de dimensionalité caractéristique des amputations trans-humérales. L'objectif de notre contrôle étant de proposer un mouvement de l'ensemble des articulations du bras selon des coordinations naturelles, l'utilisation de translations de l'épaule exagérées de façon délibérée ne semble pas être pertinente dans notre cas. Celles arrivant naturellement pourront en revanche venir enrichir les informations en entrées du réseau afin d'améliorer ses prédictions particulièrement pour les cibles hautes ou éloignées qui nécessitent naturellement une élévation ou une protraction.

Outre l'ouverture / fermeture de la main, plusieurs modifications ont été apportées entre MICK et al., 2021 et ces expériences qui auraient pu diminuer les performances du contrôle proposé (i.e. augmentation de l'espace de travail, rotation humérale reconstruite par le réseau, translations de l'épaule naturelles possibles). Malgré cela, les temps d'atteinte obtenus avec le réseau PCI, entraîné sur les données de l'utilisateur à l'instar du réseau C+, sont comparables à ceux obtenus dans MICK et al., 2021 (Moyennes de 1,29 s et 1,27 s dans Exp1 et Exp2 respectivement contre 1,22 s dans MICK et al., 2021) alors que moins de mouvements compensatoires sont nécessaires à la réalisation de la tâche (Moyennes de 0,21 dm³ et 0,29 dm³ dans Exp1 et Exp2 respectivement contre 0,36 dm³ dans MICK et al., 2021).

Les résultats présentés montrent également la possibilité d'adapter le contrôle PC à un nouvel utilisateur, amputé ou non, pour un bras droit comme pour un bras gauche. Cette adaptation permet aux participants amputés d'effectuer la tâche avec des performances compatibles avec celles obtenues avec des mouvements naturels, et ce malgré la diminution des amplitudes articulaires de l'épaule observée dans cette population (DURANCE et O'SHEA, 1988 ; ØSTLIE et al., 2011 ; ALLAMI et al., 2016). Cependant, ces performances sont atteintes au prix d'une augmentation des mouvements compensatoires. Cette augmentation a également lieu lors de l'utilisation du contrôle Naturel avec le bras controlatéral à l'amputation. Plusieurs hypothèses peuvent être avancées pour expliquer ce phénomène. Premièrement, les participants amputés, plus habitués à faire des mouvements de compensation pour effectuer des activités de la vie de tous

les jours que des participants valides, pourraient utiliser cette stratégie également avec leur membre valide. L'ordre de passation de l'expérience (i.e. découverte de la tâche avec le contrôle PCA) pourrait également avoir joué sur le choix de cette stratégie par les participants amputés. Deuxièmement, l'augmentation des mouvements compensatoires pourrait être due à un manque d'entraînement des participants avec le contrôle proposé. En effet, les participants des Exp1 et 2 bénéficient d'un entraînement supplémentaire à la tâche avec le contrôle Naturel grâce à la phase d'Acquisition. La moindre exposition à la tâche expliquerait la plus grande quantité de mouvements compensatoires observée chez les participants amputés même avec le contrôle Naturel. Cette hypothèse d'une amélioration possible avec l'entraînement est supportée par le fait que les utilisateurs s'améliorent au cours du temps lors de l'utilisation des réseaux. En effet, dans les Exp2 et 3, une diminution quasi-systématique du temps d'atteinte est observée entre la première et la deuxième utilisation des contrôles basés sur les prédictions des réseaux de neurones. D'autre part, 4 des 7 participants de l'Exp3 présentent une diminution des mouvements compensatoires entre les deux phases de Test PCA. Selon cette hypothèse, augmenter le temps d'utilisation du contrôle PCA pourrait, à terme, diminuer les mouvements compensatoires. Quelle que soit la raison de leur augmentation, le volume mesuré des mouvements compensatoires reste inférieur à 0,5 litre pour tous les participants, valeur bien en deçà de celle observée lors de l'utilisation du réseau C-, ne disposant pas des informations contextuelles, dans MICK et al., 2021 (> 1 litre). Ceci laisse penser que le volume observé est acceptable.

Le choix a été fait dans cette étude de laisser la rotation humérale sous le contrôle du réseau de neurones artificiels. En effet, les glissements du capteur du haut du bras sur les parties molles empêchent une mesure précise de cet angle sur les participants amputés. Or, lors de l'utilisation sur une prothèse trans-humérale, ce mouvement est normalement réalisé par le moignon de l'utilisateur. Cependant, la prothèse, à l'instar du capteur, peut glisser sur le moignon. La rotation humérale effectuée par l'utilisateur n'est alors pas transmise dans son intégralité à la prothèse. Certaines études sur le contrôle de prothèses trans-radiales proposent d'estimer l'orientation du poignet prothétique à l'aide d'une centrale inertielle placée sur la main (KLISIĆ et al., 2009 ; MARKOVIC et al., 2015). Cette même stratégie pourrait être appliquée à notre contrôle dans le but de diriger une prothèse. En calculant la différence entre les données reçues par la centrale inertielle et la prédiction du réseau de neurones artificiels, la rotation humérale réelle du moignon transmise à la prothèse pourrait être complétée. D'autre part, la démocratisation de l'ostéo-intégration pourrait mener à un meilleur transfert de

la rotation humérale à la prothèse (FARINA et AMSÜSS, 2016). Dans ce cas de figure, la rotation humérale pourrait être entièrement laissée sous le contrôle de l'utilisateur de la prothèse et être utilisée comme entrée pertinente pour le contrôle à l'instar de ce qui a été proposé dans MICK et al., 2021.

L'augmentation de l'espace de travail a mis en évidence la discontinuité existant dans les sorties du réseau lors du changement de la cible en entrée. Cette discontinuité, qui se traduit en environnement virtuel par une « téléportation » du bras virtuel d'une posture à une autre, pourrait expliquer que les participants de l'Exp3 arrivent à effectuer la tâche avec des temps d'atteinte plus courts qu'avec leur contrôle Naturel lors de la deuxième utilisation du contrôle PCA. Ce phénomène, inhérent au caractère discontinu des informations relatives au but du mouvement, pourrait s'avérer dangereux lors de l'utilisation du contrôle sur une prothèse réelle. En effet, le changement brusque de consigne pourrait mener à une forte accélération des différentes articulations prothétiques et donc à des mouvements inattendus. Sur un dispositif réel, une telle discontinuité pourrait provoquer un déplacement peu naturel, rapide voire dangereux pour l'utilisateur, son entourage ainsi que pour la pérennité des éléments matériels, empêchant de fait l'utilisation du contrôle tel quel. Ce problème est abordé dans le chapitre suivant (Chapitre II.2).

Malgré cette limitation, ainsi que la difficulté de connaître précisément la position et l'orientation d'une cible dans un contexte naturel, le contrôle proposé ici pourrait être utilisé tel quel pour le traitement des douleurs du membre fantôme ressenties au niveau du membre disparu à la suite d'une amputation. Bien que les mécanismes élicitant ces douleurs restent à ce jour débattus, elles peuvent être réduites à l'aide d'une thérapie miroir durant laquelle le reflet du membre valide en mouvement est positionné de façon à créer l'illusion qu'il s'agit du membre disparu (RAMACHANDRAN et al., 1995). Cependant, l'utilisation de tels dispositifs implique une amputation unilatérale ou de passer par des artifices comme celui de présenter les mouvements du bras d'une autre personne (TUNG et al., 2014). Des études ont donc montré l'intérêt des dispositifs de réalité virtuelle pour proposer des thérapies engageant uniquement le membre résiduel. Ainsi, il est possible d'observer une diminution des douleurs ressenties en proposant un mouvement déduit des activités musculaires produites par le déplacement du membre fantôme (PERRY et al., 2013 ; ORTIZ-CATALAN et al., 2016) ou calibré aux mouvements maximums du moignon du participant (COLE et al., 2009). Cependant, les approches citées ne proposent pas un mouvement du membre disparu congruant avec le mouvement du moignon. Les travaux présentés dans cette thèse pourraient

ainsi permettre de proposer une thérapie proche de la thérapie miroir qui réhabiliterait les liens existants naturellement entre articulations résiduelles et disparues et ce quel que soit le niveau d'amputation ou le nombre de muscles résiduels.

Pour conclure sur cette partie, les retours des participants de l'Exp3 montrent l'intérêt des personnes amputées pour des contrôles plus intuitifs de l'ensemble des articulations manquantes à la suite d'une amputation trans-humérale, y compris le poignet (Annexe C). Or, bien que les prothèses actuellement disponibles sur le marché incluent parfois une flexion / extension du poignet, passive la plupart du temps, les seules qui proposent une déviation radiale / ulnaire fixent la relation entre les deux articulations, e.g. LUKE/DEKA arm (RESNIK et al., 2014) et RIC arm (LENZI et al., 2016). Les résultats présentés dans ce chapitre montrent l'intérêt d'accélérer le développement de prothèses contenant l'ensemble des articulations mobiles du membre supérieur (BAJAJ et al., 2015 ; FAN et al., 2022) afin de pouvoir utiliser des contrôles plus biomimétiques.

Chapitre II.2

Gestion des discontinuités inhérentes à l'utilisation des informations relatives au but du mouvement

Reconstruire l'ensemble des articulations perdues à la suite d'une amputation trans-humérale à partir des prédictions d'un réseau de neurones artificiels basées sur l'orientation courante du moignon et les informations relatives au but du mouvement permet à des participants, valides et amputés, de contrôler la totalité des articulations d'un bras virtuel afin de faire converger la main vers différentes positions et orientations adaptées à la saisie d'objets. Des temps d'atteinte compatibles avec un mouvement naturel sont alors obtenus, sans entraînement préalable et avec très peu de mouvements de compensation. Cependant, la nature discontinue des informations relatives au but du mouvement (i.e. différentes pour chaque cible), provoque une modification brusque des prédictions du réseau à l'apparition de chaque nouvelle cible. En réalité virtuelle, le passage brutal d'une configuration à une autre de la partie distale du bras mène à un début de mouvement peu naturel. Sur une prothèse réelle, si le contrôle était utilisé tel quel, cette modification brusque des commandes envoyées aux articulations prothétiques se traduirait par une accélération soudaine pouvant se révéler dangereuse pour l'utilisateur, son entourage, ainsi que pour la pérennité des éléments matériels. Dans ce chapitre, une nouvelle approche est testée pour éliminer les effets de la modification brusque des prédictions du réseau en proposant une transition fluide de la posture actuelle à la posture demandée, déterminée d'après la vitesse de déplacement du moignon et l'écart entre la configuration distale courante et la configuration

distale « objectif » la plus probable. Deux méthodes sont présentées pour définir cette configuration « objectif », soit à partir de la position et de l'orientation de la cible du mouvement seulement, soit en prenant également en compte l'orientation courante du moignon. Bien que le temps de mouvements augmente avec ces nouveaux contrôles et que la trajectoire de la main obtenue soit alors plus courbe que celle naturellement produite, la capacité des utilisateurs à atteindre des cibles à des positions et orientations variées est préservée. De plus, prendre en compte l'orientation courante du moignon semble faciliter la réalisation de la tâche par les utilisateurs.

L'Exp4 présentée dans ce chapitre a été réalisée entre les Exp5a-c et l'Exp6 qui traitent du passage sur une plate-forme robotique et qui sont présentées dans le chapitre suivant.

II.2.1 Introduction

Le chapitre précédent montre la possibilité d'adapter le contrôle proposé dans MICK et al., 2021 aux personnes amputées afin de leur permettre de déplacer une main virtuelle à des positions et orientations variées compatibles avec la saisie d'objets. Le contrôle permettant cela repose sur la fusion d'informations relatives à l'orientation courante du moignon avec celles relatives au but du mouvement pour reconstruire l'ensemble des articulations perdues à la suite d'une amputation trans-humérale.

L'accent a alors été mis sur la convergence efficace de la main virtuelle vers les positions et orientations souhaitées. Cependant, la prise en compte d'informations discontinues, à savoir la position et l'orientation de la cible du mouvement, mène à un changement brusque des prédictions du réseau à chaque nouvelle cible (cf. Annexe B Vidéos d'illustration 2 à 6). Visuellement, cette brusque modification se traduit par une « téléportation » de la partie distale du bras virtuel d'une configuration angulaire à une autre visible dès lors que la nouvelle cible est suffisamment éloignée en position et/ou en orientation de la localisation précédente de la main virtuelle. Dans un environnement réel, ce changement brutal dans les commandes envoyées se traduirait par une accélération soudaine des moteurs prothétiques si le contrôle était utilisé tel quel. Ainsi, ce comportement pourrait mener à des mouvements brusques, peu naturels (cf. Annexe C Participant 6), voire dangereux pour le porteur de la prothèse, son entourage, ainsi que pour la pérennité des éléments matériels. L'étude présentée dans ce chapitre propose donc une approche visant à éliminer les effets de la modification brusque des

prédictions du réseau et à valider leur utilisation pour contrôler une prothèse virtuelle.

Cette nouvelle approche propose une transition fluide de la configuration angulaire distale courante vers la configuration distale « objectif ». Cette transition est déterminée à partir de l'écart entre les deux configurations, de la vitesse de déplacement du moignon, sous le contrôle complet de l'utilisateur, et de la distance restant à parcourir par la main pour atteindre la cible. Deux méthodes, utilisant les réseaux de neurones artificiels entraînés sur des mouvements naturels, sont proposées pour déduire la configuration « objectif » la plus probable. La première méthode se base uniquement sur l'information relative au but du mouvement afin de prédire la configuration articulaire finale la plus probable. Cette méthode requiert que l'utilisateur positionne son moignon de façon congruente avec la configuration distale proposée et le but de la tâche. Cependant, il est possible que le participant ne puisse pas ou ne désire pas appliquer cette configuration à son moignon (e.g. contraintes de la tâche, partie du corps faisant obstacle ou mobilité proximale de l'utilisateur restreinte). Pour dépasser cette limitation, une deuxième méthode de détermination de la configuration « objectif », prenant en compte l'orientation courante du moignon en plus des informations relatives au but du mouvement, sera également évaluée. Cette idée s'inspire de la théorie sur les synergies compensatoires proposée dans LATASH et al., 2007 : la configuration proposée s'adapte aux mouvements de moignon effectivement réalisés par l'utilisateur dans le but de préserver la réussite de la tâche. Afin de pouvoir s'adapter aux modifications éventuelles de la tâche, la vitesse de mouvement du moignon, la distance restant à parcourir à la main, la configuration « objectif » et le déplacement à appliquer aux articulations prothétiques, sont tous recalculés à chaque instant à l'instar de ce qui a pu être proposé dans des théories telles que celle du vecteur de mouvement (BULLOCK et al., 1993 ; TRESILIAN, 2013 Partie II Chapitre 11.2.12).

Les performances de ces deux nouveaux types de contrôle seront comparées à celles obtenues avec un mouvement naturel et avec le contrôle PCA proposé dans le chapitre précédent. De plus, bien que les retours des participants des Exp3 aient été recueillis, aucune mesure n'a été faite sur la difficulté ressentie de l'utilisation du contrôle par les participants. Or, une augmentation des ressources cognitives et/ou physiques nécessaires pour réaliser une action peut mener à une insatisfaction de l'utilisateur et *in fine* au rejet de la solution prothétique. L'évaluation de ces concepts est donc classiquement proposée pour apprécier la qualité des contrôles de prothèse (MARCHAND et al., 2021 ; PARK et ZAHABI, 2022). Dans ce chapitre, une évaluation subjective englobant la facilité d'utilisation et la charge de travail lors de l'utilisation des différents contrôles

sera donc également effectuée.

II.2.2 Matériels et Méthodes

Cette section présente les matériels et méthodes utilisés dans ce chapitre.

II.2.2.1 Participants

Dans l'Exp4, 12 participants (dont 6 hommes) naïfs vis-à-vis de la tâche à effectuer, valides et droitiers (Âge : 22 ± 2 ans ; Taille : 171 ± 10 cm ; EHI > 50, OLDFIELD, 1971 : 82 ± 17) ont été inclus. Tous ont déclaré avoir une vision normale ou corrigée et ne souffrir d'aucun problème moteur pouvant affecter la réalisation de la tâche.

II.2.2.2 Modifications méthodologiques

Deux caméras ont été ajoutées au « Dispositif de réalité virtuelle » pour améliorer la détection en diminuant les occlusions possibles, une caméra étant à présent placée à chaque coin de la salle expérimentale.

La phase de « Calibration du bras virtuel » reste identique à celle du Chapitre II.1 hormis une correction apportée lors du passage du bras virtuel à un bras à 7 DDLs. En effet, lors des Exp1-3 et 5, seule la rotation de l'avant-bras enregistrée entre les capteurs du bras et de la main était prise en compte. Le correctif apporté permet d'ajouter à cette rotation celle se produisant avant le capteur de l'avant-bras. Il est à noter cependant que le capteur de l'avant-bras étant classiquement placé au plus près du coude pour éviter toute collision avec le capteur de la main, la rotation non prise en compte dans les expériences du Chapitre II.1 et du Chapitre II.3 première partie était négligeable.

Une nouvelle base de données (LENTO et al., 2023), provenant de travaux réalisés en parallèle de ces travaux de thèse, avec des phases d'Acquisition sur des ensembles de cibles élargis (i.e. contrainte d'orientation relâchée de 80° à 100°) et avec le correctif angulaire apporté à la rotation de l'avant-bras, a été utilisée pour entraîner les réseaux de neurones utilisés dans ce chapitre.

Afin d'augmenter l'espace de travail, le geste pour le deuxième DDL demandé lors de l'enregistrement des amplitudes articulaires a été modifié pour mieux correspondre

à l'axe de rotation de la chaîne cinématique. Le reste de l'enregistrement reste inchangé (cf. Sous-section II.1.2.6). Les ensembles de cibles utilisés dans cette expérience sont établis de la même manière que ceux présentés dans le Chapitre II.1 (cf. Sous-section II.1.2.8) mais avec une contrainte sur l'orientation relâchée de 80° à 100°.

Aucun réseau n'étant entraîné sur les données des participants utilisant notre contrôle dans l'Exp4, les données recueillies lors de la phase d'Acquisition servent uniquement à la création de l'ensemble de cibles possibles utilisé lors des phases de Test. Cette phase est également maintenue afin que les participants soient autant exposés à la tâche avant l'utilisation des réseaux que les participants valides des expériences précédentes. La tâche à réaliser et les autres phases expérimentales sont similaires aux descriptions faites dans le Chapitre II.1 (cf. Sous-section II.1.2.3 et Sous-sous-section II.1.2.9.1) afin de permettre une comparaison des métriques de performances obtenues. Elles ne seront donc pas représentées dans cette section. Le clavier comportant le bouton de validation est positionné sous le pied du participant. Lors de la tâche, un objet transparent a été rajouté dans la main ou sur la cible afin de faciliter la visualisation du positionnement et de l'orientation à adopter avec la main virtuelle lors de l'atteinte et de la pose de l'objet, respectivement (Figure II.2.1). Afin d'éviter toute ambiguïté, une seule cible est présentée à la fois. L'alternance entre les objets cylindriques et les plates-formes pour symboliser les cibles est maintenue.

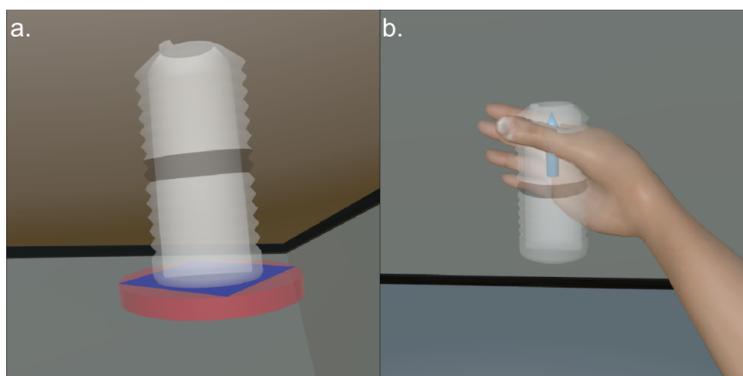


FIGURE II.2.1 – **Représentation d'un objet transparent pour aider au positionnement de la main.** Afin de permettre au participant de visualiser facilement comment positionner et orienter sa main sur la cible du mouvement, un objet transparent est représenté sur la plate-forme (a.) ou dans la main (b.) du participant quand celui-ci doit poser ou saisir ou l'objet, respectivement.

II.2.2.3 Gestion de la discontinuité des commandes

La discussion du chapitre précédent a mis en évidence la présence d'une discontinuité dans les commandes lors du changement brusque de la cible visée. Cette discontinuité, apparaissant dès lors que l'orientation et/ou la position de la nouvelle cible sont trop éloignées de celles de l'ancienne, empêche l'utilisation telle quelle du contrôle sur une prothèse réelle. Dans ce chapitre, il est donc proposé une gestion de cette discontinuité pouvant être utilisée sur une prothèse réelle en laissant le contrôle de la vitesse d'exécution du mouvement à l'utilisateur de la prothèse.

Le but étant de mimer une vraie prothèse, des limites angulaires sont appliquées aux sorties du réseau et aux articulations distales. Ces limites correspondent à celles mesurées lors de la phase d'évaluation des amplitudes articulaires de l'utilisateur. De plus, ce type de contrôle étant également utilisé dans l'Exp6 sur la plate-forme robotique Reachy du Chapitre II.3, le terme organe terminal sera utilisé pour parler de la main virtuelle ou de la pince du bras robotique le cas échéant.

Dans un premier temps, une distance angulaire restant à parcourir pour chaque articulation $\Delta\theta_i(t)$ est calculée comme étant la différence entre la configuration angulaire fixée par le réseau et la configuration actuelle (Équation II.2.1).

$$\Delta\theta_i(t) = \theta_{c_i}(t) - \theta_i(t) \quad (\text{II.2.1})$$

avec $\theta_{c_i}(t)$ la commande en sortie du réseau de l'angle i au temps t et $\theta_i(t)$ la valeur de l'angle i au temps t . Si cette différence est inférieure à 1° , la consigne du réseau est considérée comme atteinte et est donnée comme commande angulaire jusqu'à ce que la cible du mouvement change (e.i. cible validée ou temps dépassé). Sinon, un calcul permet de déterminer de combien la commande doit se rapprocher de la prédiction du réseau.

Dans ce but, la vitesse actuelle de l'organe terminal $V_{ot}(t)$ est estimée. Afin de ne pas entrer dans une boucle de rétroaction, cette vitesse est calculée à partir de la distance parcourue par la main entre $t-1$ et t en considérant les DDLs de la prothèse fixes, cette vitesse n'est donc due qu'aux mouvements des articulations proximales de l'utilisateur (Équation II.2.2).

$$V_{ot}(t) = \frac{\| \overrightarrow{P_{ot}(t)P_{ot}(t-1)} \|}{t - t_{-1}} \quad (\text{II.2.2})$$

avec $P_{ot}(t)$ et $P_{ot}(t_{-1})$ les positions de l'organe terminal dans le référentiel de l'épaule aux temps t et t_{-1} respectivement, en considérant les 5 DDLs distaux comme fixes.

Si la vitesse obtenue n'est pas nulle ($V_{ot}(t) > 0$), alors le temps estimé du mouvement $\hat{T}(t)$ est obtenu selon (Équation II.2.3) :

$$\hat{T}(t) = \frac{\|\overrightarrow{P_{cible}(t)P_{ot}(t)}\|}{V_{ot}(t)} \quad (\text{II.2.3})$$

avec $\|\overrightarrow{P_{cible}(t)P_{ot}(t)}\|$ la distance restant à parcourir définie comme la distance entre $P_{cible}(t)$ et $P_{ot}(t)$ les positions de la cible et de l'organe terminal dans le référentiel de l'épaule au temps t .

Le déplacement à appliquer à chaque angle est ensuite calculé et ajouté à l'angle actuel (Équation II.2.4).

$$\theta_i(t_{+1}) = \theta_i(t) + \frac{\Delta\theta_i(t)}{\hat{T}(t) * Freq} \quad (\text{II.2.4})$$

avec $Freq$ la fréquence de rafraîchissement de la commande.

Cette nouvelle configuration est appelée configuration angulaire consigne avec gestion de la discontinuité. Les contrôles utilisant ce type de **gestion de la discontinuité** et les réseaux associés sont nommés avec le suffixe **gd**.

Dans le chapitre précédent, l'augmentation du nombre de données d'entraînement pour le réseau PCA par rapport à un réseau PCI (environ 10 fois plus) a mené à des prédictions non naturelles dans certaines configurations où la cible n'était pas atteignable. Par exemple, avec ces paramètres, lorsque la nouvelle cible est positionnée entre la main et l'utilisateur, le poignet peut se plier de façon non naturelle vers la cible (i.e. se « casser »). Ce phénomène disparaît dès lors que l'utilisateur propose une épaule compatible avec la nouvelle cible. De nouveaux paramètres ont donc été sélectionnés pour le réseau PCA afin d'améliorer ses capacités à reconstruire les configurations angulaires à l'approche de la cible, alors que celle-ci n'est pas encore atteignable, tout en préservant une bonne reconstruction lorsque l'atteinte devient possible.

Dans ce chapitre, l'algorithme mis en place permet de tendre vers l'objectif du mouvement tel que prédit par le réseau de neurones. Ce déplacement vers cet objectif se fait de façon incrémentale : la prise en compte de la prédiction du réseau évolue à mesure

que le mouvement se déploie. En d'autres termes, en début du mouvement, les articulations tendent vers la prédiction du réseau sans la rejoindre complètement. Il n'est donc pas possible d'observer les comportements extrêmes, non naturels présentés précédemment. Le contrôle donne cependant un déplacement vers la configuration « objectif » suffisant pour que l'opérateur puisse diriger la prothèse dans la bonne direction. Par construction de la tâche le moment où la prédiction du réseau est pleinement prise en compte correspond à un organe terminal proche de la cible. En effet, les utilisateurs ont pour consigne d'atteindre la cible. Le choix a donc été fait, pour les réseaux utilisant la gestion de la discontinuité de revenir aux paramètres d'entraînement initialement proposés dans MICK et al., 2021 et utilisés pour les réseaux PCI du chapitre précédent afin de garantir une reconstruction optimale des angles distaux lorsque la main est proche de la cible.

II.2.2.4 Description des modes de contrôle

Tous les réseaux de neurones présentés dans cette section sont entraînés sur des données de la nouvelle base de données adaptées à l'utilisateur dans la boucle (cf. Sous-sous-section II.1.2.7.2).

Le contrôle PCA est identique à celui proposé dans le Chapitre II.1. L'analyse des performances des participants avec ce contrôle permet de confirmer que les modifications méthodologiques apportées n'ont pas modifié les performances du contrôle.

Le contrôle PCA gd, dont les particularités sont décrites dans la Sous-section « Gestion de la discontinuité des commandes » précédente, est utilisé pour proposer des configurations angulaires « objectif » déterminées à partir du but du mouvement et de l'orientation courante du moignon.

Enfin, un nouveau contrôle, basé sur un réseau de neurones reconstruisant la configuration angulaire complète du bras à 7 DDLs la plus probable à partir de l'information relative au but du mouvement, est proposé pour cette expérience (Figure II.2.2). Le principe d'entraînement de ce réseau est identique au réseau PCA gd, seules les entrées et sorties changent. De plus, une gestion de la discontinuité identique est appliquée (cf. Sous-section II.2.2.3). Les réseaux et contrôles associés sont identifiés avec l'abréviation **CA gd**, pour **Contextuel Adapté avec gestion de la discontinuité**, dans la suite de ce document. Ce contrôle est utilisé pour fournir la configuration « objectif » finale la plus probable suivant le but du mouvement.

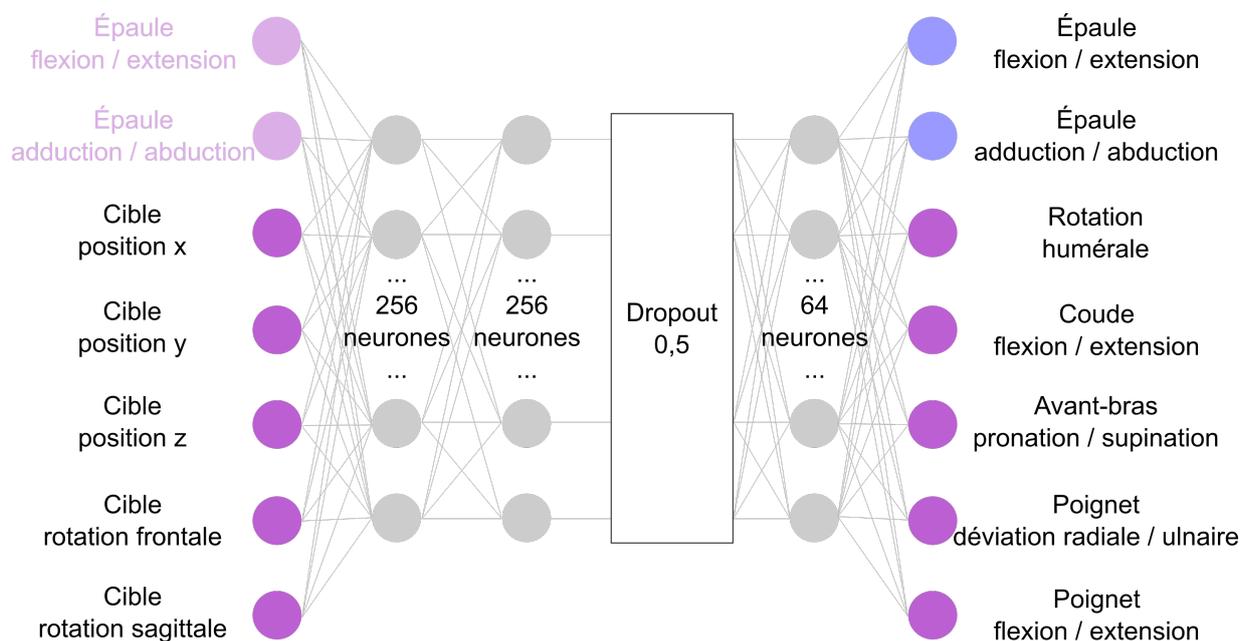


FIGURE II.2.2 – **Représentation schématique des différences entre les réseaux de neurones de type PCA et de type CA.** Un réseau de type PCA prédit les 5 DDLs les plus distaux du bras à partir des 2 DDLs proximaux de l'épaule et d'informations relatives au but du mouvement (ronds violet clair et foncé). Seules les entrées correspondant aux informations relatives au but du mouvement (ronds violet foncé à gauche) sont fournies aux réseaux de type CA. Les informations relatives aux 2 DDLs de l'épaule (ronds violet clair) sont passées en sortie du réseau PC (ronds bleus) et seront reconstruites à l'instar des angles distaux (ronds violet foncé à droite) par les réseaux de type CA.

II.2.2.5 Questionnaires et retours participants

Différents questionnaires ont été remplis par les participants de l'Exp4 à la fin de chaque phase de Test. Afin de ne pas risquer de déplacer le capteur positionné sur la main du participant, les questionnaires sont administrés par l'expérimentateur. Celui-ci lit à voix haute les consignes et coche les réponses indiquées par le participant. Lors de cette phase, le casque est retiré et la feuille est tenue par l'expérimentateur de telle sorte que le participant puisse également lire les consignes. Toutes les consignes peuvent aussi être répétées sur demande du participant.

L'utilisabilité d'un système est définie par l'ISO 9241-11,1998 comme le « degré selon lequel un produit peut être utilisé, par des utilisateurs identifiés, pour atteindre des buts définis avec efficacité, efficience et satisfaction, dans un contexte d'utilisation spécifique ». En d'autres termes, ce concept regroupe le fait que l'utilisateur puisse réussir à

effectuer la tâche pour laquelle le système a été créé (i.e. efficacité), sans sur-exploiter ses ressources cognitives et physiques (i.e. efficacité) et avec une expérience utilisateur agréable (i.e. satisfaction). Le concept est donc à différencier de l'utilité d'un système qui ne présage pas de la capacité de l'utilisateur cible à interagir correctement avec celui-ci.

L'utilisabilité ressentie des contrôles proposés à l'utilisateur est évaluée grâce à la *System Usability Scale*, abrégée par SUS, qui est un questionnaire initialement proposé par John Brooke en 1996 (BROOKE, 1996) et validé en 2013 (PERES et al., 2013). Dans ce questionnaire, l'utilisateur doit évaluer son expérience avec le système en indiquant à quel point il est en accord avec 10 affirmations à l'aide d'une échelle en 5 points allant de 1 : « Pas du tout d'accord » à 5 : « Tout à fait d'accord ». Le score total SUS_{score} , pouvant aller de 0 à 100, est calculé en appliquant la formule II.2.5 :

$$SUS_{score} = \left(\sum_{I=1}^{10} (I_{impair} - 1) + \sum_{I=1}^{10} (5 - I_{pair}) \right) * 2.5 \quad (II.2.5)$$

avec I_{impair} et I_{pair} correspondant à un item I impair et pair, respectivement.

Plus le score est élevé plus l'utilisabilité du système est considérée comme bonne par le participant.

Dans cette étude, la version validée en français (GRONIER et BAUDET, 2021) de la SUS a été adaptée à la tâche et utilisée pour évaluer l'utilisabilité perçue des différents contrôles proposés (cf. Annexe D).

L'utilisabilité des différents contrôles sera qualifiée par l'adjectif correspondant à leur SUS_{score} en se basant sur l'échelle proposée dans BANGOR, 2009 (Figure II.2.3).

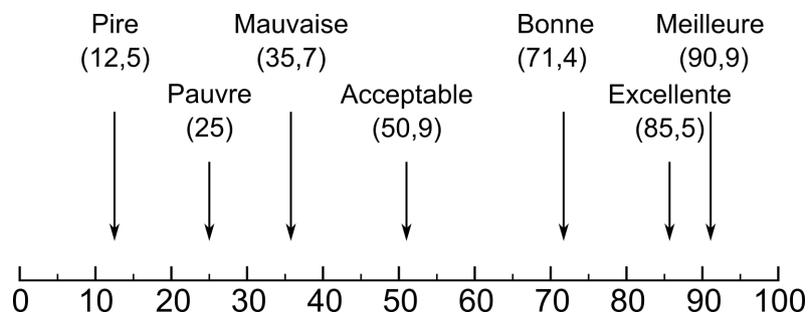


FIGURE II.2.3 – **Correspondance entre le SUS_{score} et les adjectifs proposés dans BANGOR, 2009.**

Le NASA-TLX est un questionnaire permettant d'évaluer la charge de travail ressentie

tie lors de la réalisation d'une tâche. Il englobe les concepts de charge mentale, de demande physique, de demande temporelle, de performance, d'effort et de frustration vis-à-vis de la tâche.

Le Pros-TLX, pour *Prosthesis Task Load index*, est une adaptation du NASA-TLX appliqué au contrôle de prothèses (WOOD et PARR, 2022). Aucun équivalent validé en français n'étant actuellement disponible, le questionnaire anglais traduit en français a été utilisé pour évaluer la charge de travail ressentie par l'utilisateur lors des différentes phases de Test (cf. Annexe E). Le Pros-TLX est constitué de deux parties évaluant huit dimensions connues pour être des freins à l'utilisation de prothèses : la charge mentale, la demande physique, l'attention visuelle, le traitement conscient, la frustration, le stress situationnel, la pression temporelle et l'incertitude. Dans la première partie, l'utilisateur doit évaluer la correspondance entre son expérience lors de la tâche et chacune des dimensions à l'aide d'une échelle en 20 points allant de 1 (Faible) à 20 (Élevé). Dans la seconde partie, l'utilisateur se voit présenter des paires de toutes les dimensions (i.e. 28 paires) et doit indiquer pour chacune de ces paires quelle dimension correspond le mieux à son expérience avec le système. Le nombre de fois où la dimension a été choisie parmi ces paires constitue le score de ladite dimension pour cette partie.

Le $Pros - TLX - D_{score}$ de la dimension D, pouvant aller de 0 à 140, est calculé selon la formule II.2.6 :

$$Pros - TLX - D_{score} = D_{part1} * D_{part2} \quad (II.2.6)$$

avec D_{part1} et D_{part2} correspondant au score de la dimension D dans la première et seconde partie, respectivement.

Le $Pros - TLX_{score}$, pouvant aller de 3,5 à 70, est calculé selon la formule II.2.7 :

$$Pros - TLX_{score} = \frac{1}{8} * \sum_{D=1}^8 (Pros - TLX - D_{score}) \quad (II.2.7)$$

Plus le $Pros - TLX - D_{score}$ d'une dimension ou le $Pros - TLX_{score}$ est élevé plus la charge de travail ressentie par l'utilisateur pour la/les dimension(s) est élevée.

En plus de la complétion de ces questionnaires, après la deuxième et la troisième phase de Test, il est demandé au participant d'indiquer s'il a préféré un des contrôles

proposés et si oui, lequel, en répondant à une des deux questions suivantes :

- « Avez-vous préféré l'un des deux précédents contrôles ? Si oui, lequel ? »
- « Avez-vous préféré ou non ce contrôle à votre contrôle préféré précédent / aux deux contrôles précédents (si pas de préférence) ? »

II.2.2.6 Protocole

Cette partie décrit le protocole expérimental utilisé dans l'Exp4 (Figure II.2.4).

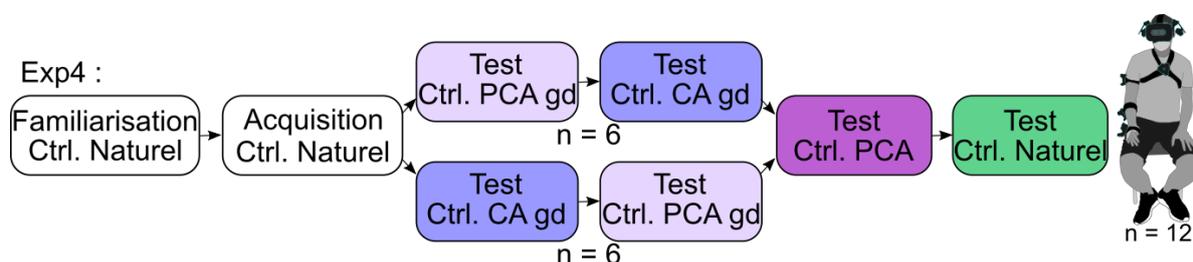


FIGURE II.2.4 – **Protocole expérimental de l'Exp4.** Après une phase de Familiarisation, les mouvements naturels du participant sont enregistrés lors d'une phase d'Acquisition. Ces mouvements sont utilisés pour générer l'ensemble de cibles possibles utilisé dans les quatre phases de Test suivantes. La moitié des participants effectue la tâche en utilisant le contrôle PCA gd puis le contrôle CA gd. Cet ordre est inversé pour l'autre moitié. Tous les participants poursuivent avec deux phases de Test utilisant le contrôle PCA et le contrôle Naturel.

Un ordre de passation est assigné aléatoirement aux participants de l'Exp4, la moitié commençant par le contrôle PCA gd et l'autre moitié commençant par le contrôle CA gd. L'expérience commence par une phase de Familiarisation et se poursuit par une phase d'Acquisition de données où le participant doit atteindre les cibles de son ensemble de cibles plausibles. Quatre phases de Test sont ensuite réalisées avec les différents contrôles (i.e. PCA gd, CA gd, PCA et Naturel ou CA gd, PCA gd, PCA et Naturel selon l'ordre assigné au participant) pendant lesquelles le participant doit atteindre son ensemble de cibles possibles. À la fin de chaque phase, il est demandé au participant de remplir les questionnaires SUS et Pros-TLX ainsi que de répondre à la question correspondant au moment de l'expérience (cf. Sous-section II.2.2.5).

II.2.2.7 Réduction des données et métriques

Cette sous-section présente les opérations de filtrage réalisées pour l'Exp4 ainsi que les métriques utilisées pour comparer les performances, l'utilisation des mouvements compensatoires, les trajectoires et le ressenti subjectif des participants.

II.2.2.7.1 Filtrages

Afin de retirer les cibles pendant lesquelles des problèmes de détection ont pu affecter la réalisation de la tâche par l'utilisateur, les mêmes filtres que ceux présentés dans le chapitre 1 de cette partie ont été appliqués avant l'analyse de données (cf. Sous-section II.1.2.10.1). Ce filtrage a retiré en moyenne $6,5 \pm 8,1$ cibles par participant et par phase.

II.2.2.7.2 Métriques de performance et de compensation

Comme pour le chapitre 1, le **pourcentage de réussite** a été calculé par phase de Test et par participant. Une cible est considérée comme réussie si le participant l'a atteinte et a appuyé sur le clavier dans le temps imparti.

Étant donné le taux de réussite élevé (toutes les médianes sont au-dessus de 95 %), le **temps d'atteinte** et le **volume de l'épaule**, définis comme ceux du chapitre 1, ont été calculés sur les cibles réussies dans l'ensemble des phases de Test réalisées par le participant.

II.2.2.7.3 Métriques de trajectoire

Des métriques permettant de comparer les trajectoires des contrôles PCA gd, CA gd et Naturel proposés dans l'Exp4 sont également calculées. Contrairement aux métriques précédentes, afin de ne pas tenir compte d'éventuels ajustements pouvant arriver en fin de mouvement, seule la phase initiale du mouvement, c'est-à-dire du début de la cible à l'arrivée de la main dans la zone de validation de la cible, est prise en compte pour ces métriques. Ces métriques étant également utilisées dans l'Exp6 sur la plate-forme robotique Reachy du Chapitre II.3, le terme organe terminal est utilisé pour remplacer la main virtuelle ou la pince robotique le cas échéant.

La **longueur de l'arc spectral** ($SAL \in [-1, -\infty[$), telle que proposée dans BALASUBRAMANIAN et al., 2012, est utilisée comme mesure de la fluidité du déplacement de l'organe ter-

minal lors de l'atteinte de la cible. La SAL s'obtient en mesurant la longueur du spectre d'amplitude de la transformée de Fourier d'un profil vitesse de l'organe terminal $v_{ot}(t)$ dans la plage de fréquence de 0 à 20 Hz (Équations II.2.8 et II.2.9).

$$SAL = - \int_0^{\omega_c} \left[\left(\frac{1}{\omega_c} \right)^2 + \left(\frac{d\hat{V}(\omega)}{d\omega} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} d\omega \quad (II.2.8)$$

avec

$$\hat{V}(\omega) = \frac{V(\omega)}{V(0)} \quad (II.2.9)$$

où $V(\omega)$ est le spectre d'amplitude de la transformée de Fourier de $v_{ot}(t)$, $\hat{V}(\omega)$ est $V(\omega)$ normalisé par l'amplitude à 0 Hz $V(0)$ et avec la fréquence de coupure ω_c fixée à 20 Hz. La SAL mesure le périmètre de la courbe formée par le spectre d'amplitude de la transformée de Fourier normalisé. Elle permet donc de rendre compte des variations par rapport à la vitesse moyenne du mouvement. Plus la valeur obtenue est négative, plus il y a de variations par rapport à la vitesse moyenne et moins le mouvement de l'organe terminal mesuré est fluide.

Un **indice de courbure** (I_{courb}) de la trajectoire de l'organe terminal est défini pour chaque cible selon la méthode proposée dans LEGRAND et al., 2018 (Équation II.2.10) :

$$I_{courb} = \frac{MAX \left\| \overrightarrow{P_{ot(t=i)} H_{(t=i)}} \right\|}{\left\| \overrightarrow{P_{ot(t=0)} P_{ot(t=N-1)}} \right\|} \quad (II.2.10)$$

avec $i \in [0, N-1]$, N étant le nombre de données recueillies dans la phase initiale du mouvement et $P_{ot(t=i)}$ la position de l'organe terminal à la donnée i . $\overrightarrow{P_{ot(t=0)} P_{ot(t=N-1)}}$ est le vecteur entre la position de l'organe terminal au début et à la fin de la phase initiale du mouvement. $\left\| \overrightarrow{P_{ot(t=0)} P_{ot(t=N-1)}} \right\|$ représente la distance minimale à parcourir pour atteindre une cible (i.e. trajectoire rectiligne). $H_{(t=i)}$ est la projection de $P_{ot(t=i)}$ sur le vecteur $\overrightarrow{P_{ot(t=0)} P_{ot(t=N-1)}}$. $\left\| \overrightarrow{P_{ot(t=i)} H_{(t=i)}} \right\|$ représente donc la distance entre l'organe terminal et la trajectoire rectiligne. Ainsi, l'indice de courbure représente la distance entre l'organe terminal et la trajectoire rectiligne, rapportée à la distance minimale à parcourir. De ce fait, plus I_{courb} est élevé plus la trajectoire de l'organe terminal s'est éloignée de la ligne droite durant l'atteinte et peut donc être considérée comme courbe.

De la même façon, l'**Indice de distance** (I_{dist}) parcourue par l'organe terminal par rapport à la ligne droite est défini pour chaque cible selon (Équation II.2.11) :

$$I_{dist} = \frac{\sum_{i=1}^{N-1} \|\overrightarrow{P_{ot(t=i-1)} P_{ot(t=i)}}\|}{\|\overrightarrow{P_{ot(t=0)} P_{ot(t=N-1)}}\|} \quad (II.2.11)$$

avec $\|\overrightarrow{P_{ot(t=i-1)} P_{ot(t=i)}}\|$ la distance parcourue par l'organe terminal entre deux pas de temps i et $i-1$. $\sum_{i=1}^{N-1} \|\overrightarrow{P_{ot(t=i-1)} P_{ot(t=i)}}\|$ représente donc la distance totale parcourue par l'organe terminal. Ainsi, l'indice de distance représente la distance totale parcourue par l'organe terminal rapportée à la distance minimale à parcourir. De ce fait, plus I_{dist} est élevé plus la distance parcourue par l'organe terminal excède celle nécessaire pour suivre la ligne droite.

Pour chacune de ces métriques une valeur médiane a ensuite été extraite par participant et par phase.

II.2.2.7.4 Métriques subjectives

L'utilisabilité des contrôles proposés et la charge de travail ressentie par les participants sont évaluées à l'aide des scores de la SUS et de la Pros-TLX pour chaque phase. Afin de déterminer quelle dimension explique le score total obtenu, les scores individuels des 8 dimensions de la Pros-TLX sont également présentés.

II.2.2.8 Analyses statistiques

L'Exp4 présentée dans ce chapitre vise à comparer quatre contrôles différents (e.g. PCA gd, CA gd, PCA et Naturel). Le contrôle PCA ne gérant pas les discontinuités, il est exclu des analyses menées sur les métriques de trajectoire (i.e. seuls PCA gd, CA gd et Naturel sont considérés).

Pour le taux de succès, les différences dans la réussite d'une même cible entre deux phases ont été comparées via un test Q de Cochran suivi d'un test de McNemar si une différence significative était détectée (cf. Sous-section II.1.2.11 pour une justification du choix du test).

Pour les autres métriques soit une ANOVA à mesures répétées, soit un test de Friedman, a été réalisé sur l'ensemble des phases comparées pour la métrique concernée, selon le résultat du test de normalité des distributions (test de Shapiro-Wilk) ainsi que celui d'homogénéité des variances (Maulchy's Test). Si une différence significative est détectée à ce niveau des tests post-hoc sont réalisés (Test de Tukey ou test de Conover, respectivement).

L'analyse statistique a été réalisée sur le logiciel R avec une valeur alpha fixée à 0,05 et une correction de Bonferroni a été apportée lors des comparaisons multiples.

II.2.3 Résultats

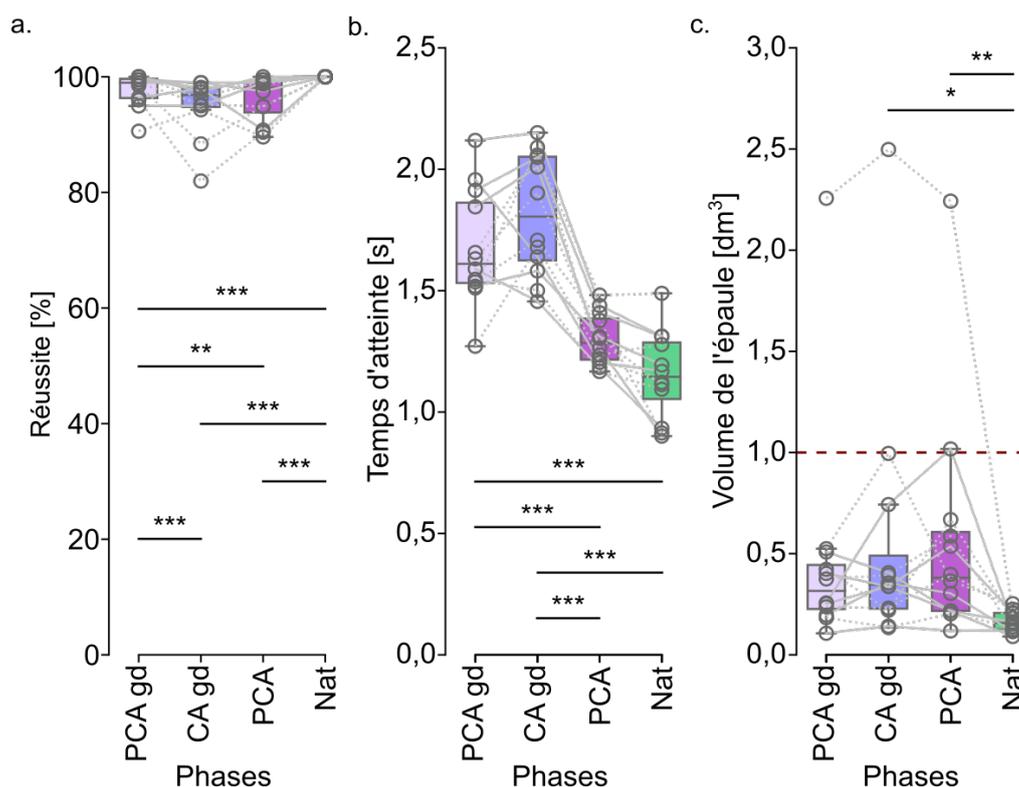


FIGURE II.2.5 – **Métriques de performance et de compensation de l'Exp4.** Le pourcentage de réussite (a.), le temps d'atteinte (b.) et le volume de l'épaule (c.) sont calculés pour chaque phase de Test lors de l'utilisation d'un type de contrôle (i.e. PCA gd, CA gd, PCA ou Nat pour Naturel) pour chaque participant de l'Exp4 (ronds). Les lignes des 6 participants de l'Exp4 ayant commencé par le contrôle CA gd sont en pointillé. Chaque boîte à moustaches correspond à une phase de Test où un type de contrôle est utilisé, avec les moustaches représentant les valeurs minimum et maximum prises en compte, et la ligne horizontale représentant la médiane. À des fins de comparaison, la ligne en pointillé rouge sur le graphique c. représente un volume de 1 litre. Les différences significatives sont représentées par des astérisques avec * pour $p < 0,05$, ** pour $p < 0,01$ et *** pour $p < 0,001$.

Tous les participants de l'Exp4 ont atteint plus de 81 % des cibles menant à un taux de réussite par phase médian supérieur à 96 % (Médianes : CA gd = 97 %, PCA = 98 %, PCA gd = 99 % et Nat = 100 % ; Figure II.2.5 a.). La proportion de cibles réussies avec

le contrôle PCA est significativement inférieure à celle obtenue avec le contrôle Naturel (PCA vs Nat, $p = 2,2e-18$). Cependant, la différence de taux de réussite observée est de seulement 2 % (Médianes : PCA = 98 % et Nat = 100 %) avec des temps d'atteinte comparables (Médianes : PCA = 1,28 s et Nat = 1,15 s ; Figure II.2.5 b.). Ces résultats sont en accords avec ceux présentés dans l'Exp2 du Chapitre II.1.

La proportion de cibles réussies avec le contrôle PCA gd est significativement plus importante qu'avec les contrôles CA gd et PCA (PCA gd vs CA gd, $p = 2,0e-7$; PCA gd vs PCA, $p = 1,7e-3$) mais significativement moins importante qu'avec le contrôle Naturel (PCA gd vs Nat, $p = 1,2e-10$). La proportion de cibles réussies avec le contrôle CA gd est significativement moins importante qu'avec le contrôle Naturel (CA gd vs Nat, $p = 7,3e-24$). Les différences de pourcentages de réussite médians entre les contrôles PCA gd et CA gd sont cependant de l'ordre de 1 et 3 % par rapport au contrôle Naturel (99, 97 et 100 %, respectivement).

Les temps d'atteinte médians (Figure II.2.5 b.) obtenus avec les contrôles PCA gd et CA gd sont significativement plus importants qu'avec les contrôles PCA et Naturel (Médianes : PCA gd = 1,61 s, CA gd = 1,81 s, PCA = 1,28 s, Nat = 1,15 s ; PCA gd vs PCA, $p = 0,00024$; PCA gd vs Nat, $p = 6,0e-7$; CA gd vs PCA, $p = 7,0e-7$; CA gd vs Nat, $p = 0$).

À l'instar des résultats obtenus par les participants de l'Exp2, l'utilisation du contrôle PCA nécessite significativement plus de mouvements compensatoires, mesurés ici par le volume de l'épaule (Figure II.2.5 c.), que l'utilisation d'un contrôle Naturel (PCA vs Nat, $p = 0,0096$). Il en va de même pour l'utilisation du contrôle CA gd (CA gd vs Nat, $p = 0,015$). Aucune autre différence significative n'est relevée et aucune des médianes n'est au-dessus de 0,5 litre.

La fluidité du mouvement telle que mesurée par la longueur de l'arc spectral (Figure II.2.6 a.), l'indice de courbure (Figure II.2.6 b.) et l'indice de distance (Figure II.2.6 c.) obtenus pour les contrôles PCA gd et CA gd sont significativement différents de ceux obtenus pour le contrôle Naturel (Longueur de l'arc spectral : PCA gd vs Nat, $p = 0,044$, CA gd vs Nat, $p = 3,3e-4$; Indice de courbure : PCA gd vs Nat, $p = 0,027$, CA gd vs Nat, $p = 0,00055$; Indice de distance : PCA gd vs Nat, $p = 0,027$, CA gd vs Nat, $p = 0,0024$).

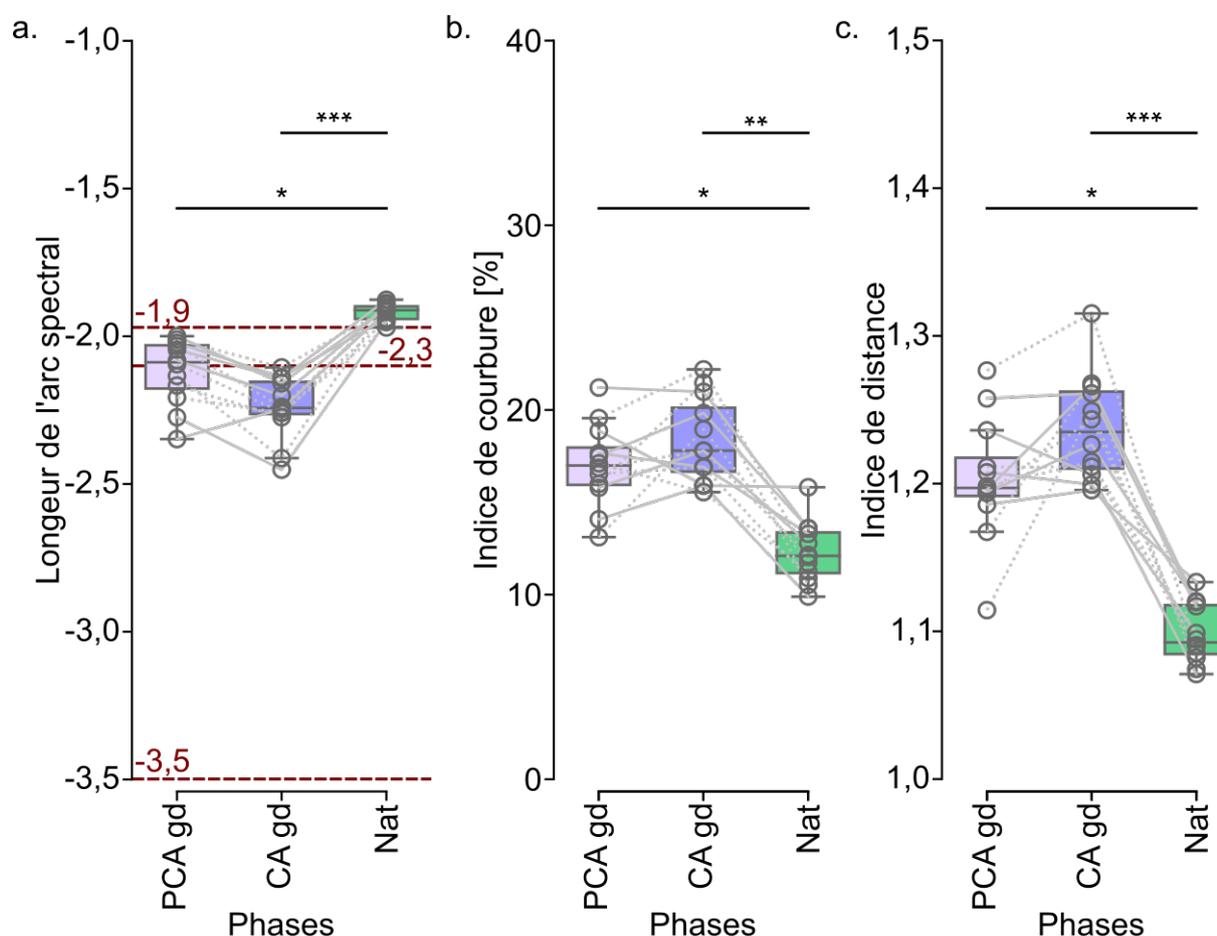


FIGURE II.2.6 – **Métriques de trajectoire de l'Exp4.** La longueur de l'arc spectral (a.), l'indice de courbure (b.) et l'indice de distance (c.) sont calculés pour chaque phase de Test correspondant à un type de contrôle (i.e. PCA gd, CA gd ou Nat pour Naturel) pour chaque participant de l'Exp4 (ronds). Les lignes des 6 participants de l'Exp4 ayant commencé par le contrôle CA gd sont en pointillé. Chaque boîte à moustaches correspond à une phase de Test où un type de contrôle est utilisé, avec les moustaches représentant les valeurs minimum et maximum prises en compte, et la ligne horizontale représentant la médiane. Les lignes en pointillé rouges à -2,3 et -1,9 représentent respectivement la longueur de l'arc spectral attendue du premier et du dernier essai d'une tâche d'atteinte 2D soumise à un champ de force. La ligne en pointillé à -3,5 représente la longueur de l'arc spectral attendue pour un patient souffrant d'hémiplégie à la fin de 30 séances de rééducation. Ces résultats, fournis à titre de comparaison, sont tirés de BALASUBRAMANIAN *et al.*, 2012. Les différences significatives sont représentées par des astérisques avec * pour $p < 0,05$, ** pour $p < 0,01$ et *** pour $p < 0,001$.

Cependant, les différences de fluidité du mouvement avec le contrôle Naturel, de 0,18 et 0,33 pour le contrôle PCA gd et CA gd respectivement, sont inférieures à l'écart

de 0,4 attendu entre avant et après l'apprentissage d'une tâche de pointage 2D avec champ de force (BALASUBRAMANIAN et al., 2012). De plus, les valeurs des médianes sont plus proches des valeurs obtenues avant apprentissage que de celle de -3,5 attendue pour la vitesse de la main d'une personne hémiparétique à la suite d'un AVC effectuant une tâche de pointage 2D (BALASUBRAMANIAN et al., 2012).

D'autre part, les trajectoires proposées par les contrôles PCA gd et CA gd sont 5 % et 6 % plus courbes qu'avec le contrôle Naturel (Médianes : Nat = 12 %, PCA gd = 17 %, CA gd = 18 %). Enfin, avec ces contrôles, 11 % et 13 % de la distance main-cible en plus sont parcourus par rapport au contrôle Naturel (Médianes : Nat = 1,09, PCA gd = 1,20, CA gd = 1,23).

Des vidéos sont fournies en Annexe B afin de permettre au lecteur de visualiser les trajectoires produites avec les contrôles proposés (Annexe B Vidéos d'illustration 7 à 10), et le faible impact de l'augmentation de la courbure sur la réalisation de la tâche par les participants. Ces vidéos illustrent également la rapidité d'apprentissage avec les contrôles proposés (e.g. différence entre les 50 premières cibles et les 50 dernières cibles réalisées avec le contrôle PCA gd, Annexe B Vidéos d'illustration 7 et 8, respectivement). Cette différence laisse penser que les performances pourraient encore s'améliorer avec plus d'exposition à la tâche. Il est à noter que ce participant ayant commencé par le contrôle PCA gd, et du fait de la similarité des deux contrôles proposés, cette évolution est moins visible sur les vidéos CA gd (Annexe B Vidéos d'illustration 9 et 10).

Le temps nécessaire pour que la distance à parcourir lors de la phase initiale du mouvement de l'ensemble des cibles soit réalisée avec les contrôles gérant la discontinuité est 2 fois supérieur à celui nécessaire avec le contrôle Naturel (Figure II.2.7, courbes descendantes). Cependant, 50 % de la distance nécessaire pour parcourir la phase initiale du mouvement sont accomplis en respectivement 0,22 et 0,33 fois plus de temps qu'avec le contrôle naturel et 75 % de cette même distance sont réalisés en respectivement 0,25 et 0,5 fois plus de temps que le contrôle Naturel. Les derniers 25 % de la distance à parcourir semblent donc être responsables de la plupart des différences observées entre les contrôles proposés et le contrôle Naturel. Cette différence semble être sous-tendue par les résultats obtenus pour quelques cibles (Figure II.2.7, courbes ascendantes). En effet, pour que 50 % des phases initiales soient terminées, les contrôles PCA gd et CA gd nécessitent, respectivement, seulement 0,33 fois et 0,53 fois plus de temps que le contrôle Naturel. Ces facteurs sont à peine augmentés

pour que 75 % des phases initiales soient terminées (e.g. respectivement 0,53 et 0,65 fois plus de temps que le contrôle naturel). Le doublement du temps pour parcourir les phases initiales observé avec les contrôles proposés par rapport au contrôle Naturel semble donc dû à la fin de la phase initiale d'une minorité des cibles proposées. La forte variabilité observée (Figure II.2.7, courbes descendantes), alors même que le contrôle Naturel a permis de rejoindre l'ensemble des cibles et que peu de cibles restent à atteindre avec les contrôles étudiés, est indicatrice des difficultés des participants à atteindre correctement certaines cibles et va dans le sens de cette hypothèse.

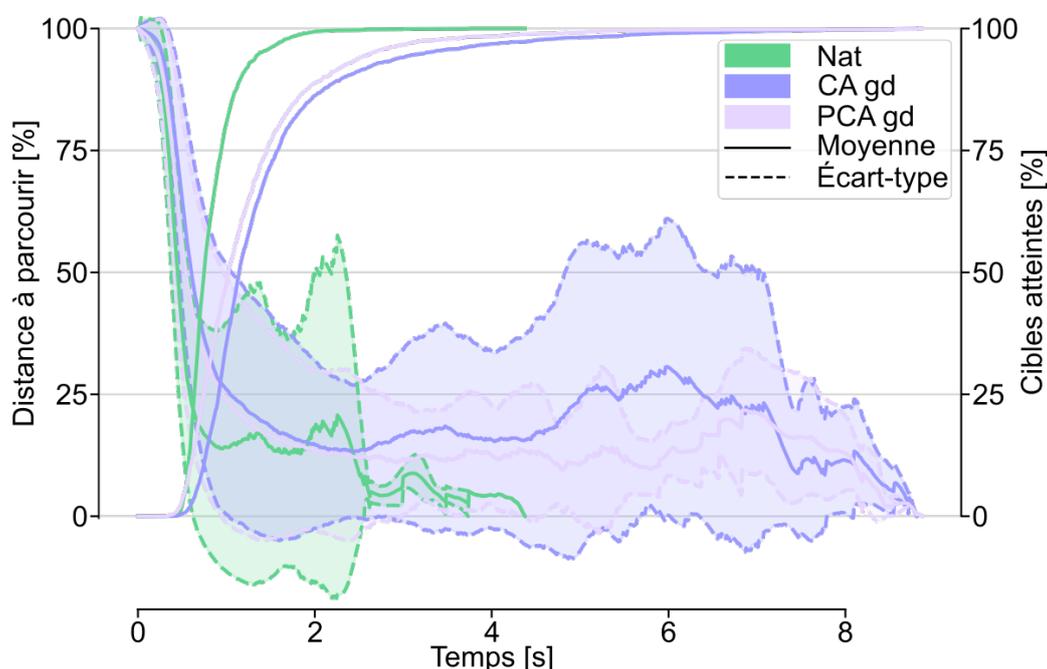


FIGURE II.2.7 – **Évolution de la trajectoire de l'Exp4.** Les courbes descendantes représentent l'évolution au cours du temps de la distance moyenne et de l'écart-type entre la position de la main virtuelle au début du mouvement et sa position à la première entrée dans la zone de validation (i.e. phase initiale du mouvement) pour l'ensemble des cibles réussies avec chaque type de contrôle. Le pourcentage des cibles dont la phase initiale est terminée pour chaque type de contrôle au cours du temps est représenté par les lignes ascendantes.

Des différences significatives sont retrouvées entre les scores globaux d'utilisabilité et de charge de travail ressenties des contrôles proposés et du contrôle Naturel (Score SUS : PCA gd vs Nat, $p = 0,016$; CA gd vs Nat, $p = 1,1e-4$; PCA vs Nat, $p = 0,020$; Score Pros-TLX : PCA gd vs Nat, $p = 0,0063$; CA gd vs Nat, $p = 2,7e-4$; PCA vs Nat, $p = 0,033$; Figure II.2.8). Cependant, l'utilisabilité des contrôles proposés peut être qualifiée d'acceptable selon l'échelle de BANGOR, 2009 (Médianes : CA = 55,00,

PCA gd = 67,50, PCA = 71,25 ; Figure II.2.8 a.).

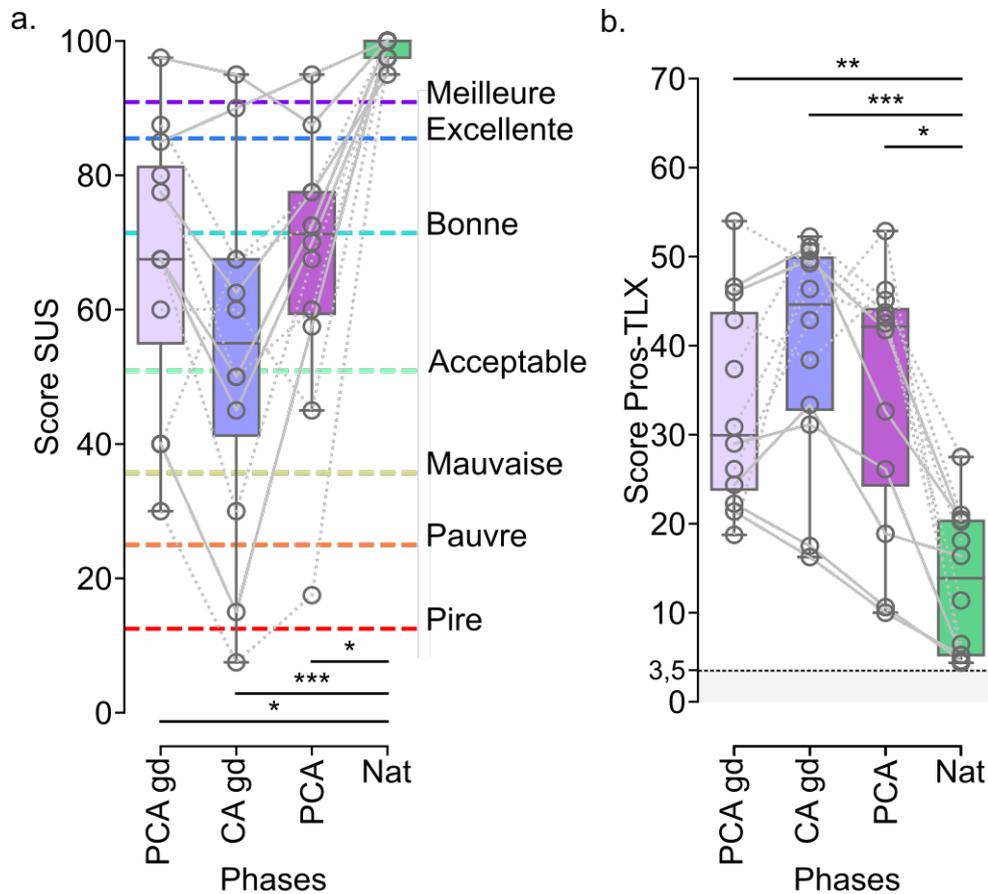


FIGURE II.2.8 – **Métriques subjectives de l'Exp4.** Scores globaux d'utilisabilité obtenus avec le questionnaire SUS (a.), les adjectifs sont tirés de BANGOR, 2009, et de la charge de travail ressentie obtenue avec le questionnaire Pros-TLX (b.) lors de l'évaluation du contrôle proposé dans la phase de Test précédant la complétion du questionnaire (i.e. PCA gd, CA gd, PCA ou Nat pour Naturel) pour chaque participant de l'Exp4 (ronds). Le score minimal pouvant être obtenu avec la Pros-TLX est de 3,5 (ligne noire en pointillé dans b.). Les lignes des 6 participants de l'Exp4 ayant commencé par le contrôle CA gd sont en pointillé. Chaque boîte à moustaches correspond à une phase de Test où un type de contrôle est utilisé, avec les moustaches représentant les valeurs minimum et maximum prises en compte, et la ligne horizontale représentant la médiane. Les différences significatives sont représentées par des astérisques avec * pour $p < 0,05$, ** pour $p < 0,01$ et *** pour $p < 0,001$.

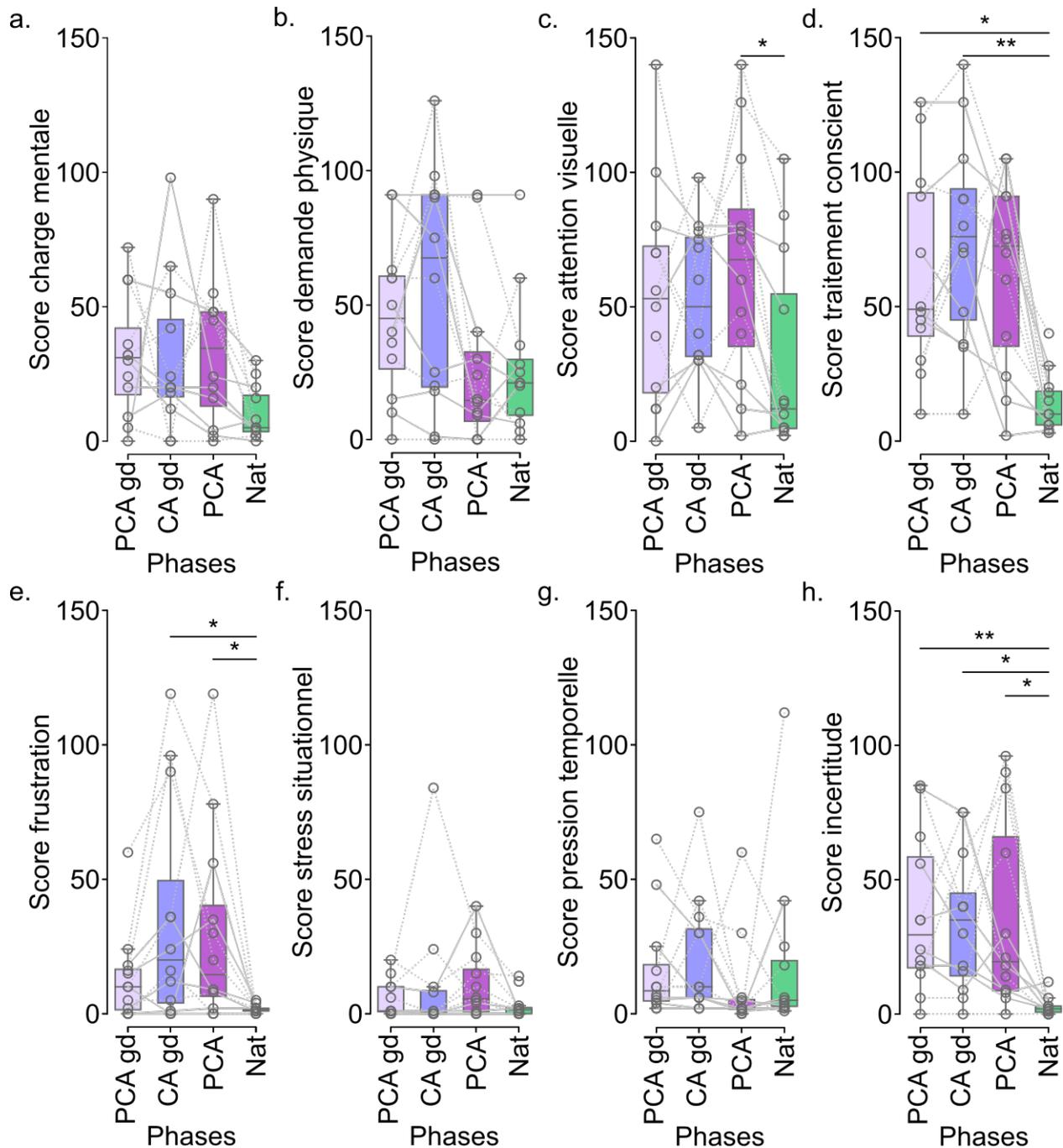


FIGURE II.2.9 – **Scores par dimension au questionnaire Pros-TLX de l'Exp4. a-h.** Scores obtenus pour chaque dimension lors de l'évaluation du contrôle proposé dans la phase de Test précédant la complétion du questionnaire (i.e. PCA gd, CA gd, PCA ou Nat pour Naturel) pour chaque participant de l'Exp4 (ronds). Les lignes des 6 participants de l'Exp4 ayant commencé par le contrôle CA gd sont en pointillé. Chaque boîte à moustaches correspond à une phase de Test où un type de contrôle est utilisé, avec les moustaches représentant les valeurs minimum et maximum prises en compte, et la ligne horizontale représentant la médiane. Les différences significatives sont représentées par des astérisques avec * pour $p < 0,05$, ** pour $p < 0,01$ et *** pour $p < 0,001$.

Contributions Expérimentales

Les résultats globaux du Pros-TLX sont sous-tendus par des différences significatives entre les scores obtenus aux échelles de certaines dimensions. Ainsi, les participants rapportent une incertitude plus importante lors de l'utilisation des contrôles proposés (PCA gd vs Nat, $p = 0,0022$; CA gd vs Nat, $p = 0,014$; PCA vs Nat, $p = 0,033$; Figure II.2.9 h.), une attention visuelle accrue lors de l'utilisation du contrôle PCA (PCA vs Nat, $p = 0,020$; Figure II.2.9 c.), un traitement conscient plus important lors de l'utilisation des réseaux avec gestion de la discontinuité (PCA gd vs Nat, $p = 0,024$; CA gd vs Nat, $p = 0,0035$; Figure II.2.9 d.) et une frustration plus importante avec les réseaux PCA et CA gd (CA gd vs Nat, $p = 0,018$; PCA vs Nat, $p = 0,028$; Figure II.2.9 e.) en comparaison du contrôle Naturel. Aucune différence significative n'est cependant rapportée entre les contrôles proposés et le contrôle Naturel dans les autres dimensions (i.e. pression temporelle, charge mentale, demande physique et stress situationnel) ni entre les contrôles proposés quelle que soit la dimension considérée (Figure II.2.9).

Pros-TLX	PCA gd	CA gd	PCA	Nat	WOOD et PARR, 2022
Totale	33,3	39,9	34,5	13,4	50,0
Charge mentale	31,7	31,2	33,3	10,1	50,0
Demande physique	45,5	57,9	26,9	26,7	75,0
Attention visuelle	54,1	52,7	65,6	30,6	62,5
Traitement conscient	62,8	75,2	62,8	13,8	75,0
Frustration	13,3	36,3	30,4	1,8	45,0
Stress situationnel	5,4	10,7	11,0	3,1	25,0
Pression temporelle	16,7	21,3	9,3	18,8	20,0
Incertainitude	37,0	34,1	36,3	2,7	37,5

TABLE II.2.1 – **Moyennes des scores totaux et des scores pour chaque dimension du questionnaire Pros-TLX de l'Exp4.** À titre de comparaison, les scores moyens obtenus par des participants valides contrôlant l'ouverture / fermeture d'une main prothétique via la contraction de deux muscles antagonistes de l'avant-bras pour saisir des pièces sur une table sans contrainte temporelle sont indiqués dans la colonne de droite (valeurs calculées d'après la Figure 3 de WOOD et PARR, 2022). Les scores les plus élevés de chaque ligne sont mis en gras.

Hormis pour le score d'attention visuelle pour le contrôle PCA et les scores de traite-

ment conscient et de pression temporelle pour le contrôle CA gd, les moyennes obtenues aux scores par dimension et total du Pros-TLX sont inférieures à celles obtenues par des participants valides contrôlant l'ouverture / fermeture d'une main prothétique avec des contractions musculaires (Tableau II.2.1, valeurs tirées de la Figure 3 de WOOD et PARR, 2022). Les trois moyennes dérogeant à la règle ne dépassent pas de plus de 4 points leurs homologues provenant de WOOD et PARR, 2022 (e.g. + 0,2, + 1,3 et + 3,1 pour le traitement conscient, la pression temporelle et l'attention visuelle, respectivement).

Après avoir utilisé les contrôles PCA gd et CA gd, 9 participants préféraient le contrôle PCA gd, 2 le contrôle CA gd et 1 n'avait pas de préférence. Une fois le contrôle CA gd utilisé, 6 participants déclaraient le préférer, contre 4 pour le contrôle PCA gd et 1 pour le contrôle CA gd. Lors de la deuxième question, 1 participant n'a pas pu choisir entre les deux premiers contrôles mais a déclaré ne pas préférer le contrôle PCA.

II.2.4 Discussion

À l'instar des résultats présentés dans le chapitre précédent, les contrôles de l'ensemble des articulations perdues à la suite d'une amputation trans-humérale proposés dans cette expérience permettent d'atteindre un pourcentage élevé de cibles dans un espace de travail comprenant des positions et des orientations variées.

Les cibles proposées dans cette expérience présentent un éventail plus large d'orientations possibles que celles utilisées dans la suite d'expériences du chapitre précédent. Cependant, les résultats obtenus avec le contrôle PCA en termes de performances et de mouvements compensatoires restent similaires à ceux présentés précédemment. Ainsi, la prise en compte conjointe des informations relatives au but du mouvement avec l'orientation courante du moignon permet de faire face efficacement à l'augmentation de l'espace de travail.

Les contrôles proposés dans ce chapitre comprennent une gestion de la discontinuité pouvant être utilisée sur une prothèse réelle. En effet, le système propose une transition fluide entre les différentes configurations jusqu'à permettre une convergence de la main aux positions et orientations requises pour saisir l'objet (Annexe B Vidéos d'illustration 7 à 10). L'ajout de la gestion de la discontinuité semble cependant ralentir les participants dans la réalisation de la tâche. L'étude de la distance parcourue au cours du temps montre que ce ralentissement est particulièrement présent à la fin de la

phase initiale du mouvement (i.e. après 75 % de la distance parcourue) et semble dépendre de la cible visée (e.g. 75 % des cibles sont réalisées en 0,5 fois plus de temps que le contrôle Naturel contre 2 fois plus de temps pour la totalité des cibles). Cependant, les médianes des temps d'atteinte par phase restent en dessous de 2 s pour les deux contrôles implémentant une gestion de la discontinuité (Médianes : PCA gd = 1,61 s et CA gd = 1,81 s respectivement contre 1,15 s avec le contrôle Naturel). LAURETTI et al., 2016 proposent un contrôle où la flexion / extension du coude et la pronation / supination de l'avant-bras sont mobilisées à l'aide des mouvements de l'épaule alors que l'ouverture / fermeture de la main est rendue possible par des signaux myo-électriques. Avec ce type de contrôle d'un bras virtuel, les participants mettent 9 ± 4 s en moyenne pour atteindre chacune des deux postures, correspondant à des cibles à deux positions différentes sur une table (calculés d'après les résultats des tâches 1 et 3 de la Table I dans LAURETTI et al., 2016). Les temps d'atteinte obtenus dans l'Exp4 sont donc bien inférieurs alors que les positions et orientations des cibles présentées ici sont plus variées. Il est cependant à noter que dans LAURETTI et al., 2016, une cible est considérée comme validée si le participant maintient pendant 1 s l'ensemble des DDLs dans une zone de tolérance de $\pm 15^\circ$ par rapport à une configuration cible prédéfinie. Ces conditions de validation sont certainement plus complexes à appréhender par le participant qu'une contrainte en position et en orientation autour de la cible et pourraient donc augmenter artificiellement le temps d'atteinte rapporté dans cette étude. Cependant, le temps d'atteinte rapporté dans l'étude de LAURETTI et al., 2016 correspond à la durée de la première phase où la vitesse de la main est supérieure à 10 % de la vitesse maximale. La méthode de calcul ne semble donc pas tenir compte des ajustements finaux pouvant résulter des conditions de validation. La comparaison avec nos temps d'atteinte semble donc pertinente. Dans KALIKI et al., 2013, les temps obtenus et l'écart avec le mouvement Naturel lors de la phase de transport de l'objet vers la bouche sont du même ordre de grandeur que ceux obtenus ici (i.e. Médianes à 1,65 s avec le contrôle contre 1,3 s avec le mouvement naturel ; calculé d'après la Figure 7 de KALIKI et al., 2013). Contrairement à la phase de transport de l'objet proposée dans KALIKI et al., 2013, qui implique seulement le transport de la main d'un point A à un point B, avec B constant, les contrôles proposés ici permettent l'acquisition de cibles à des positions mais également à des orientations variées. De plus, contrairement à ce qui est proposé dans KALIKI et al., 2013, ici, l'acquisition de la cible est volontaire, les temps d'atteinte présentés incluent donc le temps de réaction des participants. Dans LEGRAND et al., 2022, deux contrôles, l'un basé sur les mouvements de compensation du tronc, l'autre myoélectrique, de la flexion / extension du coude et

de la pronation / supination de l'avant-bras d'une prothèse réelle sont comparés. Un utilisateur familier avec les deux types de contrôle parvient à saisir une pince à linge orientée en environ 10 s, un temps probablement bien supérieur à celui produit avec le mouvement naturel bien que la comparaison ne soit pas fournie dans cette étude (calculé d'après la Figure 5 P1 de LEGRAND et al., 2022). Ainsi, en comparaison des résultats obtenus dans la littérature, la multiplication par deux du temps pour atteindre les cibles dans l'expérience de ce chapitre semble acceptable au vu des bénéfices apportés par les contrôles proposés (e.g. pourcentage de réussite, nombre d'articulations reconstruites, variété des positions et orientations pouvant être atteintes, entraînement non nécessaire, contrôle gérant la discontinuité et donc compatible avec une utilisation sur une prothèse réelle). Cependant, l'environnement virtuel dans lequel ces temps ont été obtenus ne permet pas de conclure sur l'utilisation de ces contrôles dans un environnement réel. La deuxième expérience du chapitre suivant visera donc à transporter le contrôle PCA gd sur un dispositif robotique pouvant souffrir de certaines des difficultés rencontrées sur une prothèse réelle.

Des deux contrôles gérant la discontinuité, seul celui prenant uniquement en compte les informations relatives au but du mouvement nécessite plus de mouvements de compensation que le contrôle Naturel. Il peut sembler étonnant que le contrôle PCA gd n'élicite pas de tels mouvements contrairement au contrôle PCA. Ce phénomène peut être dû aux changements de paramètres utilisés pour entraîner les réseaux de neurones artificiels. Des études complémentaires devront être menées pour quantifier l'impact de ces paramètres sur les performances lors de l'utilisation des contrôles. Ce phénomène peut également être dû au fait que la gestion de la discontinuité accompagne le mouvement de l'épaule de l'utilisateur. Il est donc possible que ce dernier ne ressente qu'en fin de mouvement si l'organe terminal n'est pas placé correctement. Le contrôle PCA, en provoquant une « téléportation » du bras virtuel, peut donner l'impression que l'organe terminal n'est pas bien placé, le mouvement n'ayant pas suivi celui du participant. Dans certains cas, un mouvement compensatoire peut alors combler aisément la différence entre la main et la cible et cette stratégie peut être préférée par l'utilisateur.

Concernant l'apparition de tels mouvements lorsque seule l'information relative au but du mouvement est fournie pour déterminer la configuration angulaire prothétique « objectif », elle peut être due à une estimation erronée de l'épaule souhaitée par l'utilisateur pour atteindre la cible par le réseau. En effet, dans le schéma de contrôle testé, les angles de l'épaule restent sous le contrôle de l'utilisateur. Ainsi, si les angles prédits

par le réseau ne sont pas réalisés par le porteur de la prothèse (e.g. impossibles ou préférence pour d'autres angles d'épaule), alors, les angles distaux proposés peuvent ne pas permettre d'atteindre la cible. Le contrôle PCA gd, en s'adaptant à l'orientation courante du moignon, peut au contraire modifier la configuration prothétique proposée pour faire converger la main vers la cible. Le contrôle prend donc en charge la mise en place de synergies telles que définies dans LATASH et al., 2007 qui compensent le positionnement des articulations résiduelles en adaptant la posture prothétique selon le but du mouvement.

Cette différence de fonctionnement entre les deux contrôles gérant la discontinuité peut expliquer que la préférence des utilisateurs aille vers le contrôle PCA gd. Cependant, autant les scores globaux d'utilisabilité que de charge de travail ressentie sont équivalents pour les deux contrôles. Le contrôle CA gd reste donc une alternative envisageable. De plus, les performances de ce contrôle sont meilleures que celles d'un contrôle utilisant uniquement les informations angulaires de l'épaule (MICK et al., 2021). Ces résultats nous montrent que les informations relatives au but du mouvement permettent au réseau d'encapsuler les relations existantes entre les différentes articulations du membre supérieur, même quand le nombre de Degrés de Liberté excède celui nécessaire pour réaliser la tâche. Ceci est en accord avec l'étude de GLOUMAKOV et al., 2019 qui met en évidence qu'un ensemble réduit de trajectoires des 7 Degrés de Liberté du membre supérieur est utilisé pour effectuer différentes tâches de la vie quotidienne. D'autre part, utiliser le schéma de contrôle s'appuyant uniquement sur les informations relatives au but du mouvement ne nécessite pas de connaître la position angulaire des articulations résiduelles mais seulement des informations relatives à leur vitesse de déplacement. Or, les informations en vitesse sont plus proches des informations natives d'une centrale inertielle (i.e. capteur pouvant remplacer les capteurs HTC Vive lors d'une utilisation hors laboratoire) que les informations en position, ce qui diminue donc les erreurs dues à l'intégration (cf. Section III.3.3 « Prochaines étapes du passage sur une prothèse réelle » pour plus de détails). En limitant les traitements nécessaires, ce schéma de contrôle peut donc être intéressant à l'avenir pour un usage clinique, malgré ses limitations par rapport à un contrôle incluant les informations proximales.

Les contrôles gérant la discontinuité conduisent à une trajectoire moins fluide, plus courbe et plus longue que le mouvement Naturel. Tout d'abord, il est à noter que l'écart de fluidité du mouvement observé est de l'ordre de celui attendu en début d'apprentissage d'un nouveau contrôle (BALASUBRAMANIAN et al., 2012). Or, nous avons vu

dans le chapitre précédent que, bien que les performances des utilisateurs soient déjà bonnes à la première utilisation du contrôle, elles ont tendance à s'améliorer lors de la deuxième utilisation. Cette amélioration est également observable au sein d'une même phase sur les vidéos d'illustration fournies en annexe (Annexe B Vidéos d'illustration 7 et 8). Ainsi, des études complémentaires devront être menées afin de déterminer si une fluidité plus naturelle pourrait être obtenue avec plus d'entraînement. L'augmentation de la distance parcourue peut être expliquée par la diminution de la fluidité du mouvement couplée à l'augmentation de la courbure de ce dernier. L'augmentation de la courbure observée ici est plus importante que celle rapportée lors de l'utilisation des méthodes de régressions classiques pour le contrôle de la flexion / extension du coude à partir de celle de l'épaule (+ 5 à 6 % dans notre cas contre + 1 à 3 % dans LEGRAND et al., 2018) et pourrait expliquer en partie l'augmentation du temps du mouvement. En effet, outre le fait que cette augmentation de la courbure de la trajectoire augmente mécaniquement la distance à parcourir, il a été montré dans des études du mouvement naturel qu'elle était associée à un temps d'exécution plus long en 2D (ABEND et al., 1982) et en 3D (MORASSO, 1983). Initialement décrit dans des tâches d'écriture, cet invariant du mouvement est connu sous le nom de *2/3 power law* (LACQUANITI et al., 1983). Une hypothèse avancée dans la littérature pour expliquer ce phénomène est que le système nerveux central exprimerait la trajectoire courbe en une suite de segments rectilignes (VIVIANI et FLASH, 1995). Plus la trajectoire est courbe, plus le nombre de segments nécessaire pour la décrire serait important. Or, selon la règle d'isochronie (VIVIANI et FLASH, 1995; GUIGON et al., 2019), la même durée serait nécessaire pour effectuer chacun de ces segments. L'augmentation de leur nombre mènerait donc à des temps de mouvement plus longs. Ici, l'augmentation de la courbure du mouvement observée est probablement due à la stratégie de gestion de la discontinuité implémentée. N'étant donc pas liée à une planification du système nerveux central, il est difficile d'imaginer que la théorie présentée ci-dessus permette d'expliquer l'augmentation du temps de mouvement observée. Cependant, en proposant une trajectoire s'éloignant de ce qui aurait été naturellement produit par le contrôle, il est possible que la stratégie proposée dans ces travaux ait perturbé l'utilisateur, rallongeant ainsi les temps de mouvement.

La gestion de la discontinuité proposée utilise la prédiction du réseau de neurones artificiels comme un objectif vers lequel doivent tendre les articulations prothétiques. À chaque pas de temps, une partie de l'écart entre la configuration actuelle et la configuration « objectif » est comblée. Cette stratégie néglige donc le fait que, pour certains

mouvements, les articulations peuvent effectuer des déplacements complexes (e.g. flexion puis extension du coude) permettant ainsi à l'organe terminal de conserver une trajectoire rectiligne (MORASSO, 1981). Cette trajectoire rectiligne serait expliquée par la génération du mouvement qui serait basée sur le vecteur de différence entre la main et la cible (BULLOCK et al., 1993). Dans CHEN et PITTI, 2022, les informations de ce vecteur de différence ont été fusionnées avec succès aux informations articulaires pour reconstruire la trajectoire d'un bras robotique. Toutefois, les résultats préliminaires de l'étude proposée dans CHEN et PITTI, 2022 et l'utilisation pour élaborer leur contrôle de mouvements non naturels ne permettent pas de conclure si cette stratégie fonctionnerait dans notre cas. Cependant, il est à prévoir qu'une telle contrainte sur la trajectoire de la tâche pourrait ne pas être représentative des trajectoires réellement prises par la main pour certaines cibles, les plus excentrées par exemple, pour lesquelles une courbure non négligeable de trajectoire est observée (DESMURGET et al., 1997). Une autre approche consisterait à raffiner la fonction de coût du réseau de neurones et les données d'entraînement qui lui sont fournies dans le but de prendre plus en compte les postures en dehors de la cible. Les bases de données créées par notre équipe pourront être mises à profit pour tester ce type d'approche (SEGAS et al., 2022a ; LENTO et al., 2023).

Pour finir, bien qu'elle soit en deçà de celle rapportée pour le contrôle Naturel, l'utilisabilité perçue pour les contrôles proposés reste acceptable. La charge de travail est également plus élevée que celle ressentie pour le contrôle Naturel et semble, entre autres, sous-tendue par une incertitude plus élevée. Il est possible que cette incertitude diminue avec le temps d'utilisation des contrôles et avec la connaissance de leur fonctionnement. En effet, ici, le choix a été fait de ne pas expliquer le fonctionnement des différents contrôles aux participants afin de montrer leur caractère intuitif. Cependant, cette connaissance ne pourrait qu'améliorer la compréhension des utilisateurs de la prothèse. Il en va de même pour l'augmentation de la frustration, la plus grande attention visuelle et le besoin plus important de traitement conscient par rapport au mouvement Naturel rapportés qui pourraient être diminués avec une meilleure compréhension des mécanismes sous-tendant les contrôles. De façon intéressante l'utilisation de ces contrôles ne semble pas rajouter de charge mentale ou physique aux utilisateurs. Bien que les scores obtenus ne rivalisent pas avec le contrôle Naturel, la comparaison avec un contrôle myoélectrique d'un seul Degré de Liberté (WOOD et PARR, 2022) est en faveur des contrôles proposés ici. Cependant, autant cette étude que celle de WOOD et PARR, 2022 n'évaluent le ressenti que de participants valides. Il

serait ainsi intéressant de comparer les contrôles proposés ici à un contrôle myoélectrique classique d'autant de Degrés de Liberté chez la population cible. Il est cependant à noter que les contrôles myoélectriques proposés dans la littérature ne permettent pas de contrôler autant d'articulations que les contrôles proposés dans cette thèse. De ce fait, cette comparaison ne pourra être faite que dans un espace de travail réduit ou avec un contrôle myoélectrique plus compliqué que celui proposé dans WOOD et PARR, 2022 puisque chaque articulation devra être contrôlée de façon indépendante. Dans cette dernière configuration, il est fort probable que l'utilisabilité des contrôles proposés dans ces travaux de thèse soit jugée meilleure qu'un contrôle myoélectrique classique.

Chapitre II.3

Passage d'un environnement virtuel à une plate-forme robotique

Les résultats obtenus dans les chapitres précédents ne permettent pas de rendre compte de la possibilité d'utiliser les contrôles proposés sur une prothèse réelle. En effet, le dispositif de réalité virtuelle utilisé ne souffre pas des mêmes limitations qu'un dispositif robotique : aucune collision n'est possible, le bras virtuel se positionne exactement à l'endroit demandé, etc. Pour imaginer un jour utiliser les contrôles proposés sur une prothèse réelle, il est donc nécessaire de tester leur utilisation sur un dispositif plus proche de la réalité. Pour cela, les performances de participants télé opérant un bras robotique aux dimensions et aux Degrés de Liberté compatibles avec un bras humain avec des adaptations des contrôles proposés précédemment seront comparées à une télé opération dite naturelle. Dans la première partie de ce chapitre, le contrôle proposé dans le Chapitre II.1 est appliqué à la partie distale du bras robotique tandis que la partie proximale mime les mouvements de l'épaule du participant. Dans ce contexte simplifié, les performances obtenues par les participants valides, amputés ou agénésiques, sont alors comparables à celles obtenues avec un contrôle naturel en termes de nombre de cibles atteintes et de temps d'atteinte. Néanmoins, le contrôle proposé ne gère pas la discontinuité apparaissant lors d'un changement de cible inhérente à l'utilisation des informations relatives au but du mouvement. La deuxième partie propose de dépasser cette limitation en adaptant le contrôle proposé dans le Chapitre II.2 au contrôle du bras robotique. Dans un contexte élaboré, assurant une transition fluide (i.e. sans discontinuité) tout en incluant des mouvements compensatoires du tronc et de l'épaule au contrôle, une dégradation des performances est cependant observée.

Celle-ci peut être due à plusieurs facteurs tels que le point de vue non égocentré, l'ajout de mouvements compensatoires dans le contrôle ou l'augmentation de la courbure induite par la gestion de la discontinuité. Ces résultats pointent la nécessité d'améliorer le contrôle proposé et de le tester sur une prothèse réelle pour permettre un point de vue égocentré ainsi que des déplacements naturels et compensatoires du complexe gléno-huméral et du buste.

Les travaux présentés dans ce chapitre ont donné lieu à l'encadrement de deux stages ingénieurs, de 6 mois chacun, effectués par Océane Dubois (Exp5) et Marc Duclusaud (Exp6). L'Exp5 a été réalisée après les Exp1 à 3 présentées dans le Chapitre II.1 tandis que l'Exp6 a été réalisée à la suite de l'Exp4 présentée dans le Chapitre II.2.

II.3.1 Introduction

Les résultats du Chapitre II.1 montrent que le contrôle Proximo-Contextuel (PC), dont le principe de base a initialement été proposé dans MICK et al., 2021, peut être adapté pour être utilisé par des personnes amputées au niveau trans-huméral, quel que soit le côté de ladite amputation, et utilisé dans un large espace de travail incluant des orientations et positions de cibles variées. Dans ces expériences, la convergence de la main vers la cible a été assurée par la prise en compte conjointe de l'orientation du moignon et d'informations relatives au but du mouvement. Cependant, le caractère discontinu de ces dernières mène à une modification brutale de la configuration angulaire prothétique lors d'un changement de cible, rendant impossible l'utilisation telle quelle du contrôle en dehors d'un dispositif de réalité virtuelle. En effet, en environnement réel, cette discontinuité pourrait mener à des mouvements brusques du robot pouvant être dangereux pour l'utilisateur, son entourage, ainsi que pour la pérennité des éléments matériels. De plus, ce type de comportement peut perturber l'utilisateur en introduisant des secousses et des vibrations. Une stratégie de gestion de la discontinuité a donc été proposée dans le Chapitre II.2. Malgré une augmentation du temps d'atteinte et de la courbure de la trajectoire de la main, les performances alors observées, en termes de temps de mouvement et de nombre de cibles aux positions et orientations variées atteintes, restent satisfaisantes, particulièrement quand le contrôle s'adapte à l'orientation du moignon de l'utilisateur.

Cependant, les études présentées précédemment ont été réalisées dans un environnement de réalité virtuelle qui ne souffre pas des mêmes limitations que le monde réel.

Dans un tel environnement, le bras virtuel peut traverser les cibles sans les faire tomber et applique de façon exacte les commandes envoyées. Dans un environnement réel, bras et cibles sont soumis à la gravité et les contraintes mécatroniques peuvent amener le bras robotique à ne pas répondre de façon exacte à la commande envoyée. La main ne peut pas traverser les objets, et le contrôle proposé doit donc être assez flexible pour les contourner. Les conclusions tirées sur l'efficacité d'un contrôle à l'aide d'une expérience en réalité virtuelle peuvent donc ne pas être immédiatement applicables à son utilisation dans un environnement soumis aux lois de la physique.

L'objectif de ce chapitre est donc de montrer la possibilité de transporter les contrôles proposés en réalité virtuelle dans un environnement réel pour contrôler le bras d'une plate-forme robotique Reachy (MICK et al., 2019). Ce bras a la particularité de présenter autant de Degrés de Liberté qu'un bras humain ainsi que des dimensions similaires. Les participants, positionnés de façon à pouvoir voir les mouvements du bras robotique ainsi que l'espace de travail, devront télé opérer ce dernier pour atteindre des cibles à différentes positions et orientations. Les performances obtenues avec les contrôles proposés seront alors comparées à un contrôle dit Naturel où tous les Degrés de Liberté du bras robotique retranscrivent les déplacements des articulations correspondantes du participant.

Dans la première expérience de ce chapitre, l'adaptation de l'utilisation du réseau PCA pour contrôler le bras robotique dans un contexte simplifié est présentée. À l'instar de ce qui est fait dans les expériences en réalité virtuelle, lors de l'utilisation du contrôle PCA, les deux premiers Degrés de Liberté du bras robotique sont sous le contrôle direct de la flexion / extension et l'adduction / abduction de l'épaule du participant. Le reste des Degrés de Liberté robotique suivent les commandes envoyées par le contrôle PCA selon l'orientation actuelle du moignon et les informations relatives au but du mouvement. Comme précisé précédemment, ce contrôle présente une discontinuité à chaque nouvelle cible. Cette difficulté est esquivée dans cette partie en déplaçant le bras robotique à la première prédiction du réseau de neurones artificiels à chaque début de cible, avant le début du mouvement de l'utilisateur.

Cependant, pour proposer un contrôle utilisable sur une prothèse réelle, il est nécessaire de gérer cette discontinuité. La seconde expérience présentée dans ce chapitre teste donc, dans un contexte élaboré, une adaptation du contrôle PCA gd proposé dans le Chapitre II.2. Le contexte utilisé est qualifié d'élaboré en opposition au contexte simplifié dans lequel la plate-forme robotique ne permet de retranscrire aucun dépla-

gement du complexe gléno-huméral ni du buste. Or, ces mouvements permettent un contrôle fin du positionnement de la main et peuvent s'avérer nécessaires pour corriger d'éventuelles erreurs du contrôle. Dans un dispositif réel, il est possible que l'absence de ces mouvements empêche la réalisation de certaines tâches nécessitant de la précision (e.g. saisir des pinces à linge). Dans cette expérience, les déplacements du complexe gléno-huméral et du buste sont donc retransmis en partie au positionnement de l'organe terminal et ce quel que soit le contrôle utilisé (i.e. Naturel ou PCA gd). Lors de l'utilisation du contrôle proposé par exemple, le déplacement est ajouté à l'aide d'un algorithme de cinématique inverse à la configuration correspondant à l'orientation du moignon pour les deux premiers Degrés de Liberté du bras robotique et à la sortie du contrôle PCA gd pour le reste des articulations. Pour finir, dans cette partie, l'espace de travail utilisé est augmenté par rapport à la première expérience afin de valider le contrôle sur des orientations et positions plus variées.

II.3.2 Matériel et méthodes communs

Cette section présente les dispositifs expérimentaux communs aux deux expériences présentées dans ce chapitre qui ont permis un passage des contrôles proposés en environnement virtuel vers un environnement réel.

II.3.2.1 Plate-forme robotique

Les expériences présentées dans ce chapitre utilisent la plate-forme robotique Reachy, un robot bio-inspiré développé par la start-up Pollen Robotics (MICK et al., 2019). Elle se compose de deux bras, droit et gauche, aux dimensions comparables à celles d'un bras humain et possédant 7 DDLs pouvant être associés à la flexion / extension et l'adduction / abduction de l'épaule, à la rotation humérale, à la flexion / extension du coude, à la pronation / supination de l'avant-bras ainsi qu'à la déviation radiale / ulnaire et à la flexion / extension du poignet (Figure II.3.1). Chaque bras se termine par un huitième DDL, une pince, permettant de saisir des objets. Cette pince sera désignée sous le terme plus générique d'organe terminal du bras robotique dans la suite du document.

Les deux bras sont placés sur un buste, fixe dans notre cas, surmonté d'une tête. Bien que cette option n'ait pas été utilisée dans ces travaux de recherche, il est à noter que la tête est munie de deux caméras et est reliée au buste par une articulation, Orbita,

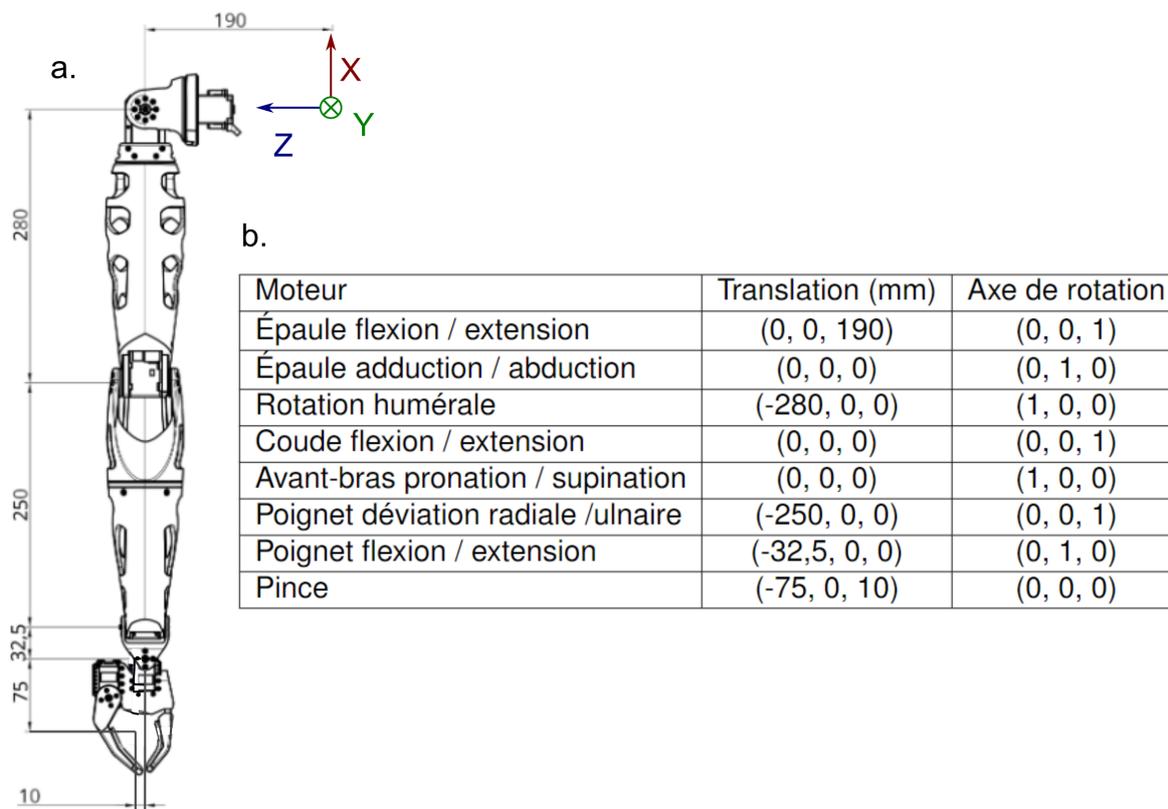


FIGURE II.3.1 – **Représentation du modèle géométrique d'un bras de la plate-forme robotique Reachy à 7DDLs + 1 pince.** a. Représentation schématique d'un bras droit; b. Tableau descriptif; Schéma et tableau adaptés du GitHub de Pollen Robotics.

permettant un déplacement selon 3 DDLs. Ces options pourront être mises à profit dans des développements futurs.

La communication avec la plate-forme robotique se fait par l'intermédiaire d'un serveur et d'une API *open source* Python.

La facilité d'utilisation de la plate-forme et son biomimétisme en font un outil privilégié pour mener à bien des travaux de recherche sur le mouvement humain. Elle a donc été choisie pour émuler une prothèse réelle dans ces travaux de thèse.

II.3.2.2 Description de la tâche

Le participant est placé debout, en diagonale de Reachy et face à une planche de bois sur laquelle sont fixées des cibles de façon à pouvoir voir simultanément la cible et le

bras de Reachy (Figures II.3.2 a. et II.3.5 a.). Afin d'améliorer la visibilité de l'espace de travail, les participants de l'Exp6 sont positionnés sur un marchepied en bois les surélevant légèrement. Un bouton de validation présent sur un clavier positionné sous le pied (pour l'Exp5) ou une manette HTC Vive tenue dans la main gauche du participant (pour l'Exp6) permet d'ouvrir et de fermer l'organe terminal du bras robotique.

Des éponges pour l'Exp5 ou des cylindres pour l'Exp6, fixés sur des pics et numérotés, représentent les cibles à atteindre. Le choix de cylindres dans l'Exp6 permet de se rapprocher de la tâche en réalité virtuelle en laissant libre la rotation autour de l'axe de la cible.

Un essai commence le bras le long du corps. Un signal sonore indique au participant qu'il peut tenter d'atteindre la cible. Le participant peut ouvrir et fermer l'organe terminal de Reachy autant de fois qu'il le souhaite lors de l'essai. Une fois la cible atteinte, le participant doit la saisir en refermant l'organe terminal. L'expérimentateur valide ou non la cible manuellement selon la réussite de la saisie. Une cible est considérée comme non saisie si le temps pour l'atteindre est jugé trop long ou qu'elle tombe.

Une fois l'essai terminé le participant doit repositionner son bras le long de son corps et relâcher la cible le cas échéant.

II.3.2.3 Phases expérimentales

Cette section présente les phases expérimentales utilisées pour les expériences présentées dans ce chapitre. Les données d'entraînement des réseaux de neurones provenant d'expériences réalisées en réalité virtuelle, aucune phase d'Acquisition, similaire à celles décrites dans les expériences des chapitres II.1 et II.2, n'est conduite ici. Les expériences sur la plate-forme robotique Reachy sont donc constituées de phases de Familiarisation et de Test.

Tout comme leurs phases homonymes en réalité virtuelle, la phase de Familiarisation permet au participant de prendre en main le dispositif expérimental alors que les phases de Test permettent de comparer les contrôles étudiés (i.e. Naturel et PCA avec ou sans gd et/ou mc). La chaîne cinématique de Reachy étant différente de celle de l'humain et le point de vue n'étant pas égocentré, la phase de Familiarisation est aussi l'occasion pour le participant de découvrir le(s) contrôle(s) du bras robotique qui lui est/ont proposé(s). Pour des raisons techniques, plusieurs cibles sont présentées simultanément au participant sous forme de blocs. Les cibles comportent un numéro

indiquant au participant l'ordre dans lequel il doit les atteindre successivement. Un ou plusieurs blocs sont réalisés dans la phase de Test selon l'expérience tandis que celle de Familiarisation en contient un seul. Dans la suite de ce document, les blocs seront qualifiés par le nom de la phase à laquelle ils appartiennent (e.g. bloc de Familiarisation pour la phase de Familiarisation). Pour les participants valides, chaque bloc est répété deux fois de suite (i.e. une fois avec chacun des contrôles).

La tâche étant réalisée debout il n'y a pas de contraintes sur les mouvements du buste. Il est cependant demandé au participant de ne pas se déplacer dans la mesure du possible.

II.3.2.4 Gestion de la discontinuité des commandes

Dans l'Exp5, lors de l'utilisation d'un contrôle PCA, le signal sonore de début d'essai est décalé de 0,75 s. Entre le début de l'essai et le signal sonore, la première prédiction du réseau de neurones est donnée en consigne au bras robotique. Le temps de 0,75 s a été déterminé expérimentalement afin d'être suffisant pour permettre au bras de rejoindre la consigne demandée sans vitesse excessive et éviter ainsi de perturber l'utilisateur lors du contrôle.

Cependant, cette gestion de la discontinuité ne permet pas une utilisation en temps réel sur une prothèse. Dans l'Exp6, la gestion de la discontinuité proposée dans le Chapitre II.2 est donc implémentée. Les limites appliquées aux angles sont alors celles des moteurs du robot Reachy.

II.3.3 Expérience en contexte simplifié

La première expérience présentée dans ce chapitre (Exp5) vise à valider le passage vers un environnement réel du contrôle PCA tel qu'utilisé en environnement virtuel dans les Chapitres II.1 et II.2. Cette validation de l'utilisation du contrôle PCA en environnement réel est réalisée aussi bien avec des participants valides qu'avec des participants amputés ou souffrant d'agénésie. Lors de l'utilisation du contrôle PCA, la flexion / extension et l'adduction / abduction de l'épaule du participant sont appliquées directement aux deux premiers Degrés de Liberté du bras robotique. Les Degrés de Liberté robotique les plus distaux sont quant à eux déterminés par un réseau de neurones de type PCA d'après les informations relatives au but du mouvement et l'orien-

tation courante du moignon. Dans ce contexte simplifié, les effets de la discontinuité inhérente à l'utilisation des informations relatives au but du mouvement sont esquivés en déplaçant le bras robotique à la première prédiction du réseau de neurones artificiels à chaque début de cible, avant le début du mouvement de l'utilisateur.

II.3.3.1 Matériels et Méthodes

Cette partie développe les particularités méthodologiques propres à la passation de l'Exp5.

II.3.3.1.1 Participants

Les participants de cette expérience ont déclaré avoir une vision normale ou corrigée et ne souffrir d'aucun problème moteur (hors agénésie pour l'Exp5c et amputation pour l'Exp5d) pouvant affecter la réalisation de la tâche. Les participants de l'Exp5a-c étaient naïfs vis-à-vis de la tâche à effectuer. Les 2 participants de l'Exp5d font partie des participants inclus dans l'Exp3. Ces participants ont réalisé l'Exp5d à la suite de l'Exp3.

Dans les Exp5a-b, 12 participants valides et droitiers (dont 6 hommes) ont été inclus (Âge : 32 ± 17 ans ; Taille : 171 ± 11 cm ; EHI > 0, OLDFIELD, 1971 : 87 ± 22).

Dans l'Exp5c, 1 participant souffrant d'une agénésie du côté droit (homme ; Âge : 22 ans ; Taille : 176 cm) a été inclus.

Enfin, dans l'Exp5d, 2 participants ayant subi une amputation trans-humérale du côté droit (2 hommes) ont été inclus (Âge : 34 et 39 ans ; Taille : 181 et 175 cm ; cf. lignes 4 et 5 de la Table II.1.1).

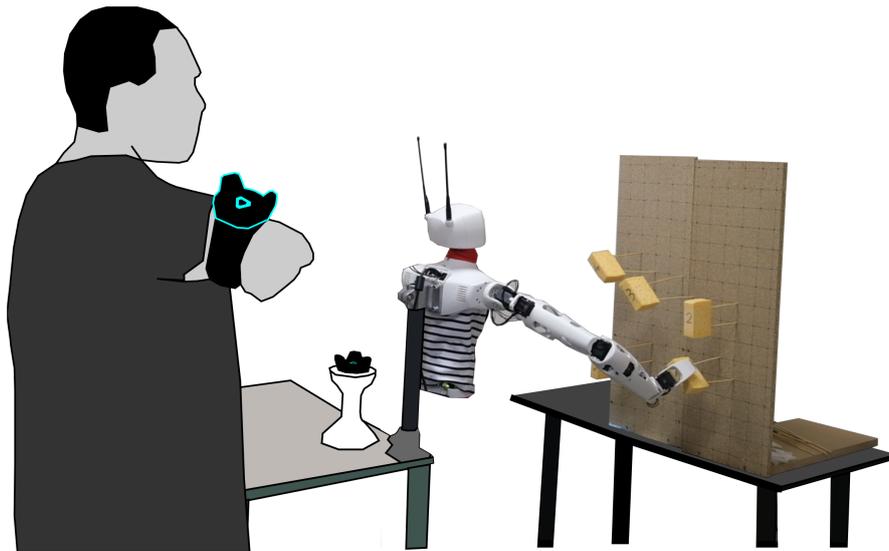
II.3.3.1.2 Description de l'espace de travail

Les cibles de cette série d'expérience sont fixées sur une planche de bois de 45 X 40 cm (largeur x hauteur) percée tous les 5 cm.

Les cibles sont réparties en 4 blocs (1 de Familiarisation et 3 de Test) contenant chacun 5 cibles. Le bloc de Familiarisation et le premier bloc de Test sont identiques. Les mêmes blocs sont présentés dans le même ordre à tous les participants (Figure II.3.2). La position et l'orientation des cibles ont été choisies de façon à parcourir au mieux l'espace de travail atteignable par le bras robotique Reachy aussi bien en position qu'en

orientation. Trois orientations sont possibles : verticale, inclinée de 45° vers la gauche ou vers la droite. Le volume dans lequel les cibles peuvent être placées en position est de $0,013 \text{ m}^3$ centré sur l'épaule du robot. La distance entre l'épaule du robot et la première cible est de 30 cm. Un algorithme de cinématique inverse a permis de vérifier que toutes les cibles étaient effectivement atteignables par le bras robotique.

a. Dispositif expérimental



b. Blocs expérimentaux

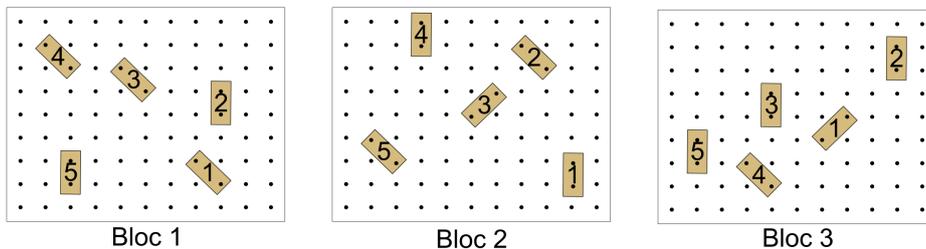


FIGURE II.3.2 – **Espace de travail des Exp5a-d.** **a.** Dispositif expérimental pour une personne amputée. **b.** Blocs expérimentaux. Les blocs 1 à 3 sont utilisés dans les Exp5a-c. Seul le bloc1 est utilisé dans l'Exp5d. Dans toutes les expériences, le bloc1 sert à la fois de bloc de Familiarisation et de premier bloc de Test.

Au début de chaque bloc, l'expérimentateur « place » les cibles dans l'environnement virtuel grâce à un capteur supplémentaire. Un capteur placé sur un socle sur la table à une distance connue de la plate-forme robotique Reachy permet de déterminer la localisation des cibles (i.e. en position et en orientation) par rapport à l'épaule du robot.

II.3.3.1.3 Adaptation des modes de contrôle à l'utilisation d'un robot

Un seul contrôle PCA, adapté à la chaîne cinématique du bras de la plate-forme robotique Reachy, est utilisé par tous les participants de cette expérience.

II.3.3.1.4 Protocole

Le protocole expérimental (Figure II.3.3) commence une fois la calibration du bras en réalité virtuelle effectuée (cf. Sous-section II.1.2.4) et le casque du participant retiré.

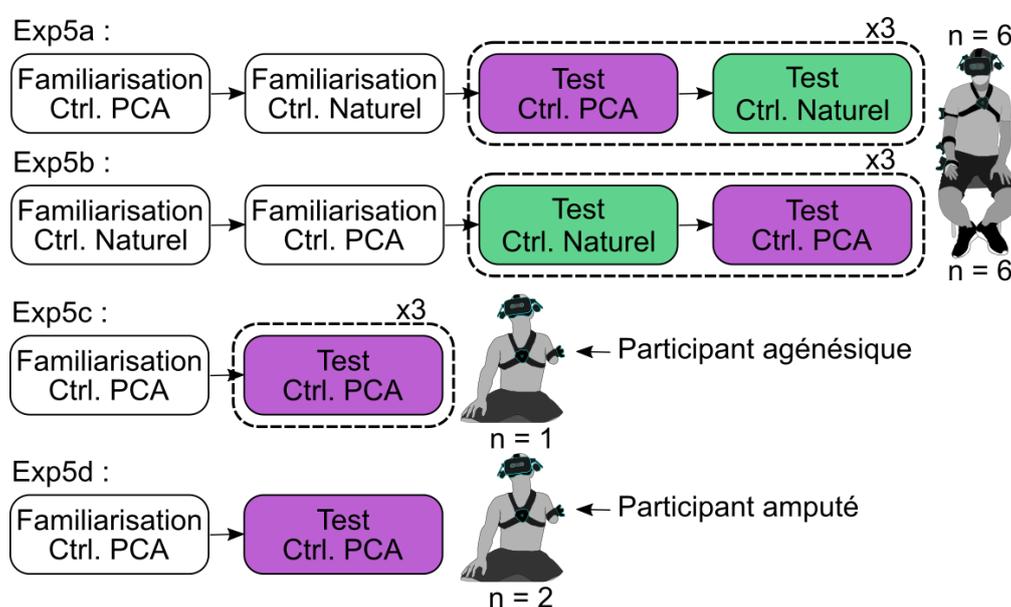


FIGURE II.3.3 – **Protocoles expérimentaux des Exp5a-d.** *Exp5a-b.* Les participants valides réalisent le bloc de Familiarisation et les quatre blocs de Test en alternant les deux types de contrôle (e.g. Naturel puis PCA pour Exp5a, PCA puis Naturel pour Exp5b). **Exp5c.** Le participant souffrant d'une agénésie du membre supérieur réalise les mêmes blocs avec le contrôle PCA uniquement. **Exp5d.** Les participants amputés réalisent seulement le bloc de Familiarisation et le premier bloc de Test avec le contrôle PCA uniquement.

Un ordre de passation est assigné aléatoirement aux participants de l'Exp5a-b, la moitié commençant par le contrôle Naturel et l'autre moitié commençant par le contrôle PCA. Chaque bloc est répété deux fois, avec chacun des contrôles. Les participants de l'Exp5c-d ne réalisent la tâche qu'avec le contrôle PCA.

Les quatre mêmes blocs de 5 cibles choisies pour explorer l'ensemble de l'espace de travail de Reachy sont présentés aux participants des Exp5a-c. Le premier bloc correspond aux phases de Familiarisation (une par contrôle utilisé), les trois blocs suivants

sont des blocs de Test et constituent les phases de Test (une par contrôle utilisé). Les participants de l'Exp5d ne réalisent que le bloc de Familiarisation et le premier bloc de Test.

II.3.3.1.5 Réduction des données et métriques

Cette sous-section présente les métriques utilisées pour comparer les performances de l'Exp5a-d. Aucun filtrage n'a été appliqué pour ces expériences du fait de l'absence d'enregistrement des données pertinentes pour les réaliser.

Le **pourcentage de réussite** a été calculé par phase de Test et par participant. Une cible est considérée comme réussie si le participant l'a atteinte, saisie avec l'organe terminal du robot et retirée des pics, sans qu'elle ne tombe au sol.

Comme précédemment, le taux de réussite est élevé (i.e. toutes les médianes sont au-dessus de 90 % pour l'Exp5a), les métriques suivantes ont donc été calculées sur les cibles réussies avec les modes de contrôle utilisés par le participant.

Le **temps d'atteinte**, défini comme le temps écoulé entre le début de l'essai et la dernière fermeture de l'organe terminal, a été calculé pour chaque cible. Une valeur médiane a ensuite été extraite par participant et par phase.

Le **pourcentage de réussite** et le **temps d'atteinte** du premier bloc de Test des participants de l'Exp5a-c sont également calculés pour permettre la comparaison avec les participants de l'Exp5d. Les temps d'atteinte des cibles réalisés par les participants de l'Exp5d sont évalués manuellement par analyse des vidéos des passations.

Dans ces expériences, le participant est debout et peut avancer ou reculer légèrement son buste lors de l'exécution de la tâche (e.g. si le point de vue non égocentré couplé à la posture du bras robotique entraîne une occlusion de la cible). Le volume de l'épaule (e.g. volume de l'ellipsoïde contenant au moins 90 % des positions prises par le centre articulaire de l'épaule lors d'une phase) peut être augmenté par ces déplacements. Cependant, ces mouvements n'ont aucun impact sur le contrôle en lui-même et ne permettent donc pas la compensation d'éventuelles erreurs du contrôle. Dans ce dispositif, le volume de l'épaule n'est donc pas pertinent pour mesurer les mouvements compensatoires et ne sera pas évalué ici.

II.3.3.1.6 Analyses Statistiques

L'Exp5a-b vise à comparer un contrôle PCA avec le contrôle Naturel.

Pour le taux de succès, les différences dans la réussite d'une même cible entre l'utilisation des deux types de contrôle ont été comparées grâce à un test de McNemar pour échantillons appariés (cf. Sous-section II.1.2.11 pour une justification du choix du test). Ainsi, un test t apparié ou un test de Wilcoxon ont été réalisés selon le résultat de l'analyse de normalité de la différence des distributions du test de Shapiro-Wilk.

Pour les temps d'atteinte sur le premier ou sur tous les blocs soit une ANOVA à mesures répétées, soit un test de Friedman, a été réalisé sur l'ensemble des contrôles comparés pour la métrique concernée, selon le résultat du test de normalité des distributions (test de Shapiro-Wilk) ainsi que celui du test d'homogénéité des variances (Maulchy's Test). Si une différence significative est détectée à ce niveau, des tests post-hoc sont réalisés (Test de Tukey ou test de Conover, respectivement).

L'analyse statistique a été réalisée sur le logiciel R avec une valeur alpha fixée à 0,05.

II.3.3.2 Résultats

Lors de la réalisation du premier bloc de Test, 11 des 12 participants de l'Exp5a-b et le participant agénésique de l'Exp5c ont réussi à atteindre l'ensemble des cibles (Figure II.3.4 a1.). Seule une cible n'a pas été atteinte par un participant de l'Exp5a-b et les deux participants amputés de l'Exp5d. Ces résultats mènent à des taux de réussite médians de 100 % quel que soit le contrôle pour ce premier bloc de Test pour les participants de l'Exp5a-b. Lorsque l'ensemble des blocs de Test est considéré, le taux de réussite des participants valides baisse de 7 % avec le contrôle PCA (PCA bloc 1 = 100 %, PCA blocs = 93 %; Figure II.3.4 a2.). Une différence significative dans la proportion de cibles validées selon le contrôle utilisé est alors observée pour les participants valides (PCA vs Nat, $p = 3,0e-4$).

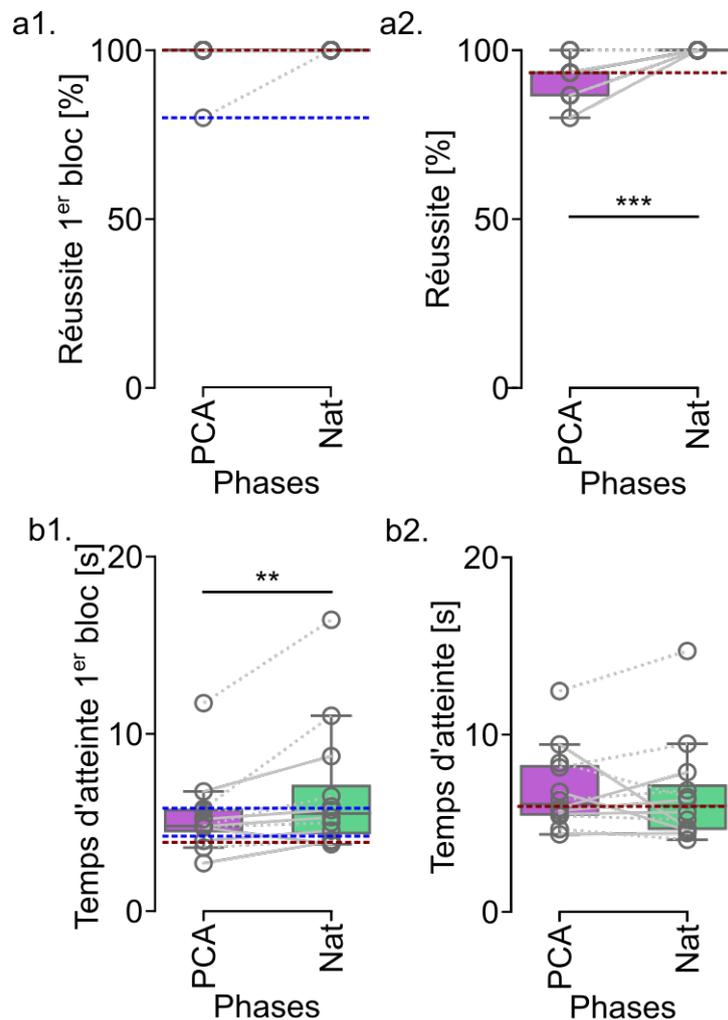


FIGURE II.3.4 – **Métriques de performance des Exp5a-d.** Le pourcentage de réussite (**a.**) et le temps d'atteinte (**b.**) sont calculés pour le premier bloc de Test (**a1.** et **b1.**) et pour l'ensemble des blocs de Test (**a2.** et **b2.**) lors de l'utilisation d'un type de contrôle (PCA ou Nat pour Naturel) pour chaque participant de l'Exp5 (ronds). Les lignes des 6 participants de l'Exp5b ayant commencé par le contrôle Naturel sont en pointillé gris. Les résultats des participants de l'Exp5c et de l'Exp5d sont représentés par des lignes en pointillé rouges (a. et b.) et bleues (a1. et b1.), respectivement. Chaque boîte à moustaches correspond à une phase de Test où un type de contrôle est utilisé, avec les moustaches représentant les valeurs minimum et maximum prises en compte, et la ligne horizontale représentant la médiane des résultats des participants de l'Exp5a-b. Les différences significatives sont représentées par des astérisques avec * pour $p < 0,05$, ** pour $p < 0,01$ et *** pour $p < 0,001$.

Une différence significative entre les temps d'atteinte est observée quand seul le premier bloc de Test est pris en compte (PCA vs Nat, $p = 0,0093$; Figure II.3.4 b1.). Néanmoins, cette différence est en faveur du contrôle PCA (Médianes : PCA = 4,80 s, Nat =

5,50 s). Les participants agnésiques ($n = 1$) et amputés ($n = 2$) réalisent la tâche avec des temps médians proches de ceux observés avec les participants valides (3,88 s, 5,81 s et 4,23 s, respectivement). Lorsque l'ensemble des blocs de Test est considéré, les temps d'atteinte sont identiques entre les deux contrôles avec des médianes de 6,08 s et 5,98 s pour les contrôles PCA et Nat, respectivement (Figure II.3.4 b2.). Le participant agnésique réalise l'ensemble des blocs avec un temps médian par cible de 5,95 s. Bien qu'aucune analyse statistique n'ait été menée du fait d'un nombre de participants insuffisant, les résultats des participants agnésiques de l'Exp5c (lignes en pointillé rouges) et amputés de l'Exp5d (lignes en pointillé bleues) sont comparables à ceux obtenus par des participants valides de l'Exp5a (ronds et boîtes à moustaches, Figure II.3.4).

À des fins d'illustration, deux vidéos d'un des participants amputés de l'Exp5d sont fournies en annexe, l'une du bloc Test et l'autre d'un bloc supplémentaire dont la réalisation a été demandée par le participant (Annexe B Vidéos d'illustration 11 et 12). La comparaison de ces deux vidéos montre l'amélioration rapide du participant avec le contrôle proposé, malgré les difficultés inhérentes à la plate-forme robotique utilisée (e.g. point de vue non égo-centré, absence de mouvements compensatoires, collisions entre le bras robotique et les cibles). Dans la première vidéo (Annexe B Vidéo d'illustration 11), la collision du bras robotique avec la deuxième cible semble être en partie responsable de sa chute des pics. Le participant adopte par la suite une stratégie lui permettant d'éviter les cibles en effectuant une extension de l'épaule (Annexe B Vidéo d'illustration 12).

II.3.4 Expérience en contexte élaboré

La seconde expérience de ce chapitre (Exp6) vise à valider le passage vers un environnement réel du contrôle PCA gd proposé dans l'expérience en environnement virtuel du Chapitre II.2. L'Exp6 vise à dépasser les limitations de la première expérience de ce chapitre en proposant une gestion de la discontinuité, inhérente à l'utilisation des informations relatives au but du mouvement, utilisable sur une prothèse réelle. Ce contrôle est testé dans un contexte élaboré. En effet, du fait de l'utilité des déplacements du complexe gléno-huméral et du buste pour obtenir un contrôle fin du positionnement de la main, une partie de ces déplacements sont appliqués ici à la position de l'organe terminal robotique, et ce, quel que soit le type de contrôle utilisé (e.g. Naturel ou PCA gd). De plus, l'espace de travail utilisé dans cette section est élargi afin de valider

le contrôle sur des couples position/orientation plus variés.

II.3.4.1 Matériels et Méthodes

Cette partie développe les particularités méthodologiques propres à la passation de l'Exp6.

II.3.4.1.1 Participants

Dans l'Exp6, 12 participants (dont 7 hommes) naïfs vis-à-vis de la tâche à effectuer, valides et droitiers (Âge : 23 ± 3 ans ; Taille : 172 ± 10 cm ; EHI > 50, OLDFIELD, 1971 : 88 ± 16) ont été inclus. Tous ont déclaré avoir une vision normale ou corrigée et ne souffrir d'aucun problème moteur pouvant affecter la réalisation de la tâche.

II.3.4.1.2 Modifications méthodologiques

Les modifications méthodologiques sur l'extraction des 7 DDLs et l'utilisation d'une nouvelle base de données, décrites dans la Section II.2.2.2, ont également été appliquées pour l'Exp6.

II.3.4.1.3 Description de l'espace de travail

Les cibles de cette expérience sont placées sur un support en bois de 50 X 60 cm percé tous les 5 cm (Figure II.3.5 a.). Le support en bois est positionné de façon que les cylindres soient dans le nuage des cibles effectuées par les participants de l'Exp1 adapté à la taille de bras du robot (Figure II.3.5 c.). La planche est donc légèrement inclinée par rapport au buste de Reachy. Tout comme dans l'Exp5a-c les cibles peuvent prendre 3 orientations : verticale, inclinée de 45° vers la gauche ou vers la droite. Elles sont fixées par deux pics de 14,5 cm dans une surface de 50 X 40 cm. 240 des 248 couples position/orientation de cibles possibles sur ce support sont répartis aléatoirement entre les 12 participants de l'Exp6 formant ainsi 4 blocs de 5 cibles par participant. Les cibles d'un même bloc sont espacées d'au moins 10 cm.

Un bloc de Familiarisation, commun à tous les participants, contient 5 cibles explorant des positions extrêmes et toutes les orientations (Figure II.3.5 b.).

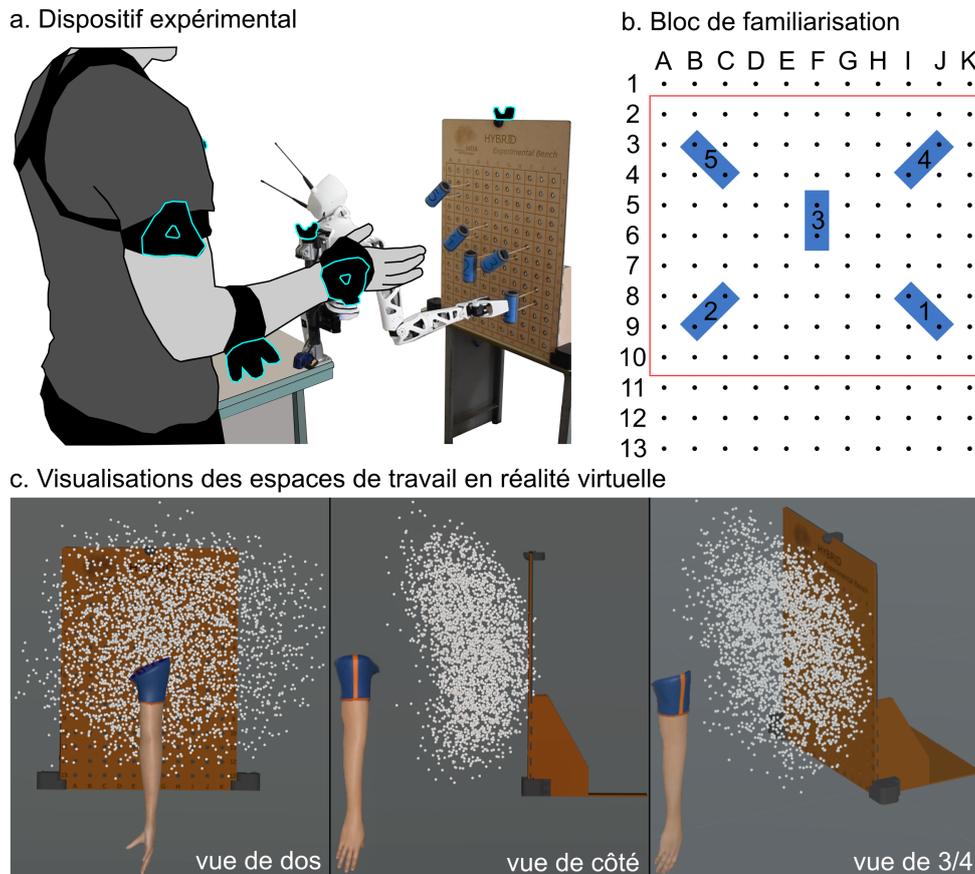


FIGURE II.3.5 – **Espace de travail de l'Exp6.** *a. Dispositif expérimental, b. Exemple du bloc de Familiarisation commun à tous les participants. Le cadre rouge délimite la zone où peuvent se situer les cibles. c. Visualisation en réalité virtuelle du placement du support en bois par rapport au bras robotique et à l'ensemble des cibles atteintes dans la base de données utilisée par l'entraînement du réseau PCA. Les positions des cibles ont été adaptées à la taille du bras robotique.*

Afin de connaître le placement exact des cylindres par rapport au bras robotique, une nouvelle méthode de calibration en deux étapes a été mise en place dans cette expérience. La première étape vise à localiser précisément l'épaule robotique dans l'environnement virtuel. Pour cela, les points correspondant aux centres de rotation des deux épaules sont déterminés à l'aide d'une procédure équivalente à celle utilisée pour déterminer les centres articulaires des participants (e.g. utilisation de 3 capteurs, un fixé à l'arrière du robot et deux positionnés sur les segments correspondants aux hauts de bras droit et gauche). La droite passant par les deux points définit l'axe droite-gauche. Un plan est ensuite déterminé, en faisant tourner le bras droit sur lui-même, pour fixer l'axe de profondeur. Enfin, l'axe vertical est déterminé comme étant le troi-

sième axe dirigé vers le haut du repère orthonormé passant à la jonction des deux premiers axes. Ce repère est ensuite défini par rapport au capteur fixé à l'arrière du robot, dans son « dos ». Le capteur étant fixé au robot cette étape n'a été réalisée qu'une seule fois avant la première passation. La deuxième étape vise à positionner la planche dans l'espace virtuel en déterminant son plan à l'aide des positions de trois capteurs (e.g. en haut au milieu, en bas à droite et à gauche). La planche pouvant avoir légèrement bougé entre deux passations, cette étape est répétée au début de chaque enregistrement.

II.3.4.1.4 Adaptations du contrôle PCA

Un réseau PCA gd, en tout point identique à celui proposé dans le Chapitre II.2, est utilisé dans cette expérience. Les limites angulaires du participant appliquées au contrôle sont remplacées par celles du robot. Tout comme dans la partie précédente, un seul réseau de neurones PC Adapté aux dimensions de Reachy est utilisé dans cette expérience. Ce réseau, de type PCA gd, est entraîné sur la base de données utilisée dans le Chapitre II.2.

II.3.4.1.5 Ajout des mouvements complémentaires aux contrôles

Contrairement au dispositif en réalité virtuelle, la plate-forme robotique utilisée ne permet pas de retranscrire les translations du complexe gléno-huméral et les mouvements du buste. Or, ce comportement permet de pallier d'éventuelles imperfections du contrôle en ajustant la position de l'organe terminal de bras contrôlé tout en conservant la configuration angulaire. Ce type de comportement peut ainsi permettre un contrôle plus fin nécessaire pour effectuer certaines tâches (e.g. saisie de pinces à linge). Dans cette expérience, le choix a donc été fait de retranscrire en partie les mouvements produits par l'utilisateur avec ces DDLs sur le contrôle du robot.

Pour cela, les déplacements sur le plan horizontal du centre articulaire de l'épaule par rapport à sa position initiale lors de l'atteinte d'une cible ont été mesurés et retranscrits en déplacements de l'organe terminal du robot afin de déterminer une position cible (Figure II.3.6). Les déplacements sont retranscrits jusqu'à une amplitude maximale de 7,5 cm dans tous les sens. Un algorithme de cinématique inverse utilisant la bibliothèque Python Ikpy permet d'adapter la configuration angulaire consigne afin de positionner l'organe terminal du robot au plus proche de la position cible (MANCERON, 2022). La cinématique inverse est contrainte afin de proposer une configuration angulaire dans les

amplitudes articulaires du robot et la plus proche possible de la configuration angulaire consigne avec gestion de la discontinuité (cf. Sous-section II.2.2.3). Une vidéo d'illustration permettant de visualiser le fonctionnement du mouvement complémentaire est fournie en annexe (Annexe B Vidéo d'illustration 13).

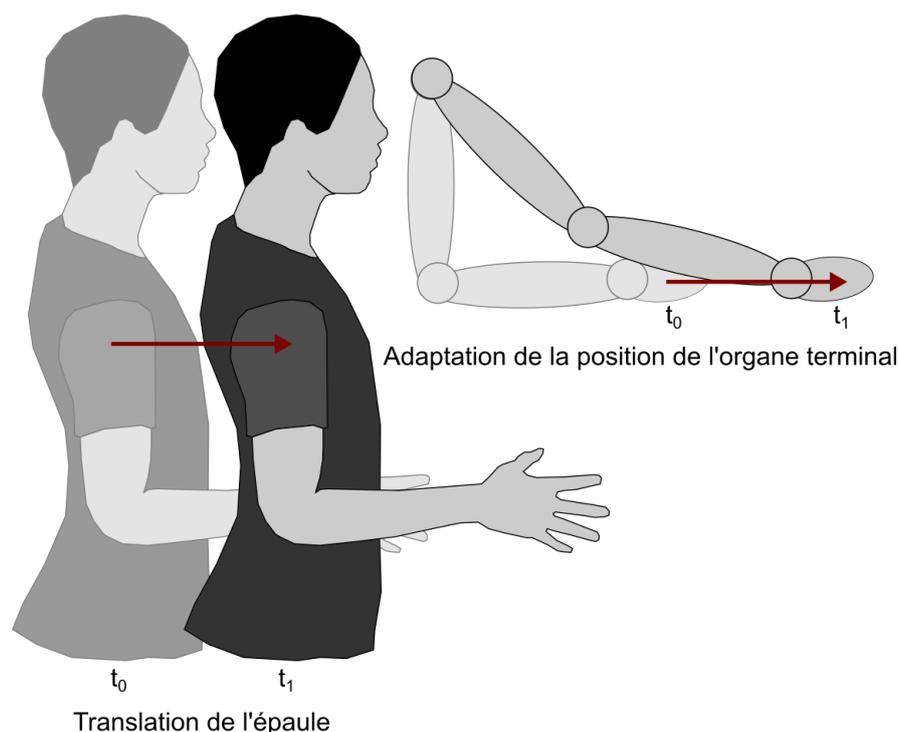


FIGURE II.3.6 – **Représentation schématique de la stratégie mise en place pour l'ajout des mouvements complémentaires.** La configuration angulaire du bras robotique est adaptée afin que l'organe terminal soit déplacé d'une translation équivalente à celle effectuée par le centre articulaire de l'épaule du participant sur le plan horizontal.

Cette nouvelle configuration angulaire est donnée en consigne au bras robotique. Les contrôles ajoutant ce correctif à la commande du réseau et les réseaux associés sont nommés avec le suffixe **mc** pour **mouvements complémentaires**. À des fins de comparaison, ce type de correctif est appliqué aussi bien aux contrôles Naturels que PC.

II.3.4.1.6 Protocole

Le protocole expérimental commence une fois la « Calibration du bras virtuel » en réalité virtuelle effectuée et le casque du participant retiré.

Un ordre de passation est assigné aléatoirement aux participants de l'Exp6, la moitié

commençant par le contrôle Naturel mc et l'autre moitié commençant par le contrôle PCA gd/mc. Après une phase de Familiarisation sur le bloc de cibles commun à tous les participants, quatre blocs de Test assignés aléatoirement sont enchaînés (Figure II.3.7). Chaque bloc (i.e. ensemble de 5 cibles présentées simultanément) est répété deux fois (i.e. une fois avec chaque contrôle). Les quatre blocs de Test réalisés avec le même contrôle sont regroupés en une phase de Test.

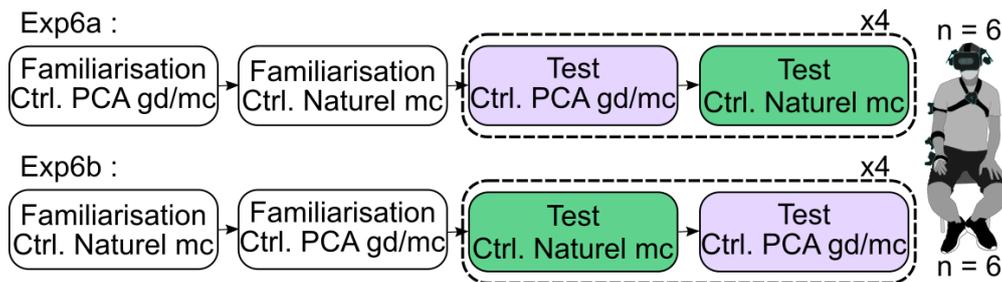


FIGURE II.3.7 – **Protocole expérimental de l'Exp6.** Les participants de l'Exp6 enchaînent un bloc de Familiarisation et quatre blocs de Test en alternant les contrôles (i.e. PCA gd/mc puis Naturel mc pour Exp6a et l'inverse pour Exp6b).

II.3.4.1.7 Réduction des données et métriques

Cette sous-section présente les opérations de filtrage réalisées pour l'Exp6 ainsi que les métriques utilisées pour comparer les performances. Les métriques évaluant les mouvements compensatoires, les trajectoires et le ressenti subjectif des participants lors de l'Exp6 sont également présentées.

II.3.4.1.7.1 Filtrages

Les filtres présentés dans le Chapitre II.1 de cette partie ont été utilisés sur les données de l'Exp6 et ont permis de retirer en moyenne $0,1 \pm 0,3$ cible par participant et par phases.

II.3.4.1.7.2 Métriques de performance

Le **pourcentage de réussite** a été calculé par type de contrôle et par participant. Une cible est considérée comme réussie si le participant l'a atteinte, saisie avec l'organe terminal du robot et retirée des pics, sans qu'elle ne se décroche d'un ou des deux pics.

Bien que le taux de réussite rapporté dans cette expérience soit moins élevé que dans les expériences précédentes toutes les médianes restent au-dessus de 80 %, les métriques suivantes ont donc été calculées sur les cibles réussies avec les modes de contrôle utilisés par le participant.

Le **temps d'atteinte**, défini comme le temps écoulé entre le début de l'essai et la dernière fermeture de l'organe terminal robotique, a été calculé pour chaque cible. Une valeur médiane a ensuite été extraite par participant et par phase.

II.3.4.1.7.3 Métriques de compensation

Dans cette expérience, tout comme dans l'Exp5, le participant est debout et, bien que la zone de déplacement des pieds soit contrainte dans l'Exp6, il peut avancer ou reculer légèrement son buste lors de l'exécution de la tâche (e.g. si le point de vue non égocentré couplé à la posture du bras robotique entraîne une occlusion visuelle de la cible). Ces mouvements ne sont pas à proprement parler des mouvements compensatoires qui permettraient de corriger d'éventuelles erreurs de placement de l'organe terminal robotique. Leur réalisation au cours de la tâche augmente pourtant le volume calculé de l'épaule (e.g. volume de l'ellipsoïde contenant au moins 90 % des positions prises par l'épaule lors d'une phase), faussant ainsi cette mesure. De plus, dans l'Exp6, des mouvements complémentaires, d'une amplitude maximale de 7,5 cm dans tous les sens du plan horizontal, pouvant être réalisés volontairement par le participant, ont été ajoutés au contrôle pour mimer l'utilisation des mouvements compensatoires. Ces mouvements complémentaires permettent de déplacer l'organe terminal robotique sur le plan horizontal. Cependant, aucun indicateur ne signale au participant que l'amplitude maximale est atteinte, et donc, que les mouvements complémentaires n'ont plus d'effets sur la position de l'organe terminal robotique. Il est donc possible que certains participants continuent d'effectuer ces mouvements alors même que ceux-ci n'ont plus d'impact sur le contrôle, faussant encore plus la mesure des mouvements compensatoires en augmentant artificiellement le volume de l'épaule.

Ces deux observations rendent l'interprétation du **volume de l'épaule** peu pertinente dans ce contexte. Afin de proposer tout de même des mesures permettant d'évaluer la quantité de mouvements de compensation nécessaire pour réaliser la tâche, deux nouvelles métriques sont introduites.

Le **mouvement complémentaire cumulé**, défini comme la somme de la distance entre les valeurs du mouvement complémentaire à t et $t-1$, est calculé pour chaque

cible (Équation II.3.1) :

$$M_{C_{cumul}} = \sum_{i=1}^{N-1} \|M_{C_{t=i}} - M_{C_{t=i-1}}\| \quad (\text{II.3.1})$$

avec N le nombre de données recueillies du début à la validation de la cible.

Le **mouvement complémentaire final**, défini par la valeur du mouvement complémentaire lors du dernier appui sur le bouton de fermeture de l'organe terminal robotique, est calculé pour chaque cible.

II.3.4.1.7.4 Métriques de trajectoire

Les mêmes métriques de trajectoire que pour l'Exp4 en réalité virtuelle permettent de comparer les contrôles PCA gd/mc et Naturel mc proposés dans l'Exp6. Comme dans l'Exp4, contrairement aux métriques précédentes, seule la phase initiale du mouvement, c'est-à-dire du début de l'essai à l'arrivée de l'organe terminal du bras robotique dans la sphère des 10 cm entourant la cible, est prise en compte. Le lecteur pourra retrouver les descriptions et équations de la **longueur de l'arc spectral**, de l'**indice de courbure** et de l'**indice de distance** dans le chapitre précédent (cf. Sous-section II.2.2.7), la position et la vitesse de l'organe terminal du bras robotique sont alors à substituer à celles de la main. La longueur de l'arc spectral calculée d'après la vitesse de déplacement de la main du bras virtuel, auquel les commandes envoyées au bras robotique sont appliquées directement, est également présentée dans cette partie.

Pour chacune de ces métriques une valeur médiane a ensuite été extraite par participant et par phase (i.e. ensemble de 4 blocs effectués avec un type de contrôle).

II.3.4.1.7.5 Métriques subjectives

À la fin de chacun des blocs de Test de l'Exp6, il est demandé aux participants de noter le contrôle utilisé de 0 à 100 en répondant à la question « Si vous étiez amputés, à quel point pensez-vous que ce contrôle serait facile d'utilisation dans votre vie de tous les jours pour diriger votre prothèse ? ». La médiane des différentes notes données par un participant pour un contrôle a ensuite été calculée.

II.3.4.1.8 Analyses Statistiques

L'Exp6 vise à comparer un contrôle PCA gd/mc avec le contrôle Naturel mc.

Pour le taux de succès, les différences dans la réussite d'une même cible entre l'utilisation des deux types de contrôle ont été comparées grâce à un test de McNemar pour échantillons appariés (cf. Sous-section II.1.2.11 pour une justification du choix du test). Ainsi, un test t apparié ou un test de Wilcoxon ont été réalisés selon le résultat de la normalité de la différence des distributions du test de Shapiro-Wilk.

Pour les autres métriques soit une ANOVA à mesures répétées, soit un test de Friedman, a été réalisé sur l'ensemble des contrôles comparés pour la métrique concernée, selon le résultat du test de normalité des distributions (test de Shapiro-Wilk) ainsi que celui du test d'homogénéité des variances (Maulchy's Test). Si une différence significative est détectée à ce niveau, des tests post-hoc sont réalisés (Test de Tukey ou test de Conover, respectivement).

L'analyse statistique a été réalisée sur le logiciel R avec une valeur alpha fixée à 0,05.

II.3.4.2 Résultats

Dans cette expérience, les taux de réussite médians restent élevés (Médianes : PCA gd/mc = 82 %, Nat mc = 100 %; Figure II.3.8 a.). Cependant, une plus grande différence que dans les précédentes expériences est observée entre les médianes des contrôles PCA gd/mc et Nat mc (18 % contre 7 % dans l'Exp5a). De même, la variation inter-participant observée dans cette expérience est plus importante que celle rapportée dans l'Exp5a. Une différence significative de la proportion de cibles validées sur l'ensemble des blocs de Test est retrouvée entre les deux contrôles (PCA gd/mc vs Nat mc, $p = 2,5e-9$). Cette différence dans la proportion des cibles validées s'accompagne d'une augmentation significative du temps d'atteinte avec le contrôle PCA gd/mc comparé au contrôle Naturel mc (PCA gd/mc vs Nat mc, $p = 1,8e-5$; Figure II.3.8 b.). Le temps d'atteinte médian nécessaire pour atteindre une cible avec le contrôle PCA gd/mc est alors 2 fois supérieur à celui observé avec le contrôle Naturel mc (Médianes : PCA gd/mc = 11,32 s, Nat mc = 5,76 s).

Le mouvement complémentaire est significativement plus utilisé lors de l'exécution de la tâche avec le contrôle PCA qu'avec le contrôle Naturel gd/mc (PCA gd/mc vs Nat mc : $p = 2,1e-7$; Médianes : PCA gd/mc = 23,40 cm, Nat mc = 10,05 cm, Figure II.3.8 c.). Cette tendance n'est pas retrouvée en fin de mouvement où aucune différence significative n'est observée entre les deux contrôles (Médianes : PCA gd/mc = 3,49 cm, Nat mc = 2,46 cm, Figure II.3.8 d.).

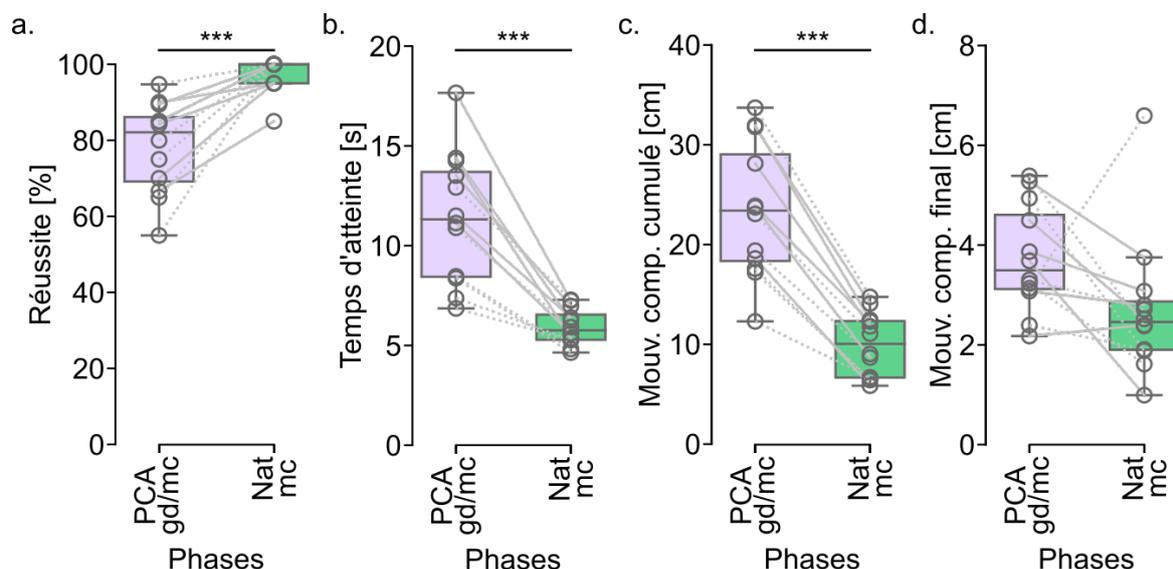


FIGURE II.3.8 – **Métriques de performance et de compensation de l'Exp6.** Le pourcentage de réussite (a.), le temps d'atteinte (b.) ainsi que les mouvements complémentaires cumulé (c.) et final (d.) sont calculés pour l'ensemble des blocs de Test lors de l'utilisation d'un type de contrôle (i.e. PCA gd/mc ou Nat mc pour Naturel mc) pour chaque participant de l'Exp6 (ronds). Les lignes des 6 participants de l'Exp6 ayant commencé par le contrôle Naturel mc sont en pointillé. Chaque boîte à moustaches correspond à une phase de Test où un type de contrôle est utilisé, avec les moustaches représentant les valeurs minimum et maximum prises en compte, et la ligne horizontale représentant la médiane. Les différences significatives sont représentées par des astérisques avec * pour $p < 0,05$, ** pour $p < 0,01$ et *** pour $p < 0,001$.

La fluidité du mouvement de la main virtuelle et celle de l'organe terminal robotique, représentées par la longueur de l'arc spectral (Figure II.3.9 a. et b.), l'indice de courbure (Figure II.3.9 c.) et l'indice de distance (Figure II.3.9 d.) obtenus avec le contrôle PCA gd/mc sont significativement différents de ceux obtenus avec le contrôle Naturel mc (Longueur de l'arc spectral main virtuelle : PCA gd/mc vs Nat mc, $p = 0,0016$; Longueur de l'arc spectral organe terminal du robot : PCA gd/mc vs Nat mc, $p = 5,5e-4$; Indice de courbure : PCA gd/mc vs Nat mc, $p = 5,0e-5$; Indice de distance : PCA gd/mc vs Nat mc, $p = 4,9e-4$). De façon générale, les valeurs obtenues à ces métriques de trajectoire sont moins bonnes que celles observées dans le Chapitre II.2 lors de l'utilisation de contrôles dans un environnement virtuel, et ce, aussi bien avec le contrôle naturel qu'avec les contrôles avec une gestion de la discontinuité.

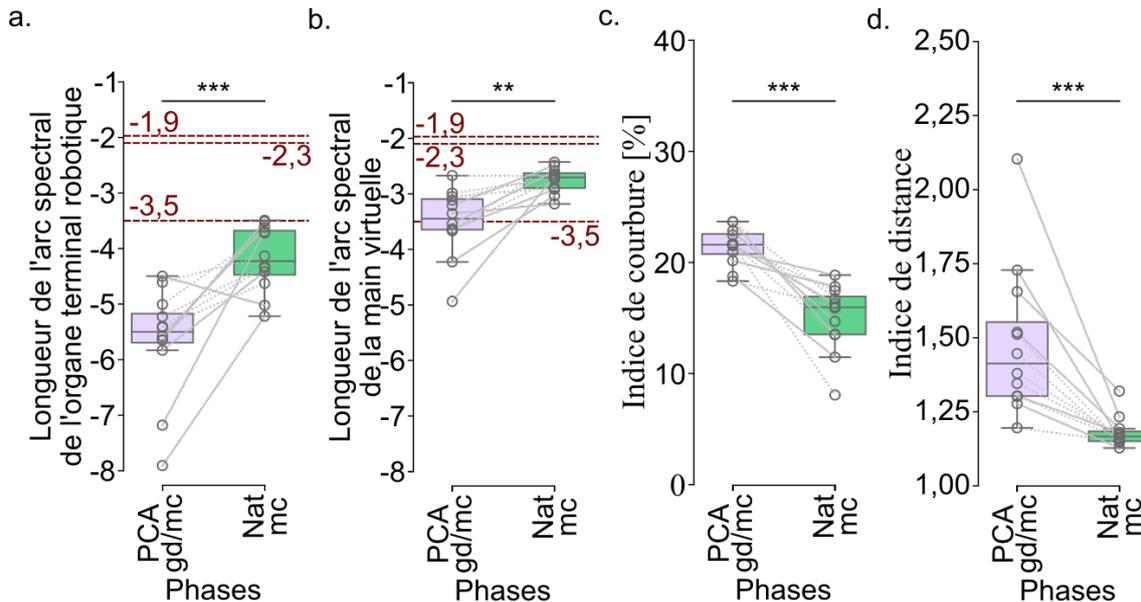


FIGURE II.3.9 – **Métriques de trajectoire de l'Exp6.** La longueur de l'arc spectral de la vitesse de l'organe terminal du robot (a.) et de la main (b.), l'indice de courbure (c.) ainsi que l'indice de distance (d.) sont calculés pour l'ensemble des blocs de Test lors de l'utilisation d'un type de contrôle (i.e. PCA gd/mc ou Nat mc pour Naturel mc) pour chaque participant de l'Exp6 (ronds). Les lignes des 6 participants de l'Exp6 ayant commencé par le contrôle Naturel sont en pointillé. Chaque boîte à moustaches correspond à une phase de Test où un type de contrôle est utilisé, avec les moustaches représentant les valeurs minimum et maximum prises en compte, et la ligne horizontale représentant la médiane. Les lignes en pointillé rouges à -2,3 et -1,9 représentent la longueur de l'arc spectral attendue du premier et du dernier essai, respectivement, d'une tâche d'atteinte 2D soumise à un champ de force. La ligne en pointillé à -3,5 représente la longueur de l'arc spectral attendue pour un patient souffrant d'hémiplégie à la fin de 30 séances de rééducation. Ces valeurs, fournies pour comparaison, sont tirées de BALASUBRAMANIAN et al., 2012. Les différences significatives sont représentées par des astérisques avec * pour $p < 0,05$, ** pour $p < 0,01$ et *** pour $p < 0,001$.

La différence de 1,27 de longueur de l'arc spectral de la vitesse de l'organe terminal robotique entre le contrôle PCA gd/mc et le contrôle Naturel mc (Médianes : PCA gd/mc = -5,50, Nat mc = -4,23) est supérieure à l'écart attendu de 0,4 entre le début et la fin d'une tâche d'apprentissage (BALASUBRAMANIAN et al., 2012). Cette différence entre le contrôle PCA gd/mc et le contrôle Naturel mc est de 0,75 lorsque la fluidité de la main du bras virtuel est prise en compte (Médianes : PCA gd/mc = -3,45, Nat mc = -2,70). La fluidité du mouvement robotique avec le contrôle PCA gd/mc est inférieure à celle d'un patient hémiplégétique à la suite d'un AVC après rééducation (BALASUBRAMANIAN et al., 2012). Les différences observées entre la longueur de l'arc spectral de la vitesse

de l'organe terminal robotique et de la main virtuelle sont probablement dues à des problèmes mécatroniques pouvant affecter le calcul de la métrique sur un dispositif réel (e.g. vibrations, erreurs de mesures). Cependant, l'augmentation de la différence de fluidité retrouvée entre le contrôle Naturel mc et le contrôle PCA gd/mc ici par rapport à celle observée avec le contrôle PCA gd dans l'Exp4 (Exp4 PCA gd vs Nat = 0,18), ne peut être expliquée par les problèmes mécatroniques seuls. Les trajectoires proposées par le contrôle PCA gd/mc sont 6 % plus courbes qu'avec le contrôle Naturel mc (Médianes : PCA gd/mc = 22 %, Nat mc = 16 %) et 24 % de la distance main-cible en plus sont parcourus avec ce contrôle (Médianes : PCA gd/mc = 1,41, Nat mc = 1,17).

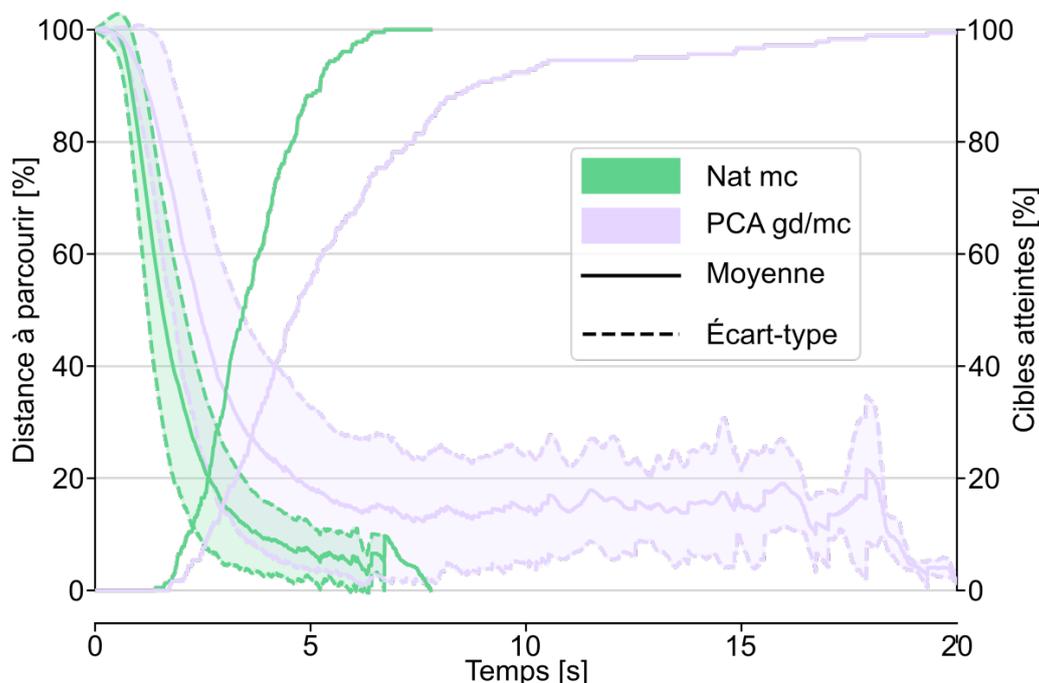


FIGURE II.3.10 – **Évolution de la trajectoire de l'Exp6.** Les courbes descendantes représentent l'évolution au cours du temps de la distance moyenne et de l'écart-type entre la position de l'organe terminal du bras robotique initial et sa position lors de sa première entrée à 10 cm de la cible (i.e. phase initiale du mouvement) pour l'ensemble des cibles réussies avec chaque type de contrôle. Le pourcentage des cibles dont la phase initiale est terminée pour chaque type de contrôle au cours du temps est représenté par les lignes ascendantes.

Le temps nécessaire pour que la phase initiale de toutes les cibles soit finie avec le contrôle PCA gd/mc (environ 20 s) est un peu plus de 2 fois supérieur à celui nécessaire avec le contrôle Naturel mc (environ 8 s, Figure II.3.10 courbes ascendantes). Ce contrôle permet de parcourir 50 % et 75 % de la distance main / 10 cm de la

cible en 0,6 fois plus de temps que le contrôle Naturel mc. Ainsi, de même que dans l'Exp4, les 25 derniers pour cent de la distance à parcourir semblent être les plus difficiles avec le contrôle proposé. La complétion de la phase initiale du mouvement de 50 % et 75 % des cibles avec ce contrôle nécessite seulement 0,3 et 0,5 fois plus de temps que le contrôle Naturel mc (Figure II.3.10 courbes descendantes). De même que dans l'Exp4, l'allongement du temps observé semble être porté principalement par une faible proportion des cibles pour lesquelles la phase finale d'approche est probablement plus difficile. Cette hypothèse est appuyée par la variabilité importante observée sur la courbe descendante correspondant aux cibles restant à atteindre avec le contrôle PCA gd/mc alors même que l'ensemble des phases initiales des cibles a été réalisé avec le contrôle Naturel mc.

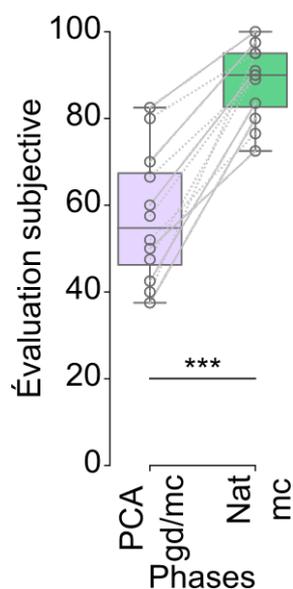


FIGURE II.3.11 – **Métriques subjectives de l'Exp6.** La médiane des réponses données à la question « Si vous étiez amputés, à quel point pensez-vous que ce contrôle serait facile d'utilisation dans votre vie de tous les jours pour diriger votre prothèse ? » est calculée pour l'ensemble des blocs lors de l'utilisation d'un type de contrôle (i.e. PCA gd/mc ou Nat mc pour Naturel mc) pour chaque participant de l'Exp6 (ronds). Les lignes des 6 participants de l'Exp6 ayant commencé par le contrôle Naturel mc sont en pointillé. Chaque boîte à moustaches correspond à une phase de Test où un type de contrôle est utilisé, avec les moustaches représentant les valeurs minimum et maximum prises en compte, et la ligne horizontale représentant la médiane. Les différences significatives sont représentées par des astérisques avec * pour $p < 0,05$, ** pour $p < 0,01$ et *** pour $p < 0,001$.

De plus, une différence significative est retrouvée entre l'évaluation subjective de la

facilité d'utilisation du contrôle PCA gd/mc et du contrôle Naturel mc (Médianes : PCA gd/mc = 54,75, Nat mc = 90,00 ; PCA gd/mc vs Nat mc, $p = 2,08.e-6$; Figure II.3.11). De façon surprenante, même le contrôle dit Naturel n'obtient pas une note médiane de 100, avec plusieurs notes de participants en dessous de 80.

Pour finir, des vidéos fournies en annexe permettent de se rendre compte des difficultés rencontrées par les participants pour diriger le bras robotique avec les contrôles proposés, aussi bien Naturel mc que PCA gd/mc (Annexe B Vidéos d'illustration 14 et 15). Par exemple, comme les résultats précédents ont pu le montrer, un plus grand nombre de sous-mouvements semble être nécessaire pour atteindre les cibles proposées avec le bras robotique (Annexe B Vidéos d'illustration 14 et 15) qu'avec un bras virtuel, et ce, quel que soit le contrôle (Annexe B Vidéos d'illustration 1 et 3).

II.3.5 Discussion

Dans ce chapitre, les contrôles testés en réalité virtuelle précédemment ont été adaptés au contrôle d'un bras robotique et ont permis à des participants valides, amputés et agénésiques d'atteindre et de saisir des cibles réelles avec succès.

Dans la première expérience, par construction du contexte simplifié, aucun mouvement de compensation n'avait d'impact sur le contrôle. Néanmoins, alors que les utilisateurs ne pouvaient amener de correction au positionnement de la main si nécessaire, les taux de réussite et le temps de réalisation de la tâche sont équivalents à ceux du contrôle Naturel.

De façon intéressante, les temps de mouvements sont cinq fois supérieurs à ceux observés en réalité virtuelle quel que soit le contrôle utilisé (Exp2 : PCA = 1,40 s, Nat = 1,20 s ; Exp5a : PCA = 6,08 s, Nat = 5,98 s). Les contrôles utilisés étant identiques, la différence observée dans la réussite de la tâche peut être attribuée au point de vue non égocentré pouvant mener à des occlusions, particulièrement avec le contrôle PCA, et aux difficultés inhérentes à un environnement réel (e.g. contraintes mécaniques sur les moteurs, collisions, etc.).

Ainsi, même avec le contrôle Naturel, les temps d'atteinte moyens retrouvés dans cette étude sont bien au-dessus de ceux rapportés dans MERAD et al., 2016 où un contrôle du coude d'une prothèse réelle, basé sur les mouvements résiduels du moignon, est proposé (Moyennes : Exp4 : PCA = $6,92 \pm 2,33$ s, Nat = $6,70 \pm 2,98$ s ; MERAD et al.,

2016 : Participant 1 : Nat = $1,56 \pm 0,20$ s, Contrôle = $2,33 \pm 0,42$ s, Participant 2 : Nat = $1,37 \pm 0,12$ s, Contrôle = $1,64 \pm 0,35$ s). Cependant, outre le point de vue non égocentré qui rend la tâche plus difficile ici, il est à noter que le contrôle proposé dans MERAD et al., 2016 ne permet pas de contrôler l'ensemble des articulations perdues à la suite d'une amputation trans-humérale pour atteindre des positions et orientations variées. La tâche sur laquelle le contrôle est validé dans MERAD et al., 2016 est donc plus simple, ce qui peut en partie expliquer les différences observées. Dès lors que la tâche demande une orientation particulière de la main, les temps de mouvements rapportés dans la littérature, que le contrôle soit myoélectrique ou basé sur les mouvements compensatoires, sont supérieurs à ceux relevés ici, et ce même si, contrairement à ce qui est proposé ici, l'utilisateur est habitué au contrôle. Ainsi, dans LEGRAND et al., 2022, il faut environ 10 s à un utilisateur expérimenté pour saisir une pince à linge orientée (calculé d'après la Figure 5 P1 de LEGRAND et al., 2022). Il en va de même quand un point de vue non égocentré est utilisé. Dans LAURETTI et al., 2016, où l'utilisateur contrôle un avatar virtuel sur un écran, les temps d'atteinte rapportés sont de l'ordre des 9 s, alors même que seules deux positions différentes sont à atteindre en contrôlant seulement 3 DDLs (i.e. à l'aide des mouvements de l'épaule pour la flexion / extension du coude ainsi que pour la pronation / supination de l'avant-bras et de signaux myoélectriques pour l'ouverture / fermeture de la main). Comme discuté dans le Chapitre II.1, la méthode de validation utilisée dans LAURETTI et al., 2016 a pu rallonger artificiellement le temps nécessaire pour valider la cible en induisant des ajustements finaux. Cependant, seul le temps nécessaire pour effectuer la partie de la trajectoire où la vitesse de la main est supérieure à 10 % de la vitesse maximale est rapporté dans cette étude. La comparaison avec nos temps de mouvements semble donc pertinente. Ainsi, au regard des résultats rapportés dans la littérature correspondante, les performances obtenues dans l'Exp5 semblent très satisfaisantes, d'autant plus que le nombre d'articulations pouvant être contrôlées ici permet d'atteindre des objets à différentes positions et orientations sans que les participants n'aient à suivre d'entraînement préalable et alors que, par construction du dispositif expérimental, aucun mouvement compensatoire n'a d'effet sur le contrôle.

Afin de fournir un point de vue égocentré aux utilisateurs, il est possible d'interfacer la partie correspondant à la prothèse du bras robotique sur un moignon, comme discuté dans MICK et al., 2019. Cet interfaçage nécessite cependant un manchon adapté pour une personne amputée au niveau trans-huméral. Une autre stratégie devra être adoptée pour une personne valide. Dans MERAD et al., 2016, un coude surnuméraire est

ainsi ajouté en parallèle du membre valide, limitant l'espace de travail exploitable. En effet, la présence du membre valide peut alors gêner le déplacement de la prothèse. Néanmoins, les résultats obtenus ici pointent l'importance de comparer les contrôles proposés à un contrôle dit naturel utilisé dans les mêmes conditions afin de détecter d'éventuelles limitations dues à la plate-forme de test. Afin de permettre cette comparaison en incluant des participants valides, une autre approche pourrait être de proposer à l'utilisateur de voir l'espace de travail au travers des caméras situées sur la tête articulée de la plate-forme robotique.

Dans l'Exp6, le contrôle gérant la discontinuité en s'adaptant à l'orientation courante du moignon a été testé dans un contexte « élaboré », où les cibles présentaient des positions plus variées et où des mouvements complémentaires permettaient, en théorie, à l'utilisateur de compenser en partie les erreurs du contrôle (i.e. déplacements de la position de l'organe terminal selon les translations du centre articulaire de l'épaule sur le plan horizontal). Malgré cela, une baisse des performances est observée par rapport à l'Exp5. Avec le contrôle, les taux de réussite sont ainsi diminués de 10 % (Exp5a PCA = 93 % ; Exp6 PCA gd/mc = 82 %). De plus, contrairement à l'expérience précédente, certains participants ne sont pas parvenus à atteindre la totalité des cibles même avec le contrôle Naturel. Il est possible d'expliquer ces résultats par le plus grand nombre d'occlusions pouvant apparaître avec un espace de travail étendu et par l'ajout des mouvements complémentaires.

Ce mouvement complémentaire a été plus utilisé par les participants durant les blocs avec le contrôle PCA gd/mc qu'avec le contrôle Naturel. Cependant, son utilisation est équivalente lors de la saisie de la cible quel que soit le contrôle. Le but de l'introduction du mouvement complémentaire étant de proposer un contrôle plus fin de la position de l'organe terminal robotique afin de compenser les imperfections du contrôle proposé, ce résultat semble montrer que la convergence vers la cible du contrôle est jugée satisfaisante par les participants. La sur-utilisation du mouvement complémentaire au cours de l'atteinte pourrait en revanche s'expliquer par la nécessité d'éviter les cibles pour positionner la pince robotique. Sur une prothèse réelle, positionnée sur le moignon de l'utilisateur, celui-ci pourrait effectuer des mouvements d'ajustement pour éviter les obstacles, simplifiant ainsi grandement le contrôle. Au vu de la diminution des performances observée, l'ajout du mouvement complémentaire peut avoir perturbé les utilisateurs. Il serait donc nécessaire d'améliorer le dispositif expérimental afin de pouvoir retranscrire plus exactement les mouvements du complexe gléno-huméral et du buste qu'ils soient naturels ou compensatoires (e.g. en interfaçant la prothèse directement

sur le moignon comme discuté précédemment).

Dans l'Exp6, alors que le temps d'atteinte avec le contrôle Naturel mc reste sensiblement le même que lors de l'Exp5a (Exp5a Nat = 5,98 s ; Exp6 Nat mc = 5,76 s) celui avec le contrôle PCA gd/mc est presque doublé (Exp5a PCA = 6,08 s ; Exp6 PCA gd/mc = 11,32 s). La phase initiale du mouvement semble cependant réalisée dans des temps relativement proches du naturel pour la majorité des cibles. Ces différences sont observables uniquement sur le contrôle proposé. Les performances atteintes avec le contrôle dit naturel n'étant pas modifiées par rapport à l'expérience précédente, le point de vue non égocentré, l'ajout du mouvement complémentaire et des problématiques mécatroniques ne peuvent être les seuls facteurs responsables de la dégradation observée avec le contrôle. D'autre part, une augmentation du temps d'atteinte a également été observée lors de l'introduction de la gestion de la discontinuité en réalité virtuelle dans l'Exp4. Tout comme dans cette expérience, cette augmentation du temps d'atteinte semble aller de pair avec une augmentation de la courbure de la trajectoire de la main, artificielle ici, et de la distance parcourue par celle-ci. La différence de courbure entre le contrôle proposé et Naturel reste du même ordre de grandeur que la différence entre leurs équivalents de l'Exp4 (Exp4 : + 5 %, Exp6 : + 6 %). Ces résultats vont donc dans le sens de l'hypothèse selon laquelle l'introduction de la gestion de la discontinuité, en augmentant la courbure, pourrait rallonger le temps d'atteinte (cf. discussion du Chapitre I.2). Cependant, dans cette expérience, le temps d'atteinte observé est doublé par rapport au Naturel, ce qui n'était pas le cas dans l'Exp4. Il est donc possible que ce soit l'effet conjoint de l'ensemble des facteurs précédemment cités (i.e. point de vue non égocentré, ajout du mouvement complémentaire et problématiques mécatroniques) couplé à l'augmentation de la courbure qui ait mené à la dégradation des performances observées.

La fluidité du mouvement est également grandement diminuée dans cette expérience. Ce phénomène est présent sur les deux types de contrôle, que la mesure soit prise sur le bras virtuel ou sur le bras robotique. Cette augmentation est probablement due en partie au plus grand nombre de sous-mouvements effectués lors du contrôle du bras robotique. Ce phénomène est d'ailleurs observable sur les vidéos d'illustrations 14 et 15 fournies en Annexe B. La différence de fluidité entre réel et virtuel peut être expliquée par des problèmes mécatroniques ajoutant par exemple des vibrations pouvant être prises pour une augmentation des sous-mouvements et diminuer artificiellement la fluidité mesurée. La diminution de la fluidité du mouvement des mains virtuelles entre l'Exp4 et l'Exp6, ainsi que l'augmentation de la distance parcourue par l'organe ter-

minal robotique entre les contrôles Naturel mc et PCA gd/mc (i.e. indice de distance), peuvent s'expliquer par l'introduction du mouvement complémentaire.

En conclusion, plusieurs facteurs ont pu jouer sur la diminution des performances observées dans l'Exp6 (e.g. gestion de la discontinuité, augmentation de l'espace de travail menant à des occlusions, ajout des mouvements complémentaires, contraintes mécatroniques, point de vue non égocentré). Ces difficultés cumulées pourraient expliquer la note de 54,75 % donnée au contrôle PCA gd/mc, jugeant ainsi la facilité du contrôle juste au-dessus de la moyenne. Cependant, il est nécessaire de souligner que même le contrôle dit Naturel n'a pas reçu une note de 100 %, montrant ainsi que le contrôle proposé ne peut être la seule raison de la baisse des performances observées. Néanmoins, cette note a été donnée par des participants valides qui n'ont jamais expérimenté le port de prothèse et qui sont naïfs vis-à-vis du mode de fonctionnement du contrôle proposé. Au vu du bon accueil du contrôle proposé dans ces travaux de thèses dans l'Exp3 (Annexe C), il serait intéressant de demander à des participants amputés d'évaluer le contrôle proposé ici à la lueur de leur expertise sur les contrôles actuellement disponibles. De plus, comme discuté précédemment, il est possible qu'expliquer le fonctionnement du contrôle aux participants permette d'obtenir de meilleurs résultats.

Troisième partie

Rappels des principaux résultats, discussions et perspectives

Rappels des principaux résultats, discussions et perspectives

Ces travaux de thèse proposent des contrôles se basant sur les coordinations observées dans le mouvement naturel de participants valides, ainsi que sur les informations relatives au but du mouvement, pour reconstruire l'ensemble des Degrés de Liberté perdus à la suite d'une amputation trans-humérale, et permettre ainsi à des participants amputés de déplacer la main d'une prothèse, virtuelle ou robotique, à une position et une orientation compatibles avec la saisie d'objets dans un large espace de travail. Les contrôles proposés sont suffisamment intuitifs pour que des participants amputés, virtuellement ou non, atteignent un pourcentage élevé de positions et d'orientations représentatives de celles effectuées naturellement par le membre supérieur lors de tâches de saisie, que les contrôles soient appliqués à un bras virtuel ou robotique, et ce sans entraînement préalable.

Ces résultats ont été permis par différentes avancées et choix techniques qui sont rappelés au travers des différents objectifs de ces travaux de thèse dans les chapitres suivants. Les limitations et les perspectives en découlant seront abordées à la suite des résultats correspondants.

Chapitre III.1

Adaptation pour une utilisation par une personne amputée au niveau trans-huméral

Dans MICK et al., 2021, nous avons montré qu'ajouter des informations relatives au but du mouvement (i.e. orientation dans le plan frontal et position de la cible) à celles correspondant à l'orientation des articulations résiduelles (i.e. flexion / extension et adduction / abduction de l'épaule ainsi que rotation humérale) permettait d'améliorer la reconstruction des Degrés de Liberté disparus à la suite d'une amputation trans-humérale. Cependant, la preuve de principe de l'utilisation d'un tel contrôle a été réalisée avec des participants valides et dans des conditions non applicables à une personne amputée.

La première section de ce chapitre rappelle les limitations de cette preuve de principe et les solutions mises en place pour y remédier dans ces travaux de thèse (cf. Chapitre II.1). Les résultats obtenus sont également résumés. Dans la seconde section, la possibilité d'appliquer directement le contrôle proposé ici au traitement des douleurs du membre fantôme est discutée.

III.1.1 Solutions proposées et résultats

Dans MICK et al., 2021, les données utilisées pour entraîner les réseaux de neurones artificiels provenaient de mouvements naturels produits par l'utilisateur du contrôle. Cette stratégie n'est pas applicable pour une personne amputée bilatéralement et pourrait s'avérer coûteuse en temps dans le cas d'une atteinte unilatérale. Afin que la solu-

Rappels des principaux résultats, discussions et perspectives

tion proposée soit utilisable rapidement par toute personne amputée, quelle que soit la latéralité de l'amputation, il était donc nécessaire de proposer d'entraîner les réseaux de neurones artificiels sur une base de données de mouvements naturels provenant de participants valides et pouvant être adaptée à l'utilisateur. Dans le but de rendre compte de la variabilité inter-participant existant entre les synergies des différentes articulations (GARCIA-ROSAS, TAN, OETOMO et MANZIE, 2018; GARCIA-ROSAS et al., 2019; GARCIA-ROSAS, YU et al., 2020), le choix a été fait dans ces travaux de thèse d'utiliser les mouvements de 10 personnes valides. Cette base de données a ensuite été adaptée à la taille des segments du membre supérieur de l'utilisateur. En effet, pour une position de main donnée, définie par une distance à l'épaule, les configurations articulaires appliquées aux bras de deux personnes aux morphologies différentes ne pourront être identiques. Un algorithme de cinématique directe, utilisant une chaîne cinématique aux dimensions de l'utilisateur, a ainsi permis de reconstruire les couples configuration articulaire / position et orientation de la main pour entraîner un réseau adapté.

De plus, du fait de la présence de tissus mous recouvrant l'os (e.g. muscles et peau), la rotation humérale ne peut être mesurée de façon fiable par un capteur non invasif. Afin de passer outre cette limitation, le triangle formé par les segments du haut du bras et de l'avant-bras a été utilisé dans MICK et al., 2021 pour mesurer ce Degré de Liberté. Pour une personne amputée, l'angle formé par ces deux segments dépend de la bonne fixation de la prothèse sur le moignon. Cette stratégie ne peut donc être appliquée de façon fiable à une personne amputée au niveau trans-huméral non ostéo-intégrée. Le choix a donc été fait dans ces travaux de thèse de reconstruire la rotation humérale à l'aide du réseau de neurones artificiels à l'instar des angles les plus distaux.

Enfin, dans MICK et al., 2021, les données utilisées pour entraîner les réseaux de neurones artificiels ne correspondaient qu'à quelques configurations angulaires, effectuées par les participants pour positionner et orienter leur main aux alentours des cibles présentées lors de la phase de recueil des données d'entraînement (i.e. 50 positions réparties sur une grille et 5 orientations selon le plan frontal). De plus, l'espace de travail sur lequel la preuve de principe a été réalisée ne permettait de tester que 24 positions et 5 orientations de cibles. L'utilisation de ces espaces de travail relativement restreints ne permet pas de conclure quant à l'efficacité du contrôle pour atteindre des positions et des orientations variées. Deux nouveaux espaces de travail ont donc été proposés dans ces travaux de thèse. Le premier permet de présenter au participant des cibles correspondant à 300 configurations angulaires représentatives de

Rappels des principaux résultats, discussions et perspectives

ses limites articulaires. Ces cibles peuvent être positionnées dans l'ensemble de l'espace atteignable par le participant, à l'exception des positions trop proches du corps et nécessitant un bras tendu, et peuvent présenter des orientations comprises dans un cône de 80° autour de l'axe vertical, avec la base du cône orientée vers le haut. L'ensemble des postures générées pour atteindre ces différentes cibles sont ensuite utilisées pour entraîner les réseaux de neurones artificiels. Le mouvement naturel produit pour atteindre les 300 cibles précédentes est également utilisé pour la création du second espace de travail qui permet de tester les contrôles proposés. Une carte auto-organisatrice est ainsi utilisée pour proposer 200 configurations angulaires représentant au mieux les postures générées naturellement par des participants valides. Les positions et orientations des cibles correspondant à ces configurations angulaires répondent aux mêmes contraintes que les 300 cibles précédentes.

L'ensemble de ces modifications techniques ont permis de transformer le contrôle proposé dans MICK et al., 2021 pour permettre son utilisation par des personnes amputées, virtuellement ou non, quelle que soit la latéralité de leur amputation, avec des performances compatibles avec les déplacements naturels et une faible augmentation des mouvements compensatoires au regard de la complexité théorique de la tâche demandée (cf. Annexe B Vidéos d'illustration 2 à 6). Ces performances sont atteintes grâce à un contrôle permettant de coordonner l'ensemble des articulations perdues à la suite d'une amputation trans-humérale, en favorisant la convergence de la main vers des positions et orientations variées compatibles avec la saisie d'objets, et ce, sans qu'un entraînement préalable ou une explication sur le fonctionnement du contrôle n'aient été fournis aux utilisateurs. Les très bons résultats obtenus sont confortés par la plupart des retours des participants amputés inclus dans l'Exp3, montrant le côté intuitif du contrôle proposé et leur envie de pouvoir l'utiliser pour diriger leur prothèse dans leur vie quotidienne (Annexe C).

Bien que des limitations subsistent pour permettre l'utilisation de ce contrôle sur une prothèse réelle (cf. Chapitres III.2 et III.3), les très bons résultats obtenus dans ces premières expériences, du fait de la bonne convergence vers la cible du mouvement de la main, permettent d'imaginer une utilisation telle quelle du contrôle proposé dans le cadre de la rééducation en vue de traiter la douleur du membre fantôme.

III.1.2 Utilisation d'un contrôle naturel en substitue de la thérapie miroir pour le traitement des douleurs du membre fantôme

Initialement décrite par Ambroise Paré au 16^{ème} siècle (SPLAVSKI et al., 2020), la douleur du membre fantôme a la particularité d'être ressentie dans la partie du membre disparue après une amputation, aussi appelée membre fantôme (SCHONE et al., 2022). Bien qu'étudiée depuis des décennies, son caractère subjectif et les méthodes utilisées pour l'évaluer (e.g. questionnaires) font que sa caractérisation reste à ce jour difficile. Pourtant, d'après une méta analyse de 2020, 64 % de la population des personnes amputées en souffrirait avec une forte association à la présence de douleurs résiduelles et préopératoires dans le moignon, mais également à la sensation de membre fantôme non douloureux (LIMAKATSO et al., 2020).

Plusieurs théories ont été avancées quant à la genèse de ces douleurs sans que l'une d'elles ne permette d'expliquer à elle seule les douleurs ressenties par les personnes souffrant d'une invalidité du membre supérieur (SUBEDI et GROSSBERG, 2011). D'après les experts du domaine, l'émergence des douleurs serait due à la contribution de plusieurs de ces mécanismes. Selon la théorie périphérique, ce seraient les nerfs lésés présents dans le moignon qui généreraient des signaux électriques anormaux interprétés comme provenant du membre disparu par le système nerveux central (SUBEDI et GROSSBERG, 2011). Cette théorie est supportée par des expériences ayant montré qu'une anesthésie du moignon pouvait endormir de manière transitoire la douleur (CARLEN et al., 1978) tandis qu'une stimulation électrique pouvait la réveiller (LIMAKATSO et PARKER, 2021). Des théories centrales, impliquant des modifications au niveau de la moelle épinière et/ou du cerveau ont également été proposées (SUBEDI et GROSSBERG, 2011). Parmi elles, la plus citée est probablement la théorie de la réorganisation corticale. Selon cette théorie, la zone du cortex moteur correspondant initialement à la partie du membre disparue serait colonisée par les zones avoisinantes du fait d'une plasticité inadaptée.

Ces différentes théories ont servi de base à l'élaboration de nombreuses stratégies de traitement des douleurs du membre fantôme. À titre d'exemple, en 1980, Sherman et Sherman dénombraient plus de 60 de ces stratégies (SHERMAN et al., 1980). En 2021, Limakatso et Parker ont montré que 7 de ces traitements faisaient consensus auprès de 27 experts (LIMAKATSO et PARKER, 2021). Parmi ces thérapies, 6 étaient

Rappels des principaux résultats, discussions et perspectives

non pharmacologiques dont 4 comportementales. Ces thérapies comportementales ont pour but de restaurer une représentation d'avant amputation du corps au niveau du système nerveux central en inversant la plasticité inadaptée mise en place, soit en proposant un retour visuel du bras manquant (la plus célèbre étant la thérapie miroir, RAMACHANDRAN et al., 1995), soit en augmentant l'apprentissage perceptuel du membre résiduel (MOSELEY, 2006). Récemment, des techniques de réalité virtuelle et de réalité augmentée ont permis de combiner ces deux approches (pour une revue : PERRY et al., 2014 ; DUNN et al., 2017 ; ROTHGANGEL et BEKRATER-BODMANN, 2019). Bien que le prix de ces techniques reste encore élevé par rapport à la thérapie miroir classique, elles tendent à se démocratiser. En effet, de plus en plus de particuliers s'équipent de casques de réalité virtuelle et des alternatives aux capteurs traditionnels, moins chers et plus simples d'utilisation, se développent sur le marché (e.g. *myo armband*, MENDEZ et al., 2017).

Outre la possibilité de présenter la tâche sous forme de jeux (ROTHGANGEL et BEKRATER-BODMANN, 2019), l'utilisation d'avatars virtuels permet la personnalisation de la représentation du membre fantôme (TURTON et al., 2013) afin d'améliorer le sentiment d'appartenance au schéma corporel du membre disparu (SYNOFZIK et al., 2008 ; HUNTER et al., 2003 ; TSAKIRIS et al., 2007 ; IMAIZUMI et al., 2017). Ces techniques permettent également de proposer une vue à la première personne renforçant ainsi l'illusion d'être acteur des mouvements effectués par l'avatar (GIROUX et al., 2021). De plus, contrairement à la thérapie miroir classique, ces techniques permettent d'engager directement le membre résiduel dans la réalisation de la tâche (COLE et al., 2009 ; PERRY et al., 2013 ; ORTIZ-CATALAN et al., 2016) et présentent l'avantage d'être applicable à des patients amputés bilatéralement sans passer par des artifices tels que l'utilisation du bras d'une tierce personne (TUNG et al., 2014) ou d'une prothèse (WOSNITZKA et al., 2014). Les techniques actuellement proposées pour réduire les douleurs du membre fantôme en engageant directement le membre résiduel sont soit basées sur la motricité du membre fantôme (PERRY et al., 2013 ; ORTIZ-CATALAN et al., 2016), un algorithme apprenant le lien entre les activités musculaires produites dans le moignon lors d'un déplacement du membre disparu et le déplacement demandé, soit basées sur une calibration entre le déplacement maximal du moignon et le mouvement demandé (COLE et al., 2009). La technologie développée dans cette thèse présenterait les avantages des techniques ci-dessus (e.g. réduire les douleurs du membre fantôme, applicabilité à des personnes amputées bilatéralement) tout en proposant un contrôle incitant l'utilisateur à effectuer des mouvements naturels avec son moignon. Or, le fait que les signaux en

Rappels des principaux résultats, discussions et perspectives

provenance du corps (e.g. proprioception du membre concerné ou du membre controlatéral) soient congruents avec le mouvement effectué participe à la mise en place de l'illusion d'agentivité (i.e. sensation d'être à l'origine du mouvement) sur laquelle se base la thérapie miroir (GIROUX et al., 2018 ; DUPRAZ et al., 2022). De plus, la technologie proposée dans ces travaux de thèse ne dépend pas de la présence de muscles résiduels dans le moignon contrôlables volontairement contrairement aux techniques basées sur la motricité du membre fantôme (Limite discutée dans ORTIZ-CATALAN et al., 2016). Elle pourrait donc s'adresser à un plus grand nombre de personnes amputées. Des études complémentaires devront être menées afin d'évaluer la plus-value d'un tel contrôle sur les traitements des douleurs du membre fantôme classiquement utilisés.

Chapitre III.2

Gestion des discontinuités inhérentes à l'utilisation des informations relatives au but du mouvement

Les expériences présentées dans le Chapitre II.1 proposent un contrôle assurant la convergence de la main vers une position et une orientation compatibles avec la saisie de l'objet visé. Cependant, la modification brusque des informations relatives au but du mouvement utilisées en entrées du réseau de neurones artificiels mène à une discontinuité dans ses sorties (i.e. configurations articulaires distales ; cf. Annexe B Vidéos d'illustration 2 à 6). Cette discontinuité empêche l'utilisation telle quelle du contrôle sur une prothèse réelle. En effet, le déplacement rapide et soudain des articulations prothétiques qui résulterait de la modification de la configuration distale prédite pourrait être dangereux pour l'utilisateur, son entourage, ainsi que la pérennité des éléments matériels. De plus, le mouvement non naturel en résultant pourrait perturber l'utilisateur.

L'expérience présentée dans le Chapitre II.2 propose donc de gérer cette discontinuité. La première section de ce chapitre rappelle les solutions mises en place pour dépasser cette limitation et les résultats obtenus. La seconde section aborde les pistes d'amélioration du contrôle proposé, notamment l'amélioration de la gestion de la discontinuité et la complémentarité de nos approches avec les contrôles myoélectriques classiques.

III.2.1 Solutions proposées et résultats

Les contrôles présentés dans le Chapitre II.2 proposent de gérer la discontinuité apparaissant à chaque nouvelle cible en transformant progressivement et de façon fluide la configuration angulaire distale actuelle en une configuration « objectif ». Pour ce faire, il est nécessaire de déterminer la proportion de la distance angulaire entre les deux configurations à parcourir à chaque instant. Afin de laisser le contrôle du mouvement à l'utilisateur, il a été décidé que cette proportion serait déduite de la vitesse du bras et de la distance restant à parcourir par la main pour rejoindre l'objet.

Deux approches ont été utilisées pour déterminer la configuration « objectif ». La première utilise les prédictions d'un réseau de neurones artificiels entraîné sur des mouvements naturels de participants valides pour déterminer, à partir des informations relatives au but du mouvement uniquement, la configuration angulaire finale du bras la plus probable. Cette méthode requiert que l'utilisateur converge vers une orientation du moignon congruente avec la posture distale proposée et la cible à atteindre. Elle n'a donc aucune possibilité de s'adapter à une orientation de moignon différente, ce qui peut empêcher la convergence de la main vers la cible si l'utilisateur ne peut pas ou ne veut pas rejoindre la posture attendue avec son moignon. La seconde solution dépasse cette limitation en proposant une configuration « objectif » obtenue à l'aide des prédictions d'un réseau de neurones artificiels prenant en compte non seulement les informations relatives au but du mouvement mais également l'orientation actuelle du moignon.

Les performances de 12 participants valides, amputés virtuellement, utilisant ces deux approches ont été comparées en réalité virtuelle à celles obtenues avec un contrôle naturel et avec un contrôle identique à celui proposé dans le Chapitre II.1. Plusieurs conclusions peuvent être tirées des résultats de cette expérience.

Tout d'abord, les deux nouvelles approches permettent à l'utilisateur de déplacer la main du bras virtuel à des positions et orientations compatibles avec la saisie des objets proposés, et donc de valider les cibles avec des pourcentages de réussite très élevés (> 95 %). Lors des changements de cibles du mouvement, la stratégie mise en place permet une transition fluide d'une configuration à une autre (cf. Annexe B Vidéos d'illustration 7 à 10 en comparaison des Vidéos d'illustration 2 à 6).

Bien qu'aucune différence significative, hors proportion de cibles validées, ne soit retrouvée, une tendance en faveur de l'approche s'adaptant à l'orientation courante du

Rappels des principaux résultats, discussions et perspectives

moignon, comparée à celle proposant uniquement la configuration la plus probable selon le but du mouvement, est observée dans toutes les métriques y compris subjectives. Ce résultat est certainement dû à l'adaptation de la première approche à la posture courante du moignon. La configuration prothétique proposée complète alors au mieux la posture du membre résiduel afin d'atteindre la cible. L'adaptation de la position des différentes articulations prothétiques par rapport aux articulations résiduelles se rapproche donc d'une synergie de compensation telle que décrite dans LATASH et al., 2007. Des études complémentaires devront être menées pour déterminer si cette caractéristique permet d'éviter des obstacles. Les bons résultats de l'approche ne proposant pas cette adaptation permettent cependant d'imaginer son utilisation dans un contexte où il ne serait pas possible de mesurer de façon fiable l'orientation du moignon, mais où sa vitesse de déplacement pourrait être évaluée.

En comparaison du mouvement naturel, l'ajout d'une gestion de la discontinuité rallonge le temps nécessaire pour atteindre les cibles. Ce phénomène est particulièrement observable pour une minorité de cibles (< 25 %) et sur le dernier quart de la distance à parcourir entre le début du mouvement et l'arrivée à proximité de la cible (i.e. zone de validation). Ainsi, il semble plus difficile pour les participants de converger vers certaines des cibles. Cette augmentation du temps de mouvement pourrait être expliquée par une trajectoire de la main virtuelle plus courbe induite par la gestion de la discontinuité.

Pour finir, l'utilisabilité des nouveaux contrôles proposés est jugée acceptable et la charge de travail globale ressentie est moins importante que celle rapportée dans WOOD et PARR, 2022 par des participants valides contrôlant seulement l'ouverture / fermeture d'une main prothétique à l'aide de signaux myoélectriques. L'incertitude, le traitement conscient, et l'attention visuelle élevés rapportés par les participants de l'Exp4 pourraient probablement être baissés en expliquant le fonctionnement des contrôles proposés à l'utilisateur et avec un temps d'utilisation plus long. Ici, le choix a été fait de montrer le caractère intuitif des contrôles en ne révélant pas leur mode de fonctionnement aux participants et en ne proposant pas de phase d'entraînement, il est cependant possible d'imaginer que rallonger le temps d'exposition au contrôle permettrait d'obtenir des résultats encore plus proches du naturel (cf. Amélioration observée entre les 50 premières et 50 dernières des 200 cibles atteintes avec le contrôle PCA gd en Annexe B).

Les deux nouvelles approches proposées permettent donc d'atteindre des positions et

orientations variées dans l'espace avec une augmentation acceptable du temps d'atteinte. La gestion de la discontinuité induit cependant une trajectoire de la main plus courbe que celle naturellement produite. La section suivante discutera des améliorations pouvant être apportées aux contrôles proposés au vu de ces résultats et leur complémentarité avec les approches myoélectriques disponibles sur le marché.

III.2.2 Pistes pour améliorer le contrôle proposé et complémentarité avec les approches myoélectriques

Les contrôles proposés permettent aux utilisateurs de faire converger la main à des positions et orientations variées, compatibles avec la saisie d'objets. Cependant, l'utilisation de la gestion de la discontinuité proposée dans le Chapitre II.2 mène à une trajectoire plus courbe que celles naturellement produites, ce qui pourrait expliquer l'augmentation du temps d'atteinte observée. Ces caractéristiques de la trajectoire émanent de la stratégie implémentée qui néglige le fait que, pour certains mouvements, les articulations peuvent effectuer des déplacements complexes (e.g. flexion puis extension du coude) permettant ainsi à l'organe terminal de conserver une trajectoire rectiligne (MORASSO, 1981). Plusieurs stratégies peuvent être mises en place pour tenter de retrouver cette trajectoire linéaire.

La première stratégie consisterait à modifier les données en entrées du réseau de neurones artificiels. Une option serait de fournir au réseau de neurones artificiels des buts intermédiaires du mouvement. Pour ce faire, il est nécessaire de déterminer la modification de la position et de l'orientation de la main au cours du temps. Or, l'étude de TORRES et ZIPSER, 2004 montre que ces deux grandeurs évoluent de façon conjointe lors d'un mouvement dirigé vers une cible orientée. Il est donc possible de déterminer un vecteur de mouvement incluant des paramètres de déplacement de la main dans l'espace mais également d'orientation qui évoluent simultanément (BULLOCK et al., 1993; TORRES et ZIPSER, 2002). Une fois ce vecteur obtenu, il est nécessaire de déterminer l'amplitude du prochain incrément (i.e. la position et l'orientation de la prochaine cible intermédiaire). Une amplitude trop importante mènera à une discontinuité dans les commandes envoyées à la prothèse qu'il conviendra de gérer (cf. Chapitre II.2), tandis qu'une amplitude trop basse provoquera un retard de la prothèse par rapport au mouvement de l'utilisateur. Pour que la configuration distale corresponde à l'objectif intermédiaire, il sera nécessaire soit d'utiliser un réseau de type CA (i.e. basé

Rappels des principaux résultats, discussions et perspectives

uniquement sur les informations relatives au but, intermédiaire ici, du mouvement), soit de prédire la configuration suivante de l'épaule afin qu'un réseau de type PCA ou qu'une cinématique inverse puisse être utilisé. Dans le cas de l'utilisation d'une cinématique inverse, il sera nécessaire de gérer les singularités pouvant apparaître (e.g. alignement des Degrés de Liberté des rotations humérales et de l'avant-bras lorsque le bras est tendu) et de s'assurer que le temps de calcul nécessaire à l'optimisation soit compatible avec un contrôle en temps réel. Dans le cas de l'utilisation des réseaux, il sera nécessaire de s'assurer que la modification des configurations distales proposées par l'algorithme soit continue à chaque changement d'objectif du mouvement. Afin de tenir compte des mouvements réellement effectués par l'utilisateur, le vecteur de mouvement ainsi que l'amplitude du prochain incrément devront être recalculés régulièrement. De plus, la stratégie utilisée pour définir l'objectif suivant devra permettre un arrêt du déplacement prothétique si l'utilisateur stoppe son mouvement. Une autre option serait de modifier les informations contextuelles fournies au réseau de neurones artificielles en les remplaçant directement par le vecteur du mouvement. Cette stratégie a été proposée dans CHEN et PITTI, 2022 où les informations de ce vecteur de différence ont été fusionnées avec succès aux informations articulaires pour reconstruire la trajectoire d'un bras robotique. Les résultats préliminaires de l'étude proposée dans CHEN et PITTI, 2022 et l'utilisation pour élaborer leur contrôle de mouvements non naturels ne permettent cependant pas de conclure si cette stratégie fonctionnerait dans notre cas.

La deuxième stratégie consisterait à modifier les données en sorties du réseau de neurones artificiels. Par exemple, à l'instar de ce que nous avons proposé dans la deuxième étude du Chapitre II.3, il est possible d'utiliser un algorithme de cinématique inverse pour modifier légèrement la configuration angulaire distale proposée par le réseau afin de contraindre la main à suivre une trajectoire linéaire.

Cependant, il est possible que la contrainte sur la trajectoire de la tâche proposée dans ces deux stratégies puisse mener à des trajectoires non représentatives de celles réellement prises par la main pour certaines cibles, les plus excentrées par exemple pour lesquelles une courbure non négligeable est observée (DESMURGET et al., 1997). Une autre stratégie consisterait à raffiner la fonction de coût du réseau de neurones artificiels. Pour cela, il serait possible de modifier les données d'entraînement qui lui sont fournies afin que le réseau de neurones artificiels prenne plus en compte les postures en dehors de la cible, en ajoutant des données d'entraînement où la main n'est pas sur la cible par exemple. Il est aussi possible d'imaginer modifier les informations données

Rappels des principaux résultats, discussions et perspectives

en entrées du réseau de neurones afin qu'elles soient exprimées dans un référentiel bio-inspiré (e.g. exprimer les informations relatives au but du mouvement dans un référentiel visuel ; WOLPERT et al., 1994 ; WOLPERT et al., 1995 ; FLANAGAN et RAO, 1995). Ainsi, le réseau de neurones pourrait inférer les règles mises en place par le système nerveux central pour générer le mouvement (e.g. maintenir une trajectoire rectiligne dans le référentiel visuel). Les bases de données créées par notre équipe pourront être mises à profit pour tester ces types d'approches (SEGAS et al., 2022a ; LENTO et al., 2023).

Enfin, il est possible de changer le type de réseau de neurones utilisé pour une meilleure gestion de la dynamique du mouvement. À titre d'exemple, des approches basées sur des réseaux de type *Long-Short Term Memory* (ou LSTM) ont été utilisées pour déterminer la trajectoire de la main à partir d'électro-encéphalogramme (YEOM et al., 2020 ; JEONG et al., 2019) ou pour prédire les trajectoires articulaires de la hanche et du genou à l'aide des déplacements de la jambe contro-latérale (LIANG et al., 2018). Des études complémentaires seront cependant nécessaires pour déterminer si les prédictions de ce type de réseau pourraient permettre de déterminer dynamiquement les déplacements des articulations prothétiques ou de la main.

Quelle que soit la stratégie utilisée pour améliorer le contrôle, il est possible d'augmenter la compréhension qu'à l'utilisateur vis-à-vis des déplacements à venir de la prothèse à l'aide d'informations pertinentes. Ainsi, comme présenté dans le Chapitre I.3, des informations visuelles relatives à l'objet visé par le système et à la stratégie de contrôle mise en place peuvent être présentées au participant (MARKOVIC et al., 2014 ; MOUCHOUX et al., 2021). De même, il est possible de représenter visuellement l'enveloppe dans laquelle l'organe terminal robotique est susceptible de se déplacer dans un futur proche selon les contraintes géométriques du dispositif robotique et les limites des moteurs (SKURIC et al., 2023). L'ajout de ces informations permettrait ainsi à l'utilisateur de s'assurer que le contrôle a sélectionné le bon objet et/ou est sur le point d'effectuer le bon mouvement. En cas d'erreur, l'utilisateur pourrait alors apporter une correction.

Pour finir, il est important de noter que les contrôles proposés dans ces travaux de thèse sont complémentaires avec les approches myoélectriques actuellement disponibles. Pour rappel, du fait de l'absence d'un nombre suffisant de signaux pertinents, ces approches sont jugées peu pertinentes et souffrent d'un fort taux de rejet pour les niveaux d'invalidité haut comme c'est le cas à la suite d'une amputation trans-

Rappels des principaux résultats, discussions et perspectives

humérale (E. A. BIDDISS et CHAU, 2007 ; DATTA et al., 2004). La plupart des approches se concentrent donc préférentiellement sur la reconstruction des articulations les plus distales, notamment la main. Or, nos contrôles proposent une solution intuitive permettant de coordonner l'ensemble des articulations disparues pour amener la main à une position et une orientation compatibles avec la saisie de l'objet visé. À l'instar de ce qui a été proposé dans LAURETTI et al., 2016, un contrôle hybride, mêlant une approche basée sur les mouvements résiduels pour atteindre l'objet et une approche myoélectrique pour le saisir pourrait ainsi permettre aux patients de regagner en autonomie. Les approches proposées dans ces travaux pourraient également être utilisées pour des tâches bimanuelles. L'utilisateur pourrait contrôler l'ensemble du bras afin de venir maintenir un objet avec la main prothétique (e.g. saladier, linge) pendant que l'autre main effectuerait une action (e.g. fouetter une préparation, placer une pince à linge). Dans le cas d'une tâche de saisie, une question reste toutefois en suspens : que faire une fois l'objet dans la main ? Une approche pourrait être de délimiter avec le regard une zone où le déposer. Ceci ne permettrait pas néanmoins d'indiquer au système l'orientation souhaitée. Une autre option serait de désactiver le contrôle basé sur les mouvements du moignon (e.g. en effectuant une co-contraction) pour permettre à l'utilisateur d'interagir avec l'objet. La prothèse pourrait alors soit conserver une posture fixe soit passer dans un autre mode (e.g. myoélectrique). Les approches proposées dans ces travaux de thèse permettraient ainsi d'atteindre rapidement l'objet souhaité alors que le contrôle myoélectrique des articulations servirait à interagir de façon plus précise avec ce dernier.

Chapitre III.3

Passage du virtuel à une application réelle

Les résultats précédents ont été obtenus dans un environnement virtuel. Ce type de dispositif présente de nombreux avantages tels que la possibilité de familiariser une personne récemment amputée avec un contrôle de prothèse (RESNIK et al., 2011), de faire tester de nouveaux types de contrôle sans risque de blessure ou de casse matérielle à des participants amputés virtuellement ou non (KALIKI et al., 2013 ; BLANA et al., 2016 ; GARCIA-ROSAS, OETOMO et al., 2020 ; MICK et al., 2021), de proposer des tâches de rééducations sous forme de jeux (ROTHGANGEL et BEKRATER-BODMANN, 2019), de proposer un point de vue égo-centré permettant une meilleure illusion d'être acteur des mouvements effectués par l'avatar (GIROUX et al., 2021), ou de proposer une représentation du membre disparu tel que ressenti par le patient (TURTON et al., 2013). Cependant, une prothèse simulée obéit exactement au contrôle, son déplacement n'étant pas affecté par la gravité, les forces de frottements, d'éventuelles collisions ou des avaries des moteurs pouvant survenir sur un dispositif réel. Or, l'objectif premier de ces travaux de thèse est de proposer un contrôle de prothèse pouvant être utilisé quotidiennement par des personnes amputées au niveau trans-huméral pour interagir avec des objets réels. Les avantages des approches en réalité virtuelle cités précédemment ne peuvent donc pallier leur manque de réalisme. Il est ainsi nécessaire de tester les contrôles proposés sur un dispositif réel pouvant souffrir des limitations listées précédemment.

Dans ce chapitre, une première section rappelle les dispositifs expérimentaux utilisés

pour transporter les contrôles proposés dans ces travaux de thèse à la télé opération d'un bras robotique Reachy aux Degrés de Liberté et dimensions comparables au bras humain ainsi que les résultats obtenus. Une deuxième section propose des améliorations possibles du dispositif expérimental. Enfin, la dernière section traite des étapes restant à mettre en place pour proposer une utilisation quotidienne d'un tel dispositif.

III.3.1 Solutions proposées et résultats

Dans ces travaux de thèse, deux expériences ont été menées sur la plate-forme robotique Reachy afin d'évaluer les performances de participants télé opérant le bras robotique à l'aide des contrôles proposés dans les chapitres II.1 et II.2. Dans les deux expériences, le participant est positionné derrière la plate-forme robotique de façon à pouvoir visualiser simultanément le bras robotique ainsi que l'espace de travail et les cibles à saisir.

La première expérience a été réalisée dans un contexte simplifié. Lors de l'utilisation du contrôle, les deux premiers moteurs robotiques reproduisent les déplacements de la flexion / extension et de l'adduction / abduction de l'épaule du participant. Le reste des articulations robotiques est positionné selon les prédictions d'un réseau de neurones de type PCA (cf. Chapitre II.1) adapté à la chaîne cinématique du bras robotique. Afin d'éviter les problèmes liés à la discontinuité inhérente à l'utilisation des informations relatives au but du mouvement par le contrôle proposé, la consigne est donnée au participant de commencer le mouvement une fois que le bras robotique s'est positionné à la première configuration donnée par le réseau de neurones artificiels.

Dans ce contexte simplifié, où aucun mouvement de compensation n'a d'effet sur le contrôle, les participants, valides, amputés et agénésique, sont parvenus à saisir la quasi-totalité des cibles présentées dans des temps compatibles avec une télé opération dite naturel du bras robotique (i.e. où l'ensemble des articulations robotiques retranscrivent les déplacements des articulations correspondantes du bras du participant).

De façon intéressante, les temps de mouvements observés sont multipliés par cinq par rapport à ceux obtenus en réalité virtuelle, et ce quel que soit le contrôle utilisé. Cette augmentation est probablement due au point de vue non égo-centré proposé dans ce dispositif expérimental (cf. Annexe B Vidéos d'illustration 11 et 12). Un tel point de vue peut provoquer des occlusions et peut également diminuer l'impression qu'à

Rappels des principaux résultats, discussions et perspectives

l'utilisateur d'être réellement en contrôle du bras robotique. Cette observation pointe l'importance de comparer les contrôles proposés aux mouvements naturels réalisés sur les mêmes dispositifs afin de s'assurer que les conclusions tirées ne dépendent pas d'autres facteurs que le schéma de contrôle en lui-même. Au vu de ces observations, il est nécessaire d'améliorer notre dispositif expérimental afin de pouvoir effectuer des tests plus réalistes.

Comme discuté précédemment, la nature discontinue des informations relatives au but du mouvement provoque une brusque modification des prédictions du réseau de neurones artificiels à chaque changement de cible. Ce phénomène empêche l'utilisation telle quelle du contrôle proposé sur une prothèse réelle. La seconde expérience sur la plate-forme robotique Reachy propose donc de tester dans un environnement réel le contrôle proposé dans le Chapitre II.2. Comme lors de l'utilisation du contrôle PCA gd du Chapitre II.2, la transition fluide de la posture actuelle à la posture demandée est déterminée d'après la vitesse de déplacement du moignon et l'écart entre la configuration distale courante et la configuration « objectif » la plus probable. Cette configuration « objectif » est obtenue à l'aide d'un réseau de neurones artificiels dont les prédictions sont basées sur les informations relatives au but du mouvement mais également sur l'orientation courante du moignon. De plus, le contexte simplifié dans lequel a été effectuée la première expérience sur la plate-forme robotique Reachy ne permet aucune correction du positionnement de l'organe terminal robotique à l'aide de mouvements compensatoires. Dans le cas d'une vraie prothèse attachée au moignon de l'utilisateur, ces corrections seraient apportées par des mouvements de compensation du buste et du complexe gléno-huméral. Afin de permettre à l'utilisateur d'agir sur le positionnement de l'organe terminal robotique, le choix a été fait dans cette expérience de transmettre en partie les déplacements du centre articulaire de l'épaule dans le plan horizontal sur le positionnement de l'effecteur robotique.

Dans ce contexte « élaboré », une baisse des performances obtenues par les participants amputés virtuellement avec le contrôle proposé est cependant observée. En effet, les pourcentages de réussites sont moins élevés que dans l'expérience précédente. De façon intéressante, cette dégradation est également observable dans une moindre mesure avec le contrôle Naturel où certaines cibles ne sont pas atteintes contrairement à ce qui a été observé précédemment. Avec l'utilisation du contrôle, le temps d'atteinte est doublé comparé au mouvement dit naturel. Il est cependant à noter que la phase initiale du mouvement est réalisée dans des temps relativement proches de ceux obtenus avec un contrôle dit naturel pour la majorité des cibles. L'augmenta-

tion du temps d'atteinte va de pair avec une dégradation des métriques de trajectoire et notamment une augmentation de la courbure. Tout comme dans l'expérience du Chapitre II.2, il est possible que l'augmentation de la courbure, induite par la gestion de la discontinuité, ait mené à une augmentation du temps de mouvement. Une diminution de la fluidité aussi bien du déplacement de la main virtuelle que robotique est également observée.

Cette dégradation des performances peut être due à plusieurs facteurs tels que la méthode de la gestion de la discontinuité, l'augmentation de l'espace de travail pouvant mener à plus d'occlusions, l'ajout des mouvements complémentaires, des contraintes mécaniques ainsi que le point de vue non égocentré utilisé. Des études complémentaires devront être menées afin de dépasser ces limitations.

III.3.2 Pistes d'améliorations du dispositif expérimental

Les résultats présentés dans ces études sont potentiellement impactés par le point de vue non égocentré ainsi qu'un dispositif expérimental fixe empêchant l'utilisation des déplacements du complexe gléno-huméral et du buste, naturels ou compensatoires. Bien que nous ayons tenté de retranscrire l'effet de ce type de mouvements sur le positionnement de l'organe terminal dans l'Exp6, cette procédure ne semble pas satisfaisante au vu des résultats obtenus.

Pour permettre de rétablir un point de vue égocentré et une congruence entre les positionnements de la prothèse et du membre supérieur, il est possible de créer une prothèse sur le modèle du bras robotique Reachy et de venir l'interfacer directement au bras du participant comme cela a été discuté dans MICK et al., 2019. Outre les problèmes de sécurité que cela suppose, cette approche nécessite une emboîture adaptée pour une personne amputée ou un système déporté de fixation du bras artificiel sur le membre supérieur pour un participant valide. Ce type d'approche, déjà utilisé avec succès dans la littérature (MERAD et al., 2016), limite l'espace de travail exploitable du fait de la réduction de l'amplitude de mouvement du moignon par le harnais pour une personne amputée au niveau trans-huméral non ostéo-intégrée ou de la présence du bras valide, pouvant gêner le déplacement du dispositif, pour une personne non amputée.

Rappels des principaux résultats, discussions et perspectives

Comme indiqué dans la présentation de la plate-forme robotique, celle-ci possède deux caméras placées sur une tête avec un cou articulé. Cet équipement pourrait être utilisé dans des expériences futures afin de fournir un point de vue égocentré à l'utilisateur et de permettre une meilleure émulation d'une solution prothétique. Cette approche permettrait de conserver la possibilité d'inclure des participants valides afin d'augmenter la généralisation des conclusions des études menées. Les développements récents réalisés pour permettre à l'utilisateur de voir l'environnement entourant le robot dans un casque de réalité virtuelle, et qui ont permis à Pollen Robotics de se classer 2^{ème} au concours d'avatar Xprize en novembre 2022, pourront être mis à profit dans ce but.

Une autre stratégie devra alors être mise en place pour retranscrire les déplacements du centre articulaire de l'épaule dans l'espace, que ceux-ci soient dus à des déplacements naturels ou compensatoires du complexe gléno-huméral et du buste. Il est par exemple possible d'imaginer déplacer la plate-forme robotique à l'aide d'une base mobile spécialement conçue. Cependant, seules les translations sur le plan horizontal pourront être ainsi retranscrites et il est possible que les vibrations induites, par leurs effets sur la position du bras et la vision, perturbent l'utilisateur.

III.3.3 Prochaines étapes du passage sur une prothèse réelle

Les retours des participants amputés de l'Exp3 pointent l'intérêt de cette population pour un contrôle de prothèse permettant de coordonner intuitivement l'ensemble des articulations disparues à la suite d'une amputation à l'instar de ceux proposés dans ces travaux de thèse (AnnexeC). Les études menées dans le Chapitre II.3 constituent les premières preuves de principes de la possibilité de transporter les contrôles proposés dans un environnement réel. Cependant, afin de permettre un jour leur utilisation réelle, plusieurs étapes restent à franchir.

Tout d'abord, un tel schéma de contrôle nécessite des prothèses où toutes les articulations naturellement présentes chez l'humain sont contrôlables. Cependant, alors que la littérature a démontré l'importance des articulations du poignet (MONTAGNANI et al., 2015b), seules quelques prothèses proposent une flexion / extension du poignet, le plus souvent passive. Concernant la déviation radiale / ulnaire, les rares fois où celle-ci est proposée, son déplacement est lié selon une relation fixe à celui de la flexion /

Rappels des principaux résultats, discussions et perspectives

extension (RESNIK et al., 2014 ; LENZI et al., 2016). Ces résultats appellent donc à un développement plus poussé des solutions prothétiques actuellement disponibles sur le marché, particulièrement concernant les articulations du poignet.

D'autre part, dans ces travaux de thèse, la configuration articulaire du membre supérieur des participants est calculée de manière précise à l'aide des capteurs HTC Vive. Cette technologie nécessite un environnement contrôlé du fait de l'utilisation de caméras fixes et de motifs infra-rouge et ne peut donc pas être transportée en dehors d'un laboratoire. Pour imaginer utiliser les contrôles proposés sur une prothèse réelle, il sera donc nécessaire d'utiliser d'autres capteurs pour estimer les valeurs angulaires des articulations de l'épaule. Un exemple de capteur pouvant être utilisé est la centrale inertielle aussi connue sous son acronyme anglais IMU pour *Inertial Measurement Unit* (H. ZHOU et HU, 2008 ; FILIPPESCHI et al., 2017). La nouvelle génération de ces capteurs (i.e. *MEMS* pour *micro-electro-mechanical systems*) présente l'avantage d'être disponible sous forme compacte et peu chère et permet de fournir une mesure précise sans passer par des traitements informatiques lourds (voir Table 1 de H. ZHOU et HU, 2008 pour une comparaison avec d'autres capteurs). Composées d'accéléromètres, de gyroscopes et, la plupart du temps, de magnétomètres, les IMU permettent de déterminer l'accélération linéaire et la vitesse angulaire des segments sur lesquels elles sont positionnées. Dans la littérature, plusieurs études sur le contrôle de prothèse ont ainsi utilisé les informations provenant de centrales inertielles placées sur l'humérus pour mesurer les déplacements articulaires de l'épaule (BLANA et al., 2016 ; MERAD et al., 2016 ; BENNETT et GOLDFARB, 2018 ; MERAD et al., 2018 ; MERAD et al., 2019 ; MERAD et al., 2020). Dans notre cas, il sera nécessaire d'intégrer les accélérations linéaires et les vitesses angulaires provenant des accéléromètres et des gyroscopes de l'IMU afin d'obtenir les positions articulaires de la flexion / extension et de l'adduction / abduction de l'épaule pertinentes pour le contrôle. Cependant, les erreurs accumulées du fait de bruits dans les mesures ainsi que de problèmes de calibration provoquent une dérive, ou *drift* en anglais, lors de l'intégration du signal rendant la mesure de moins en moins fiable au cours du temps (H. ZHOU et HU, 2008). De nombreuses équipes de recherche tentent donc de proposer des algorithmes permettant de réduire cette dérive en appliquant des contraintes, en modélisant les biais des capteurs et/ou en fusionnant les données provenant de plusieurs capteurs à l'aide de filtres tels que les filtres complémentaires, de Kalman ou à particules (N. MILLER et al., 2004 ; ZHU et ZHOU, 2004 ; LIN et al., 2011 ; PEPOLONI et al., 2013 ; EL-GOHARY et MCNAMES, 2015).

Rappels des principaux résultats, discussions et perspectives

Les informations obtenues à l'aide des centrales inertielles pourraient également servir à mesurer la rotation humérale du moignon effectivement transmise à la prothèse. Cette mesure pourra alors être comparée à la prédiction du réseau de neurones artificiels. Un Degré de Liberté correspondant à la rotation humérale sur la prothèse pourrait alors permettre de compléter la rotation pour que la posture finale corresponde à la tâche à réaliser. Il est à noter qu'à la suite d'une ostéo-intégration, l'ensemble de la rotation humérale naturellement produite avec le moignon sera transmis à la prothèse. Dans ce cas d'utilisation, il sera alors possible de proposer un réseau dont les entrées sont enrichies par ce Degré de Liberté comme dans MICK et al., 2021.

D'autre part, si la mesure des angles de la flexion / extension et de l'abduction / adduction de l'épaule n'est pas assez précise. Il est possible d'imaginer utiliser uniquement les informations de vitesse de déplacement du moignon obtenues à l'aide d'une IMU en proposant un contrôle similaire à celui basé uniquement sur les informations relatives au but du mouvement présenté dans le Chapitre II.2. La distance restant à parcourir à la main pour atteindre la cible, nécessaire pour ce type de contrôle, devra alors être estimée à l'aide d'algorithmes de vision par ordinateur, à l'instar des informations relatives au but du mouvement.

Dans ces travaux de thèses, les contrôles proposés sont omniscients vis-à-vis du but du mouvement, de par l'utilisation de la réalité virtuelle pour définir et gérer l'objet visé par l'utilisateur. Pour imaginer transporter ces contrôles sur une prothèse réelle, il est nécessaire d'ajouter un système capable de déterminer l'intention de saisie de l'utilisateur, l'objet d'intérêt, ainsi que sa position et son orientation.

Pour déterminer l'objet d'intérêt et l'intention de saisie de l'utilisateur, plusieurs stratégies peuvent être mises en place. Certains systèmes, comme ceux proposés dans KLISIĆ et al., 2009 et DOŠEN et al., 2010, simplifient le problème en demandant explicitement à l'utilisateur de désigner l'objet souhaité, en le pointant avec un laser par exemple. La difficulté réside ensuite dans la détection dans la scène du laser et de l'objet pointé en identifiant ses contours. La première étape nécessite la détection de pixels de la couleur du laser (i.e. rouges), et est rendue complexe si l'objet présente une couleur identique, est réfléchissant ou transparent. D'autres études, comme celle de AUEPANWIRIYAKUL et al., 2018, se basent sur un signal plus naturel, la direction du regard de l'utilisateur, pour déterminer l'objet d'intérêt (HANSEN et JI, 2010 pour une revue technique). Pour ce faire, le vecteur du regard, ligne virtuelle passant par le point situé entre les deux yeux et le point fixé sur l'image, est utilisé. Le point fixé

Rappels des principaux résultats, discussions et perspectives

sur l'image est classiquement déterminé comme étant le point d'intersection des axes visuels droit et gauche, axes passant par les centres de la fovéa et de la cornée. Les méthodes d'oculométrie utilisées pour évaluer ces axes visuels et la divergence pouvant naturellement se produire entre les deux yeux rendent nécessaire le passage par une estimation du point d'intersection des deux axes, par exemple en évaluant le point le plus proche (S. LI et al., 2017).

L'utilisation du vecteur du regard peut également permettre de déterminer la position de l'objet d'intérêt (HENNESSEY et LAWRENCE, 2009 ; ABBOTT et FAISAL, 2012) et/ou l'emplacement souhaité du pouce (S. LI et al., 2017). Cette technique souffre cependant de quelques limitations, notamment lors de l'estimation de la profondeur, qu'un champ entier de recherche tente de résoudre. Les différentes caractéristiques de l'œil (LEE et al., 2012 ; S. LI et al., 2017 ; WAN et al., 2018), de nouvelles méthodes de calibration (WAN et al., 2020 ; LIU et al., 2021) ou des informations de caméras de profondeur RGB-D (MCMURROUGH et al., 2012 ; PALETTA, SANTNER et FRITZ, 2013 ; PALETTA, SANTNER, FRITZ et al., 2013 ; WANG et al., 2018 ; LIU et al., 2020) ou stéréoscopiques (SHIMIZU et FUJIYOSHI, 2011 ; PIRRI et al., 2011) peuvent par exemple être mises à profit. D'autres développements visent à permettre une utilisation en continu lors du déplacement de l'utilisateur (TAKEMURA et al., 2014) avec une luminosité naturelle (SIGUT et SIDHA, 2011). Ces avancées permettent d'envisager de plus en plus l'utilisation de ces systèmes pour le contrôle de prothèses.

L'orientation de l'objet est également un paramètre important lorsqu'il s'agit de saisir un objet. Dans S. LI et al., 2017, une méthode dérivée de la méthode de vecteur du regard est proposée, permettant de déterminer la position et l'orientation 3D d'un objet dans un environnement naturel à partir des informations relatives au point de fixation de l'utilisateur. Celui-ci doit délimiter le contour de l'objet en effectuant des fixations successives dans les quatre coins. Le plan passant par ces points permet alors de déterminer l'orientation. Bien que cette méthode puisse être utilisée pour connaître la position et l'orientation à atteindre, le processus de sélection est peu naturel et se rapproche des méthodes utilisant un laser.

Dans un environnement naturel, détecter qu'un utilisateur regarde un objet n'est pas suffisant, il est également nécessaire de déterminer son intention vis-à-vis de cet objet. La vision étant le sens principal utilisé par l'être humain pour découvrir et analyser son environnement, les études tentant d'utiliser la direction du regard pour sélectionner un objet d'intérêt doivent faire face au problème dit du « touché de Midas » (BARFIELD et

Rappels des principaux résultats, discussions et perspectives

III, 1995) : comment s'assurer que l'utilisateur veut bien se saisir de l'objet fixé ?

Or, l'étude du mouvement naturel a permis de montrer des différences sur la façon de regarder un objet selon que l'utilisateur souhaite interagir activement avec lui ou non (BROUWER et al., 2009 ; BELARDINELLI et al., 2015). De plus, le positionnement du regard sur l'objet peut correspondre à l'emplacement attendu du premier contact avec l'objet et donc au type de préhension envisagée (CAVINA-PRATESI et HESSE, 2013).

Connaître la direction du regard de l'utilisateur peut également permettre de délimiter une zone d'intérêt et de réduire ainsi le temps de traitement et les ressources nécessaires afin d'imaginer une utilisation en temps réel sur une prothèse (PÉREZ DE SAN ROMAN et al., 2017). Cette information a également été utilisée avec succès pour déterminer l'intention de l'utilisateur de réaliser une action de préhension sur un objet détecté dans l'environnement complexe d'une cuisine (GONZÁLEZ-DÍAZ et al., 2019). D'autres travaux ont suivi afin d'améliorer le traitement d'images utilisé en vue de proposer ce système pour le contrôle de prothèses (FEJÉR et al., 2021 ; FEJÉR et al., 2022).

L'étude de la littérature sur le sujet laisse penser que, bien que la preuve de principe n'ait pas été faite dans ces travaux de thèse, l'obtention d'informations contextuelles et d'orientation du moignon nécessaires aux contrôles proposés ici pourra se faire à l'aide des technologies présentées ci-dessus. Des recherches complémentaires devront néanmoins tester l'interfaçage de ces différents blocs.

Quatrième partie

Références

- ABBOTT, W. W., & FAISAL, A. A. (2012). Ultra-low-cost 3D gaze estimation: an intuitive high information throughput compliment to direct brain-machine interfaces. *J Neural Eng*, 9(4), 046016. <https://doi.org/10.1088/1741-2560/9/4/046016>
- ABEND, W., BIZZI, E., & MORASSO, P. (1982). Human arm trajectory formation. *Brain : a journal of neurology*, 105, 331-48. <https://doi.org/10.1093/brain/105.2.331>
- ADMIRAAL, M. A., KUSTERS, M. J. M. A. M., & GIELEN, S. C. A. M. (2004). Modeling kinematics and dynamics of human arm movements [Publisher: Human Kinetics, Inc. Section: Motor Control]. *Motor Control*, 8(3), 312-338. <https://doi.org/10.1123/mcj.8.3.312>
- AKHTAR, A., AGHASADEGHI, N., HARGROVE, L., & BRETL, T. (2017). Estimation of distal arm joint angles from EMG and shoulder orientation for transhumeral prostheses. *J Electromyogr Kinesiol*, 35, 86-94. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.06.001>
- AKHTAR, A., HARGROVE, L. J., & BRETL, T. (2012). Prediction of distal arm joint angles from EMG and shoulder orientation for prosthesis control. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 2012, 4160-4163. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6346883>
- ALEXANDER, R. M. (1997). A minimum energy cost hypothesis for human arm trajectories. *Biol Cybern*, 76(2), 97-105. <https://doi.org/10.1007/s004220050324>
- ALLAMI, M., MOUSAVI, B., MASOUMI, M., MODIRIAN, E., SHOJAEI, H., MIRSALIMI, F., HOSSEINI, M., & PIROUZI, P. (2016). A comprehensive musculoskeletal and peripheral nervous system assessment of war-related bilateral upper extremity amputees. *Military Medical Research*, 3(1), 34. <https://doi.org/10.1186/s40779-016-0102-5>
- ALSHAMMARY, N. A., BENNETT, D. A., & GOLDFARB, M. (2018). Synergistic Elbow Control for a Myoelectric Transhumeral Prosthesis. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 26(2), 468-476. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2017.2781719>
- AMERI, A., SCHEME, E. J., KAMAVUAKO, E. N., ENGLEHART, K. B., & PARKER, P. A. (2014). Real-time, simultaneous myoelectric control using force and position-based training paradigms. *IEEE Trans Biomed Eng*, 61(2), 279-287. <https://doi.org/10.1109/TBME.2013.2281595>
- ANTFOLK, C., D'ALONZO, M., ROSÉN, B., LUNDBORG, G., SEBELIUS, F., & CIPRIANI, C. (2013). Sensory feedback in upper limb prosthetics [Publisher: Taylor & Francis _eprint: <https://doi.org/10.1586/erd.12.68>]. *Expert Review of Medical Devices*, 10(1), 45-54. <https://doi.org/10.1586/erd.12.68>

- ASGHARI OSKOEI, M., & HU, H. (2007). Myoelectric control systems—a survey. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2(4), 275-294. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2007.07.009>
- ATKESON, C. G., & HOLLERBACH, J. M. (1985). Kinematic features of unrestrained vertical arm movements [Publisher: Society for Neuroscience Section: Articles]. *J. Neurosci.*, 5(9), 2318-2330. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.05-09-02318.1985>
- ATKINS, D. J., HEARD, D. C. Y., & DONOVAN, W. H. (1996). Epidemiologic overview of individuals with upper-limb loss and their reported research priorities. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 8(1), 2-11. Récupérée 7 octobre 2022, à partir de https://journals.lww.com/jpojournl/abstract/1996/00810/epidemiologic_overview_of_individuals_with.3.aspx
- AUEPANWIRIYAKUL, C., HARSTON, A., ORLOV, P., SHAFTI, A., & FAISAL, A. (2018). Semantic fovea: real-time annotation of ego-centric videos with gaze context, 1-3. <https://doi.org/10.1145/3204493.3208349>
- BAJAJ, N. M., SPIERS, A. J., & DOLLAR, A. M. (2015). State of the art in prosthetic wrists: Commercial and research devices [ISSN: 1945-7901]. *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 331-338. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2015.7281221>
- BALASUBRAMANIAN, S., MELENDEZ-CALDERON, A., & BURDET, E. (2012). A Robust and Sensitive Metric for Quantifying Movement Smoothness [Conference Name: IEEE Transactions on Biomedical Engineering]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(8), 2126-2136. <https://doi.org/10.1109/TBME.2011.2179545>
- BANGOR, A. (2009). Determining what individual SUS scores mean: Adding an adjective rating scale. 4(3), 10.
- BARFIELD, W., & III, T. A. F. (1995, juin 1). *Virtual environments and advanced interface design*. Oxford University Press.
- BELARDINELLI, A., HERBORT, O., & BUTZ, M. V. (2015). Goal-oriented gaze strategies afforded by object interaction. *Vision Research*, 106, 47-57. <https://doi.org/10.1016/j.visres.2014.11.003>
- BENNETT, D. A., & GOLDFARB, M. (2018). IMU-Based Wrist Rotation Control of a Transradial Myoelectric Prosthesis. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 26(2), 419-427. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2017.2682642>

- BERNSTEIN, N. (1967). *The Co-ordination and Regulation of Movements*. Pergamon Press
 Google-Books-ID: mUhzjwEACAAJ.
- BIDDISS, E., & CHAU, T. (2007). Upper-limb prosthetics: critical factors in device abandonment. *Am J Phys Med Rehabil*, 86(12), 977-987. <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e3181587f6c>
- BIDDISS, E. A., & CHAU, T. T. (2007). Upper limb prosthesis use and abandonment: a survey of the last 25 years. *Prosthet Orthot Int*, 31(3), 236-257. <https://doi.org/10.1080/03093640600994581>
- BLANA, D., KYRIACOU, T., LAMBRECHT, J. M., & CHADWICK, E. K. (2016). Feasibility of using combined EMG and kinematic signals for prosthesis control: A simulation study using a virtual reality environment. *J Electromyogr Kinesiol*, 29, 21-27. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.06.010>
- BOCKEMÜHL, T., TROJE, N. F., & DÜRR, V. (2010). Inter-joint coupling and joint angle synergies of human catching movements. *Hum Mov Sci*, 29(1), 73-93. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2009.03.003>
- BROOKE, J. (1996). SUS: A 'Quick and Dirty' Usability Scale [Num Pages: 6]. In *Usability Evaluation In Industry*. CRC Press.
- BROUWER, A.-M., FRANZ, V. H., & GEGENFURTNER, K. R. (2009). Differences in fixations between grasping and viewing objects. *Journal of Vision*, 9(1), 18. <https://doi.org/10.1167/9.1.18>
- BRUYANT, A., GUEMANN, M., & MALGOYRE, A. (2022). Étude épidémiologique des amputations majeures des membres supérieur et inférieur en France. *Kinésithérapie, la Revue*. <https://doi.org/10.1016/j.kine.2022.05.014>
- BULLOCK, D., & GROSSBERG, S. (1989, janvier 1). Chapter 11 vite and flete: Neural modules for trajectory formation and postural control. In W. A. HERSHBERGER (Éd.), *Advances in psychology* (p. 253-297). North-Holland. [https://doi.org/10.1016/S0166-4115\(08\)61915-9](https://doi.org/10.1016/S0166-4115(08)61915-9)
- BULLOCK, D., GROSSBERG, S., & GUENTHER, F. H. (1993). A Self-Organizing Neural Model of Motor Equivalent Reaching and Tool Use by a Multijoint Arm. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 5(4), 408-435. <https://doi.org/10.1162/jocn.1993.5.4.408>
- CAMPOLO, D., FORMICA, D., GUGLIEMELLI, E., & KELLER, F. (2010). Kinematic analysis of the human wrist during pointing tasks. *Exp Brain Res*, 201(3), 561-573. <https://doi.org/10.1007/s00221-009-2073-1>

- CAMPOS, F. M. M. O., & CALADO, J. M. F. (2009). Approaches to human arm movement control—a review. *Annual Reviews in Control*, 33(1), 69-77. <https://doi.org/10.1016/j.arcontrol.2009.03.001>
- CARLEN, P. L., WALL, P. D., NADVORNA, H., & STEINBACH, T. (1978). Phantom limbs and related phenomena in recent traumatic amputations [Publisher: Wolters Kluwer Health, Inc. on behalf of the American Academy of Neurology Section: Articles]. *Neurology*, 28(3), 211-211. <https://doi.org/10.1212/WNL.28.3.211>
- CAVINA-PRATESI, C., & HESSE, C. (2013). Why do the eyes prefer the index finger? Simultaneous recording of eye and hand movements during precision grasping. *Journal of vision*, 13. <https://doi.org/10.1167/13.5.15>
- CHEESBOROUGH, J. E., SMITH, L. H., KUIKEN, T. A., & DUMANIAN, G. A. (2015). Targeted muscle reinnervation and advanced prosthetic arms [Publisher: Thieme Medical Publishers]. *Semin Plast Surg*, 29(1), 62-72. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1544166>
- CHEN, X., & PITTI, A. (2022). Visuo-Motor Remapping for 3D, 6D and Tool-Use Reach using Gain-Field Networks.
- COLE, J., CROWLE, S., AUSTWICK, G., & HENDERSON SLATER, D. (2009). Exploratory findings with virtual reality for phantom limb pain; from stump motion to agency and analgesia [Publisher: Taylor & Francis _eprint: <https://doi.org/10.1080/09638280802355197>]. *Disability and Rehabilitation*, 31(10), 846-854. <https://doi.org/10.1080/09638280802355197>
- CORDELLA, F., CIANCIO, A. L., SACCHETTI, R., DAVALLI, A., CUTTI, A. G., GUGLIEMELLI, E., & ZOLLO, L. (2016). Literature Review on Needs of Upper Limb Prosthesis Users. *Front Neurosci*, 10, 209. <https://doi.org/10.3389/fnins.2016.00209>
- COURAUD, M., CATTART, D., PACLET, F., OUDEYER, P. Y., & RUGY, A. d. (2018). Model and experiments to optimize co-adaptation in a simplified myoelectric control system [Publisher: IOP Publishing]. *J. Neural Eng.*, 15(2), 026006. <https://doi.org/10.1088/1741-2552/aa87cf>
- CRUSE, H. (1986). Constraints for joint angle control of the human arm. *Biol. Cybern.*, 54(2), 125-132. <https://doi.org/10.1007/BF00320483>
- CRUSE, H., & BRÜWER, M. (1987). The human arm as a redundant manipulator: The control of path and joint angles. *Biol. Cybern.*, 57(1), 137-144. <https://doi.org/10.1007/BF00318723>
- CUTKOSKY, M. (1989). On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks [Conference Name: IEEE Transactions on Robotics and

- Automation]. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 5(3), 269-279. <https://doi.org/10.1109/70.34763>
- DATTA, D., SELVARAJAH, K., & DAVEY, N. (2004). Functional outcome of patients with proximal upper limb deficiency–acquired and congenital. *Clin Rehabil*, 18(2), 172-177. <https://doi.org/10.1191/0269215504cr716oa>
- DEGOL, J., AKHTAR, A., MANJA, B., & BRETL, T. (2016). Automatic grasp selection using a camera in a hand prosthesis [ISSN: 1558-4615]. *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 431-434. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2016.7590732>
- DESMURGET, M., JORDAN, M., PRABLANC, C., & JEANNEROD, M. (1997). Constrained and Unconstrained Movements Involve Different Control Strategies [Publisher: American Physiological Society]. *Journal of Neurophysiology*, 77(3), 1644-1650. <https://doi.org/10.1152/jn.1997.77.3.1644>
- DESMURGET, M., PRABLANC, C., ARZI, M., ROSSETTI, Y., PAULIGNAN, Y., & URQUIZAR, C. (1996). Integrated control of hand transport and orientation during prehension movements. *Exp Brain Res*, 110(2), 265-278. <https://doi.org/10.1007/BF00228557>
- DIEDRICHSEN, J., SHADMEHR, R., & IVRY, R. B. (2010). The coordination of movement: optimal feedback control and beyond. *Trends Cogn Sci*, 14(1), 31-39. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2009.11.004>
- DOŠEN, S., CIPRIANI, C., KOSTIĆ, M., CONTROZZI, M., CARROZZA, M. C., & POPOVIĆ, D. B. (2010). Cognitive vision system for control of dexterous prosthetic hands: Experimental evaluation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 7(1), 42. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-7-42>
- DOŠEN, S., & POPOVIĆ, D. B. (2011). Transradial prosthesis: artificial vision for control of prehension. *Artif Organs*, 35(1), 37-48. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2010.01040.x>
- DU, G., WANG, K., LIAN, S., & ZHAO, K. (2021). Vision-based robotic grasping from object localization, object pose estimation to grasp estimation for parallel grippers: A review. *Artif Intell Rev*, 54(3), 1677-1734. <https://doi.org/10.1007/s10462-020-09888-5>
- DUNN, J., YEO, E., MOGHADDAMPOUR, P., CHAU, B., & HUMBERT, S. (2017). Virtual and augmented reality in the treatment of phantom limb pain: A literature review [Place: Netherlands Publisher: IOS Press]. *NeuroRehabilitation*, 40, 595-601. <https://doi.org/10.3233/NRE-171447>

- DUPRAZ, L., BOURGIN, J., GIROUX, M., BARRA, J., & GUERRAZ, M. (2022). Involvement of visual signals in kinaesthesia: A virtual reality study. *Neuroscience Letters*, 786, 136814. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2022.136814>
- DURANCE, J. P., & O'SHEA, B. J. (1988). Upper limb amputees: A clinic profile. *International Disability Studies*, 10(2), 68-72. <https://doi.org/10.3109/09638288809164107>
- EL-GOHARY, M., & MCNAMES, J. (2015). Human Joint Angle Estimation with Inertial Sensors and Validation with A Robot Arm. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 62. <https://doi.org/10.1109/TBME.2015.2403368>
- ENGLEHART, K., & HUDGINS, B. (2003). A robust, real-time control scheme for multi-function myoelectric control. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 50(7), 848-854. <https://doi.org/10.1109/TBME.2003.813539>
- EWART, S., HYNES, S. M., DARLING, W. G., & CAPADAY, C. (2016). A Donders' Like Law for Arm Movements: The Signal not the Noise. *Frontiers in Human Neuroscience*, 10. Récupérée 22 janvier 2023, à partir de <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnhum.2016.00136>
- FAN, H., WEI, G., & REN, L. (2022). Prosthetic and robotic wrists comparing with the intelligently evolved human wrist: A review [Publisher: Cambridge University Press]. *Robotica*, 40(11), 4169-4191. <https://doi.org/10.1017/S0263574722000856>
- FARINA, D., & AMSÜSS, S. (2016). Reflections on the present and future of upper limb prostheses [Publisher: Taylor & Francis _eprint: <https://doi.org/10.1586/17434440.2016.1159511>]. *Expert Review of Medical Devices*, 13(4), 321-324. <https://doi.org/10.1586/17434440.2016.1159511>
- FARINA, D., JIANG, N., REHBAUM, H., HOLOBAR, A., GRAIMANN, B., DIETL, H., & ASZMANN, O. C. (2014). The Extraction of Neural Information from the Surface EMG for the Control of Upper-Limb Prostheses: Emerging Avenues and Challenges [Conference Name: IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(4), 797-809. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2305111>
- FATTORI, P., BREVEGLIERI, R., MARZOCCHI, N., FILIPPINI, D., BOSCO, A., & GALLETTI, C. (2009). Hand orientation during reach-to-grasp movements modulates neuronal activity in the medial posterior parietal area v6a [Publisher: Society for Neuroscience Section: Articles]. *J. Neurosci.*, 29(6), 1928-1936. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.4998-08.2009>

- FEJÉR, A., NAGY, Z., BENOIS-PINEAU, J., SZOLGAY, P., RUGY, A., & DOMENGER, J.-P. (2021). Implementation of Scale Invariant Feature Transform detector on FPGA for low-power wearable devices for prostheses control. *International Journal of Circuit Theory and Applications*, 49. <https://doi.org/10.1002/cta.3025>
- FEJÉR, A., NAGY, Z., BENOIS-PINEAU, J., SZOLGAY, P., RUGY, A., & DOMENGER, J.-P. (2022). Hybrid FPGA–CPU-Based Architecture for Object Recognition in Visual Servoing of Arm Prosthesis. *Journal of Imaging*, 8, 44. <https://doi.org/10.3390/jimaging8020044>
- FILIPPESCHI, A., SCHMITZ, N., MIEZAL, M., BLESER, G., RUFFALDI, E., & STRICKER, D. (2017). Survey of motion tracking methods based on inertial sensors: A focus on upper limb human motion [Number: 6 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute]. *Sensors*, 17(6), 1257. <https://doi.org/10.3390/s17061257>
- FITTS, P. M. (1954). The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*, 47, 381-391. <https://doi.org/10.1037/h0055392>
Place: US Publisher: American Psychological Association
- FLANAGAN, J. R., & RAO, A. K. (1995). Trajectory adaptation to a nonlinear visuomotor transformation: evidence of motion planning in visually perceived space [Publisher: American Physiological Society]. *Journal of Neurophysiology*, 74(5), 2174-2178. <https://doi.org/10.1152/jn.1995.74.5.2174>
- FLASH, T., & HOGAN, N. (1985). The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *J. Neurosci.*, 5(7), 1688-1703. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.05-07-01688.1985>
Publisher: Society for Neuroscience Section: Articles
- FOUGNER, A., SCHEME, E., CHAN, A. D. C., ENGLEHART, K., & STAVDAHL, O. (2011). Resolving the limb position effect in myoelectric pattern recognition. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 19(6), 644-651. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2011.2163529>
- FOUGNER, A., STAVDAHL, O., KYBERD, P. J., LOSIER, Y. G., & PARKER, P. A. (2012). Control of upper limb prostheses: terminology and proportional myoelectric control-a review. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 20(5), 663-677. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2012.2196711>
- FRITZKE, B. (1994). A Growing Neural Gas Network Learns Topologies. *Advances in Neural Information Processing Systems*, 7. Récupérée 25 septembre 2022, à partir de <https://proceedings.neurips.cc/paper/1994/hash/d56b9fc4b0f1be8871f5e1c40c0067e7-Abstract.html>

- GALLAGHER, P., O'DONOVAN, M.-A., DOYLE, A., & DESMOND, D. (2011). Environmental barriers, activity limitations and participation restrictions experienced by people with major limb amputation [Publisher: SAGE Publications Ltd STM]. *Prosthet Orthot Int*, 35(3), 278-284. <https://doi.org/10.1177/0309364611407108>
- GAMBRELL, C. R. (2008). Overuse syndrome and the unilateral upper limb amputee: Consequences and prevention. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 20(3), 126-132. <https://doi.org/10.1097/JPO.0b013e31817ecb16>
- GARCIA ROSAS, R., OETOMO, D., MANZIE, C., TAN, Y., & CHOONG, P. (2020, février 19). *Task-space Synergies for Reaching using Upper-limb Prostheses*.
- GARCIA-ROSAS, R., OETOMO, D., MANZIE, C., TAN, Y., & CHOONG, P. (2018). On the Relationship Between Human Motor Control Performance and Kinematic Synergies in Upper Limb Prosthetics [ISSN: 1558-4615]. *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 3194-3197. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2018.8512992>
- GARCIA-ROSAS, R., OETOMO, D., MANZIE, C., TAN, Y., & CHOONG, P. (2020). Task-space Synergies for Reaching using Upper-limb Prostheses. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, 28(12), 2966-2977. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2020.3036320>
- GARCIA-ROSAS, R., TAN, Y., OETOMO, D., & MANZIE, C. (2018). On-line Synergy Identification for Personalized Active Arm Prosthesis: a Feasibility Study [ISSN: 2378-5861]. *2018 Annual American Control Conference (ACC)*, 514-519. <https://doi.org/10.23919/ACC.2018.8431310>
- GARCIA-ROSAS, R., TAN, Y., OETOMO, D., MANZIE, C., & CHOONG, P. (2019). Personalized Online Adaptation of Kinematic Synergies for Human-Prosthesis Interfaces. *IEEE Transactions on Cybernetics*, 1-15. <https://doi.org/10.1109/TCYB.2019.2920376>
- GARCIA-ROSAS, R., YU, T., OETOMO, D., MANZIE, C., TAN, Y., & CHOONG, P. (2020). The Use of Implicit Human Motor Behaviour in the Online Personalisation of Prosthetic Interfaces. *arXiv:2003.01228 [cs]*. Récupérée 12 mars 2020, à partir de <http://arxiv.org/abs/2003.01228>
- GHEZ, C., GORDON, J., & GHILARDI, M. F. (1995). Impairments of reaching movements in patients without proprioception. II. Effects of visual information on accuracy. *J Neurophysiol*, 73(1), 361-372. <https://doi.org/10.1152/jn.1995.73.1.361>
- GIBBONS, D. T., O'RIAIN, M. D., & PHILIPPE-AUGUSTE, S. (1987). An above-elbow prosthesis employing programmed linkages. *IEEE Trans Biomed Eng*, 34(7), 493-498. <https://doi.org/10.1109/tbme.1987.325978>

- GIELEN, C., VRIJENHOEK, E. J., FLASH, T., & NEGGERS, S. (1997). Arm Position Constraints During Pointing and Reaching in 3-D Space [Publisher: American Physiological Society]. *Journal of Neurophysiology*, 78(2), 660-673. <https://doi.org/10.1152/jn.1997.78.2.660>
- GIROUX, M., BARRA, J., GRAFF, C., & GUERRAZ, M. (2021). Multisensory integration of visual cues from first- to third-person perspective avatars in the perception of self-motion. *Atten Percept Psychophys*, 83(6), 2634-2655. <https://doi.org/10.3758/s13414-021-02276-3>
- GIROUX, M., BARRA, J., ZRELLI, I.-E., BARRAUD, P.-A., CIAN, C., & GUERRAZ, M. (2018). The respective contributions of visual and proprioceptive afferents to the mirror illusion in virtual reality [Publisher: Public Library of Science]. *PLOS ONE*, 13(8), e0203086. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0203086>
- GLOUMAKOV, Y., BIMBO, J., & DOLLAR, A. M. (2020). Trajectory Control for 3 Degree-of-Freedom Wrist Prosthesis in Virtual Reality: A Pilot Study [ISSN: 2155-1782]. *2020 8th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, 765-772. <https://doi.org/10.1109/BioRob49111.2020.9224455>
- GLOUMAKOV, Y., BIMBO, J., & DOLLAR, A. M. (2022). Trajectory Control—An Effective Strategy for Controlling Multi-DOF Upper Limb Prosthetic Devices [Conference Name: IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 30, 420-430. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2022.3151055>
- GLOUMAKOV, Y., SPIERS, A. J., & DOLLAR, A. M. (2019). A clustering approach to categorizing 7 degree-of-freedom arm motions during activities of daily living. *2019 International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 7214-7220. <https://doi.org/10.1109/ICRA.2019.8794421>
- GONZÁLEZ-DÍAZ, I., BENOIS-PINEAU, J., DOMENGER, J.-P., CATTART, D., & de RUGY, A. (2019). Perceptually-guided deep neural networks for ego-action prediction: Object grasping. *Pattern Recognition*, 88, 223-235. <https://doi.org/10.1016/j.patcog.2018.11.013>
- GRONIER, G., & BAUDET, A. (2021). Psychometric Evaluation of the F-SUS: Creation and Validation of the French Version of the System Usability Scale [Publisher: Taylor & Francis _eprint: <https://doi.org/10.1080/10447318.2021.1898828>]. *International Journal of Human–Computer Interaction*, 37(16), 1571-1582. <https://doi.org/10.1080/10447318.2021.1898828>

- GU, J., WANG, Z., KUEN, J., MA, L., SHAHROUDY, A., SHUAI, B., LIU, T., WANG, X., WANG, G., CAI, J., & CHEN, T. (2018). Recent advances in convolutional neural networks. *Pattern Recognition*, 77, 354-377. <https://doi.org/10.1016/j.patcog.2017.10.013>
- GUÉMANN, M., HALGAND, C., BASTIER, A., LANSADE, C., BORRINI, L., LAPEYRE, É., CATTART, D., & de RUGY, A. (2022). Sensory substitution of elbow proprioception to improve myoelectric control of upper limb prosthesis: experiment on healthy subjects and amputees. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 19(1), 59. <https://doi.org/10.1186/s12984-022-01038-y>
- GUIGON, E. (2021). A computational theory for the production of limb movements [Place: US Publisher: American Psychological Association]. *Psychological Review*, No Pagination Specified-No Pagination Specified. <https://doi.org/10.1037/rev0000323>
- GUIGON, E., CHAFIK, O., JARRASSÉ, N., & ROBY-BRAMI, A. (2019). Experimental and theoretical study of velocity fluctuations during slow movements in humans [Publisher: American Physiological Society]. *Journal of Neurophysiology*, 121(2), 715-727. <https://doi.org/10.1152/jn.00576.2018>
- HANSEN, D. W., & JI, Q. (2010). In the Eye of the Beholder: A Survey of Models for Eyes and Gaze [Conference Name: IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 32(3), 478-500. <https://doi.org/10.1109/TPAMI.2009.30>
- HARRIS, C. M., & WOLPERT, D. M. (1998). Signal-dependent noise determines motor planning [Number: 6695 Publisher: Nature Publishing Group]. *Nature*, 394(6695), 780-784. <https://doi.org/10.1038/29528>
- HAS. (2010). *Évaluation des prothèses externes de membre supérieur* [Haute Autorité de Santé]. Récupérée 28 septembre 2022, à partir de https://www.has-sante.fr/jcms/c_999782/fr/evaluation-des-protheses-externes-de-membre-superieur
- HASAN, Z., & THOMAS, J. S. (1999, janvier 1). Chapter 33 Kinematic Redundancy. In M. D. BINDER (Éd.), *Progress in Brain Research* (p. 379-387). Elsevier. [https://doi.org/10.1016/S0079-6123\(08\)62872-1](https://doi.org/10.1016/S0079-6123(08)62872-1)
- HEBERT, J. S., ELZINGA, K., CHAN, K. M., OLSON, J., & MORHART, M. (2014). Updates in targeted sensory reinnervation for upper limb amputation. *Curr Surg Rep*, 2(3), 45. <https://doi.org/10.1007/s40137-013-0045-7>
- HENNESSEY, C., & LAWRENCE, P. (2009). Noncontact Binocular Eye-Gaze Tracking for Point-of-Gaze Estimation in Three Dimensions [Conference Name: IEEE Tran-

- sactions on Biomedical Engineering]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 56(3), 790-799. <https://doi.org/10.1109/TBME.2008.2005943>
- HERMAN, I. P. (2016, janvier 9). *Physics of the human body* [Google-Books-ID: Eu5eCwAAQBAJ]. Springer.
- HORE, J., WATTS, S., & VILIS, T. (1992). Constraints on arm position when pointing in three dimensions: Donders' law and the Fick gimbal strategy [Publisher: American Physiological Society]. *Journal of Neurophysiology*, 68(2), 374-383. <https://doi.org/10.1152/jn.1992.68.2.374>
- HUNTER, J. P., KATZ, J., & DAVIS, K. D. (2003). The effect of tactile and visual sensory inputs on phantom limb awareness. *Brain*, 126, 579-589. <https://doi.org/10.1093/brain/awg054>
- IBERALL, T. (1988). A Neural Network for Planning Hand Shapes in Human Prehension. *1988 American Control Conference*, 2288-2293. <https://doi.org/10.23919/ACC.1988.4790106>
- IFTIME, S., EGSGAARD, L., & POPOVIC, M. (2005). Automatic determination of synergies by radial basis function artificial neural networks for the control of a neural prosthesis [Conference Name: IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 13(4), 482-489. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2005.858458>
- IGUAL, C., PARDO, L. A., HAHNE, J. M., & IGUAL, J. (2019). Myoelectric control for upper limb prostheses [Number: 11 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute]. *Electronics*, 8(11), 1244. <https://doi.org/10.3390/electronics8111244>
- IMAIZUMI, S., ASAI, T., & KOYAMA, S. (2017). Agency over Phantom Limb Enhanced by Short-Term Mirror Therapy. *Front Hum Neurosci*, 11, 483. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00483>
- JARRASSE, N., NICOL, C., TOUILLET, A., RICHER, F., MARTINET, N., PAYSANT, J., & de GRAAF, J. B. (2017). Classification of Phantom Finger, Hand, Wrist, and Elbow Voluntary Gestures in Transhumeral Amputees With sEMG. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 25(1), 68-77. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2016.2563222>
- JARRASSÉ, N., de MONTALIVET, E., RICHER, F., NICOL, C., TOUILLET, A., MARTINET, N., PAYSANT, J., & de GRAAF, J. B. (2018). Phantom-Mobility-Based Prosthesis Control in Transhumeral Amputees Without Surgical Reinnervation: A Preliminary Study. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 6. Récupérée 15 janvier 2023, à partir de <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fbioe.2018.00164>

- JEANNEROD, M., & DECETY, J. (1990). The accuracy of visuomotor transformation: An investigation into the mechanisms of visual recognition of objects. In *Vision and action: The control of grasping* (p. 33-48). Ablex Publishing.
- JEONG, J.-H., SHIM, K.-H., KIM, D.-J., & LEE, S.-W. (2019). Trajectory Decoding of Arm Reaching Movement Imageries for Brain-Controlled Robot Arm System [ISSN: 1558-4615]. *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 5544-5547. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2019.8856312>
- JIANG, N., VUJAKLIJA, I., REHBAUM, H., GRAIMANN, B., & FARINA, D. (2014). Is Accurate Mapping of EMG Signals on Kinematics Needed for Precise Online Myoelectric Control? [Conference Name: IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(3), 549-558. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2013.2287383>
- JOHANSEN, H., BATHEN, T., ANDERSEN, L. Ø., RAND-HENDRIKSEN, S., & ØSTLIE, K. (2018). Education and work participation among adults with congenital unilateral upper limb deficiency in norway: A cross-sectional study [Publisher: Public Library of Science]. *PLOS ONE*, 13(12), e0207846. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0207846>
- KALIKI, R. R., DAVOODI, R., & LOEB, G. E. (2008a). Prediction of Distal Arm Posture in 3-D Space From Shoulder Movements for Control of Upper Limb Prostheses [Conference Name: Proceedings of the IEEE]. *Proceedings of the IEEE*, 96(7), 1217-1225. <https://doi.org/10.1109/JPROC.2008.922591>
- KALIKI, R. R., DAVOODI, R., & LOEB, G. E. (2008b). Prediction of elbow trajectory from shoulder angles using neural networks [Publisher: World Scientific Publishing Co.]. *Int. J. Comp. Intel. Appl.*, 07(3), 333-349. <https://doi.org/10.1142/S1469026808002296>
- KALIKI, R. R., DAVOODI, R., & LOEB, G. E. (2013). Evaluation of a Noninvasive Command Scheme for Upper-Limb Prostheses in a Virtual Reality Reach and Grasp Task. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60(3), 792-802. <https://doi.org/10.1109/TBME.2012.2185494>
- KLISIĆ, Đ., KOSTIĆ, M., DOSEN, S., & POPOVIĆ, D. (2009). Control of prehension for the transradial prosthesis: Natural-like image recognition system. *Journal of Automatic Control*, 19. <https://doi.org/10.2298/JAC0901027K>
- KUIKEN, T. A., DUMANIAN, G. A., LIPSCHUTZ, R. D., MILLER, L. A., & STUBBLEFIELD, K. A. (2004). The use of targeted muscle reinnerva-

- tion for improved myoelectric prosthesis control in a bilateral shoulder disarticulation amputee [Publisher: Taylor & Francis _eprint: <https://www.tandfonline.com/doi/pdf/10.3109/03093640409167756>]. *Prosthetics and Orthotics International*, 28(3), 245-253. <https://doi.org/10.3109/03093640409167756>
- KUIKEN, T. A., LI, G., LOCK, B. A., LIPSCHUTZ, R. D., MILLER, L. A., STUBBLEFIELD, K. A., & ENGLEHART, K. B. (2009). Targeted muscle reinnervation for real-time myoelectric control of multifunction artificial arms [Publisher: American Medical Association]. *Jama*, 301(6), 619-628.
- KUIKEN, T. A., MARASCO, P. D., LOCK, B. A., HARDEN, R. N., & DEWALD, J. P. (2007). Redirection of cutaneous sensation from the hand to the chest skin of human amputees with targeted reinnervation [Publisher: National Acad Sciences]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 104(50), 20061-20066.
- KUIKEN, T. A., MILLER, L. A., LIPSCHUTZ, R. D., LOCK, B. A., STUBBLEFIELD, K., MARASCO, P. D., ZHOU, P., & DUMANIAN, G. A. (2007). Targeted reinnervation for enhanced prosthetic arm function in a woman with a proximal amputation: a case study [Publisher: Elsevier]. *The Lancet*, 369(9559), 371-380.
- KYRANOU, I., VIJAYAKUMAR, S., & ERDEN, M. S. (2018). Causes of Performance Degradation in Non-invasive Electromyographic Pattern Recognition in Upper Limb Prostheses. *Frontiers in Neurorobotics*, 12. Récupérée 20 octobre 2022, à partir de <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnbot.2018.00058>
- LACQUANITI, F., & SOECHTING, J. F. (1982). Coordination of arm and wrist motion during a reaching task [Publisher: Society for Neuroscience Section: Articles]. *J. Neurosci.*, 2(4), 399-408. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.02-04-00399.1982>
- LACQUANITI, F., SOECHTING, J. F., & TERZUOLO, C. A. (1982). Some factors pertinent to the organization and control of arm movements. *Brain Research*, 252(2), 394-397. [https://doi.org/10.1016/0006-8993\(82\)90410-3](https://doi.org/10.1016/0006-8993(82)90410-3)
- LACQUANITI, F., TERZUOLO, C., & VIVIANI, P. (1983). The law relating the kinematic and figural aspects of drawing movements. *Acta Psychologica*, 54(1), 115-130. [https://doi.org/10.1016/0001-6918\(83\)90027-6](https://doi.org/10.1016/0001-6918(83)90027-6)
- LARISH, D. D., VOLP, C. M., & WALLACE, S. A. (1984). An empirical note on attaining a spatial target after distorting the initial conditions of movement via muscle vibration. *J Mot Behav*, 16(1), 76-83. <https://doi.org/10.1080/00222895.1984.10735312>

- LASHLEY, K. S. (1933). Integrative functions of the cerebral cortex. *Physiological Reviews*, 13(1), 1-42. <https://doi.org/10.1152/physrev.1933.13.1.1>
Publisher: American Physiological Society
- LATASH, M. L., SCHOLZ, J. P., & SCHÖNER, G. (2007). Toward a new theory of motor synergies [Publisher: Human Kinetics, Inc. Section: Motor Control]. *Motor Control*, 11(3), 276-308. <https://doi.org/10.1123/mcj.11.3.276>
- LAURETTI, C., DAVALLI, A., SACCHETTI, R., GUGLIEMELLI, E., & ZOLLO, L. (2016). Fusion of M-IMU and EMG signals for the control of trans-humeral prostheses [ISSN: 2155-1782]. *2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob)*, 1123-1128. <https://doi.org/10.1109/BIOROB.2016.7523782>
- LEE, J. W., CHO, C. W., SHIN, K. Y., LEE, E. C., & PARK, K. R. (2012). 3D gaze tracking method using Purkinje images on eye optical model and pupil [Publisher: Elsevier]. *Optics and Lasers in Engineering*, 50(5), 736-751.
- LEGRAND, M., MARCHAND, C., RICHER, F., TOUILLET, A., MARTINET, N., PAYSANT, J., MOREL, G., & JARRASSE, N. (2022). Simultaneous Control of 2DOF Upper-Limb Prosthesis With Body Compensations-Based Control: A Multiple Cases Study. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 30, 1745-1754. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2022.3186266>
- LEGRAND, M., MERAD, M., de MONTALIVET, E., ROBY-BRAMI, A., & JARRASSÉ, N. (2018). Movement-Based Control for Upper-Limb Prosthetics: Is the Regression Technique the Key to a Robust and Accurate Control? *Front. Neurobot.*, 12. <https://doi.org/10.3389/fnbot.2018.00041>
- LENTO, B., SEGAS, E., LCONTE, V., DOAT, E., & DE RUGY, A. (2023). ARM-NP: a dataset of Arm Reaching Movements from a Neutral Posture with gaze information in a 3D virtual environment. *In publication process, data to be posted on Zenodo.*
- LENZI, T., LIPSEY, J., & SENSINGER, J. W. (2016). The RIC Arm—A Small Anthropomorphic Transhumeral Prosthesis [Conference Name: IEEE/ASME Transactions on Mechatronics]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 21(6), 2660-2671. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2016.2596104>
- LI, S., ZHANG, X., & WEBB, J. D. (2017). 3-D-Gaze-Based Robotic Grasping Through Mimicking Human Visuomotor Function for People With Motion Impairments. *IEEE Trans Biomed Eng*, 64(12), 2824-2835. <https://doi.org/10.1109/TBME.2017.2677902>

- LI, Z., MILUTINOVIĆ, D., & ROSEN, J. (2017). From reaching to reach-to-grasp: The arm posture difference and its implications on human motion control strategy. *Exp Brain Res*, 235(5), 1627-1642. <https://doi.org/10.1007/s00221-017-4890-y>
- LIANG, F.-Y., ZHONG, C.-H., ZHAO, X., CASTRO, D. L., CHEN, B., GAO, F., & LIAO, W.-H. (2018). Online Adaptive and LSTM-Based Trajectory Generation of Lower Limb Exoskeletons for Stroke Rehabilitation. *2018 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, 27-32. <https://doi.org/10.1109/ROBIO.2018.8664778>
- LIMAKATSO, K., BEDWELL, G. J., MADDEN, V. J., & PARKER, R. (2020). *The prevalence and risk factors for phantom limb pain in people with amputations: A systematic review and meta-analysis | PLOS ONE*. Récupérée 13 septembre 2022, à partir de <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0240431>
- LIMAKATSO, K., & PARKER, R. (2021). Treatment Recommendations for Phantom Limb Pain in People with Amputations: An Expert Consensus Delphi Study. *PM R*, 13(11), 1216-1226. <https://doi.org/10.1002/pmrj.12556>
- LIN, Z., ZECCA, M., SESSA, S., BARTOLOMEO, L., ISHII, H., & TAKANISHI, A. (2011). Development of the wireless ultra-miniaturized inertial measurement unit WB-4: Preliminary performance evaluation. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, 2011*, 6927-30. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6091751>
- LIU, M., FU LI, Y., & LIU, H. (2020). 3D Gaze Estimation for Head-Mounted Devices based on Visual Saliency [ISSN: 2153-0866]. *2020 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 10611-10616. <https://doi.org/10.1109/IROS45743.2020.9341755>
- LIU, M., LI, Y., & LIU, H. (2021). Robust 3-D Gaze Estimation via Data Optimization and Saliency Aggregation for Mobile Eye-Tracking Systems [Conference Name: IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 70, 1-10. <https://doi.org/10.1109/TIM.2021.3065437>
- MADUSANKA, D. G. K., WIJAYASINGHA, L. N. S., GOPURA, R. A. R. C., AMARASINGHE, Y. W. R., & MANN, G. K. I. (2015). A review on hybrid myoelectric control systems for upper limb prosthesis. *2015 Moratuwa Engineering Research Conference (MERCOn)*, 136-141. <https://doi.org/10.1109/MERCOn.2015.7112334>
- MANCERON, P. (2022, mai 15). *IKPy*. Zenodo. <https://doi.org/10.5281/zenodo.6551158>
If you use this software, please cite it using the metadata from this file.

- MARCHAND, C., DE GRAAF, J. B., & JARRASSÉ, N. (2021). Measuring mental workload in assistive wearable devices: a review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 18(1), 160. <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00953-w>
- MARKOVIC, M., DOSEN, S., CIPRIANI, C., POPOVIC, D., & FARINA, D. (2014). Stereo-vision and augmented reality for closed-loop control of grasping in hand prostheses. *J Neural Eng*, 11(4), 046001. <https://doi.org/10.1088/1741-2560/11/4/046001>
- MARKOVIC, M., DOSEN, S., POPOVIC, D., GRAIMANN, B., & FARINA, D. (2015). Sensor fusion and computer vision for context-aware control of a multi degree-of-freedom prosthesis. *J Neural Eng*, 12(6), 066022. <https://doi.org/10.1088/1741-2560/12/6/066022>
- McFARLAND, L. V., HUBBARD WINKLER, S. L., HEINEMANN, A. W., JONES, M., & ESQUENAZI, A. (2010). Unilateral upper-limb loss: satisfaction and prosthetic-device use in veterans and servicemembers from Vietnam and OIF/OEF conflicts. *J Rehabil Res Dev*, 47(4), 299-316. <https://doi.org/10.1682/jrrd.2009.03.0027>
- MCMURROUGH, C., CONLY, C., ATHITSOS, V., & MAKEDON, F. (2012). 3D point of gaze estimation using head-mounted RGB-D cameras, 283-284. <https://doi.org/10.1145/2384916.2384994>
- MENDEZ, I., HANSEN, B. W., GRABOW, C. M., SMEDEGAARD, E. J. L., SKOGBERG, N. B., UTH, X. J., BRUHN, A., GENG, B., & KAMAVUAKO, E. N. (2017). Evaluation of the Myo armband for the classification of hand motions. *IEEE Int Conf Rehabil Robot, 2017*, 1211-1214. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2017.8009414>
- MERAD, M., de MONTALIVET, E., LEGRAND, M., MASTINU, E., ORTIZ-CATALAN, M., TOUILLET, A., MARTINET, N., PAYSANT, J., ROBY-BRAMI, A., & JARRASSÉ, N. (2020). Assessment of an automatic prosthetic elbow control strategy using residual limb motion for transhumeral amputated individuals with socket or osseointegrated prostheses. *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, 1-1. <https://doi.org/10.1109/TMRB.2020.2970065>
- MERAD, M., de MONTALIVET, E., LEGRAND, M., TOUILLET, A., MARTINET, N., PAYSANT, J., ROBY-BRAMI, A., & JARRASSE, N. (2019). Improving the control of prostheses in arm amputees with approaches based on motor coordination [Publisher: Taylor & Francis]. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22, S445-S447. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1714976>
- MERAD, M., de MONTALIVET, É., ROBY-BRAMI, A., & JARRASSÉ, N. (2016). Intuitive prosthetic control using upper limb inter-joint coordinations and IMU-based

- shoulder angles measurement: A pilot study [ISSN: 2153-0866]. *2016 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 5677-5682. <https://doi.org/10.1109/IROS.2016.7759835>
- MERAD, M., de MONTALIVET, É., TOUILLET, A., MARTINET, N., ROBY-BRAMI, A., & JARRASSÉ, N. (2018). Can We Achieve Intuitive Prosthetic Elbow Control Based on Healthy Upper Limb Motor Strategies? *Front. Neurobot.*, *12*. <https://doi.org/10.3389/fnbot.2018.00001>
- MICK, S., LAPEYRE, M., ROUANET, P., HALGAND, C., BENOIS-PINEAU, J., PACLET, F., CATTART, D., OUDEYER, P.-Y., & de RUGY, A. (2019). Reachy, a 3D-Printed Human-Like Robotic Arm as a Testbed for Human-Robot Control Strategies. *Frontiers in Neurobotics*, *13*. Récupérée 10 décembre 2022, à partir de <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnbot.2019.00065>
- MICK, S., SEGAS, E., DURE, L., HALGAND, C., BENOIS-PINEAU, J., LOEB, G. E., CATTART, D., & de RUGY, A. (2021). Shoulder kinematics plus contextual target information enable control of multiple distal joints of a simulated prosthetic arm and hand [Publisher: BioMed Central]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *18*(1). <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00793-0>
- MILLER, L. E., THEEUWEN, M., & GIELEN, C. C. A. M. (1992). The control of arm pointing movements in three dimensions. *Exp Brain Res*, *90*(2), 415-426. <https://doi.org/10.1007/BF00227256>
- MILLER, N., JENKINS, O., KALLMANN, M., & MATARIC, M. (2004). Motion capture from inertial sensing for untethered humanoid teleoperation. *4th IEEE/RAS International Conference on Humanoid Robots, 2004.*, *2*, 547-565 Vol. 2. <https://doi.org/10.1109/ICHR.2004.1442670>
- MONTAGNANI, F., CONTROZZI, M., & CIPRIANI, C. (2015a). Exploiting arm posture synergies in activities of daily living to control the wrist rotation in upper limb prostheses: A feasibility study. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc, 2015*, 2462-2465. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7318892>
- MONTAGNANI, F., CONTROZZI, M., & CIPRIANI, C. (2015b). Is it Finger or Wrist Dexterity That is Missing in Current Hand Prostheses? *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, *23*(4), 600-609. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2015.2398112>
- MORASSO, P. (1981). Spatial control of arm movements. *Exp Brain Res*, *42*(2), 223-227. <https://doi.org/10.1007/BF00236911>
- MORASSO, P. (1983). Three dimensional arm trajectories. *Biol. Cybern.*, *48*(3), 187-194. <https://doi.org/10.1007/BF00318086>

- MOSELEY, G. L. (2006). Graded motor imagery for pathologic pain: a randomized controlled trial. *Neurology*, 67(12), 2129-2134. <https://doi.org/10.1212/01.wnl.0000249112.56935.32>
- MOUCHOUX, J., CARISI, S., DOSEN, S., FARINA, D., SCHILLING, A. F., & MARKOVIC, M. (2021). Artificial Perception and Semiautonomous Control in Myoelectric Hand Prostheses Increases Performance and Decreases Effort [Conference Name: IEEE Transactions on Robotics]. *IEEE Transactions on Robotics*, 37(4), 1298-1312. <https://doi.org/10.1109/TRO.2020.3047013>
- MOULLET, E., ROBY-BRAMI, A., & GUIGON, E. (2022). What is the nature of motor adaptation to dynamic perturbations? [Publisher: Public Library of Science]. *PLOS Computational Biology*, 18(8), e1010470. <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1010470>
- NERLICH, A. G., ZINK, A., SZEIMIES, U., & HAGEDORN, H. G. (2000). Ancient Egyptian prosthesis of the big toe [Publisher: Elsevier]. *The Lancet*, 356(9248), 2176-2179. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(00\)03507-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(00)03507-8)
- NIELSEN, J. L., HOLMGAARD, S., JIANG, N., ENGLEHART, K. B., FARINA, D., & PARKER, P. A. (2011). Simultaneous and Proportional Force Estimation for Multifunction Myoelectric Prostheses Using Mirrored Bilateral Training [Conference Name: IEEE Transactions on Biomedical Engineering]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(3), 681-688. <https://doi.org/10.1109/TBME.2010.2068298>
- O'BRIEN, J. F., BODENHEIMER, R. E., BROSTOW, G. J., & HODGINS, J. K. (1999). *Automatic joint parameter estimation from magnetic motion capture data* (Technical Report) [Accepted: 2004-10-19T15:07:43Z]. Georgia Institute of Technology. Récupérée 25 septembre 2022, à partir de <https://smartech.gatech.edu/handle/1853/3408>
- OH, C., & CARLSEN, B. T. (2019). New innovations in targeted muscle reinnervation: A critical analysis review. *JBJS Reviews*, 7(6), e3. <https://doi.org/10.2106/JBJS.RVW.18.00138>
- OLDFIELD, R. C. (1971). The assessment and analysis of handedness: The edinburgh inventory. *Neuropsychologia*, 9(1), 97-113. [https://doi.org/10.1016/0028-3932\(71\)90067-4](https://doi.org/10.1016/0028-3932(71)90067-4)
- ORTIZ-CATALAN, M., GUÐMUNDSDÓTTIR, R. A., KRISTOFFERSEN, M. B., ZEPEDA-ECHAVARRIA, A., CAINE-WINTERBERGER, K., KULBACKA-ORTIZ, K., WIDEHAMMAR, C., ERIKSSON, K., STOCKSELIUS, A., RAGNÖ, C., PIHLAR, Z., BURGER, H., & HERMANSSON, L. (2016). Phantom motor execution facilitated by machine learning and augmented reality as treatment for phantom limb

- pain: A single group, clinical trial in patients with chronic intractable phantom limb pain. *The Lancet*, 388(10062), 2885-2894. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(16\)31598-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(16)31598-7)
- OSTLIE, K., FRANKLIN, R. J., SKJELDAL, O. H., SKRONDAL, A., & MAGNUS, P. (2011). Musculoskeletal pain and overuse syndromes in adult acquired major upper-limb amputees. *Arch Phys Med Rehabil*, 92(12), 1967-1973.e1. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.06.026>
- ØSTLIE, K., FRANKLIN, R. J., SKJELDAL, O. H., SKRONDAL, A., & MAGNUS, P. (2011). Assessing physical function in adult acquired major upper-limb amputees by combining the disabilities of the arm, shoulder and hand (DASH) outcome questionnaire and clinical examination. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92(10), 1636-1645. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.04.019>
- PALETTA, L., SANTNER, K., & FRITZ, G. (2013, juillet 30). An Integrated System for 3D Gaze Recovery and Semantic Analysis of Human Attention. <https://doi.org/10.48550/arXiv.1307.7848>
- PALETTA, L., SANTNER, K., FRITZ, G., HOFMANN, A., LODRON, G., THALLINGER, G., & MAYER, H. (2013). FACTS - a computer vision system for 3d recovery and semantic mapping of human factors. In M. CHEN, B. LEIBE & B. NEUMANN (Éd.), *Computer vision systems* (p. 62-72). Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-642-39402-7_7
- PARK, J., & ZAHABI, M. (2022). Cognitive Workload Assessment of Prosthetic Devices: A Review of Literature and Meta-Analysis. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 52, 1-15. <https://doi.org/10.1109/THMS.2022.3143998>
- PEPPOLONI, L., FILIPPESCHI, A., RUFFALDI, E., & AVIZZANO, C. A. (2013). A novel 7 degrees of freedom model for upper limb kinematic reconstruction based on wearable sensors [ISSN: 1949-0488]. *2013 IEEE 11th International Symposium on Intelligent Systems and Informatics (SISY)*, 105-110. <https://doi.org/10.1109/SISY.2013.6662551>
- PERES, S. C., PHAM, T., & PHILLIPS, R. (2013). Validation of the system usability scale (SUS): SUS in the wild. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 57(1), 192-196. <https://doi.org/10.1177/1541931213571043>
- PÉREZ DE SAN ROMAN, P., BENOIS-PINEAU, J., DOMENGER, J.-P., PACLET, F., CATAERT, D., & de RUGY, A. (2017). Saliency driven object recognition in ego-centric videos with deep CNN: Toward application in assistance to neuropros-

- theses. *Computer Vision and Image Understanding*, 164, 82-91. <https://doi.org/10.1016/j.cviu.2017.03.001>
- PERRY, B. N., ALPHONSO, A. L., TSAO, J. W., PASQUINA, P. F., ARMIGER, R. S., & MORAN, C. W. (2013). A Virtual Integrated Environment for phantom limb pain treatment and Modular Prosthetic Limb training [ISSN: 2331-9569]. *2013 International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR)*, 153-157. <https://doi.org/10.1109/ICVR.2013.6662105>
- PERRY, B. N., MERCIER, C., PETTIFER, S. R., COLE, J., & TSAO, J. W. (2014). Virtual reality therapies for phantom limb pain [eprint: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/ejp.559>]. *European Journal of Pain*, 18(7), 897-899. <https://doi.org/10.1002/ejp.559>
- PIRRI, F., PIZZOLI, M., & RUDI, A. (2011). A general method for the point of regard estimation in 3D space [ISSN: 1063-6919]. *CVPR 2011*, 921-928. <https://doi.org/10.1109/CVPR.2011.5995634>
- POPOVIC, D., & POPOVIC, M. (1998). Tuning of a nonanalytical hierarchical control system for reaching with FES [Conference Name: IEEE Transactions on Biomedical Engineering]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 45(2), 203-212. <https://doi.org/10.1109/10.661268>
- POPOVIC, M., & POPOVIC, D. (2001). Cloning biological synergies improves control of elbow neuroprostheses. *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, 20(1), 74-81. <https://doi.org/10.1109/51.897830>
- POPOVIC, M., & POPOVIC, D. B. (2000). Synergistic control for an elbow neuroprosthesis (T. SINKJÆR, D. POPOVIC & J. J. STRUIJK, Éd.) [Publisher: Center for Sensory-Motor Interaction (SMI), Department of Health Science and Technology, Aalborg University]. *IFESS 2000. NP 2000, Proceedings, 5th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society, 6th Triennial Conference "Neural Prostheses: Motor Systems", 18-24 June 2000, Aalborg, Denmark*, 490-493
Also available on CD-ROM.
- RAMACHANDRAN, V. S., ROGERS-RAMACHANDRAN, D., & COBB, S. (1995). Touching the phantom limb. *Nature*, 377(6549), 489-490. <https://doi.org/10.1038/377489a0>
- RAMIREZ, D. Z. M., NAKANDI, B., SSEKITOLEKO, R., ACKERS, L., MWAKA, E., KENNEY, L., HOLLOWAY, C., & DONOVAN-HALL, M. (2022). The lived experience of people with upper limb absence living in Uganda: A qualitative study [Publisher: AOSIS

- Publishing]. *African Journal of Disability (Online)*, 11, 1-13. <https://doi.org/10.4102/ajod.v11i0.890>
- RESNIK, L., EKERHOLM, S., BORGIA, M., & CLARK, M. A. (2019). A national study of veterans with major upper limb amputation: Survey methods, participants, and summary findings [Publisher: Public Library of Science]. *PLOS ONE*, 14(3), e0213578. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0213578>
- RESNIK, L., ETTER, K., KLINGER, S. L., & KAMBE, C. (2011). Using virtual reality environment to facilitate training with advanced upper-limb prosthesis. *JRRD*, 48(6), 707. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2010.07.0127>
- RESNIK, L., KLINGER, S. L., & ETTER, K. (2014). The DEKA Arm: its features, functionality, and evolution during the Veterans Affairs Study to optimize the DEKA Arm. *Prosthet Orthot Int*, 38(6), 492-504. <https://doi.org/10.1177/0309364613506913>
- RIBEIRO, J., MOTA, F., CAVALCANTE, T., NOGUEIRA, I., GONDIM, V., ALBUQUERQUE, V., & ALEXANDRIA, A. (2019). Analysis of man-machine interfaces in upper-limb prosthesis: A review [Number: 1 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute]. *Robotics*, 8(1), 16. <https://doi.org/10.3390/robotics8010016>
- ROCHE, A. D., REHBAUM, H., FARINA, D., & ASZMANN, O. C. (2014). Prosthetic myoelectric control strategies: A clinical perspective. *Curr Surg Rep*, 2(3), 44. <https://doi.org/10.1007/s40137-013-0044-8>
- ROTHGANGEL, A., & BEKRATER-BODMANN, R. (2019, janvier 25). *Mirror therapy versus augmented/virtual reality applications: towards a tailored mechanism-based treatment for phantom limb pain* [<https://doi.org/10.2217/pmt-2018-0066>] [Archive Location: London, UK Publisher: Future Medicine Ltd London, UK]. <https://doi.org/10.2217/pmt-2018-0066>
- SALMINGER, S., STURMA, A., ROCHE, A. D., MAYER, J. A., GSTOETTNER, C., & ASZMANN, O. C. (2019). Outcomes, challenges, and pitfalls after targeted muscle reinnervation in high-level amputees: Is it worth the effort? *Plastic and Reconstructive Surgery*, 144(6), 1037e. <https://doi.org/10.1097/PRS.00000000000006277>
- SCHEME, E., & ENGLEHART, K. (2011). Electromyogram pattern recognition for control of powered upper-limb prostheses: state of the art and challenges for clinical use. *J Rehabil Res Dev*, 48(6), 643-659. <https://doi.org/10.1682/jrrd.2010.09.0177>
- SCHONE, H. R., BAKER, C. I., KATZ, J., NIKOLAJSSEN, L., LIMAKATSO, K., FLOR, H., & MAKIN, T. R. (2022). Making sense of phantom limb pain [Publisher: BMJ Publi-

- shing Group Ltd Section: Cognitive neurology]. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 93(8), 833-843. <https://doi.org/10.1136/jnnp-2021-328428>
- SCHOT, W. D., BRENNER, E., & SMEETS, J. B. J. (2010). Posture of the arm when grasping spheres to place them elsewhere. *Exp Brain Res*, 204(2), 163-171. <https://doi.org/10.1007/s00221-010-2261-z>
- SCHULTZ, A. E., & KUIKEN, T. A. (2011). Neural interfaces for control of upper limb prostheses: The state of the art and future possibilities [eprint: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1016/j.pmrj.2010.06.016>]. *PM&R*, 3(1), 55-67. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2010.06.016>
- SCHWARTZ, A. B. (2016). Movement: How the Brain Communicates with the World. *Cell*, 164(6), 1122-1135. <https://doi.org/10.1016/j.cell.2016.02.038>
- SCOTT, S. H. (2004). Optimal feedback control and the neural basis of volitional motor control [Number: 7 Publisher: Nature Publishing Group]. *Nat Rev Neurosci*, 5(7), 532-545. <https://doi.org/10.1038/nrn1427>
- SEGAS, E., MICK, S., LECONTE, V., KLOTZ, R., CATTART, D., & de RUGY, A. (2022a, octobre 12). Data and code for intuitive movement-based prosthesis control in virtual reality [Type: dataset]. <https://doi.org/10.5281/zenodo.7187851>
This work was supported by the CNRS interdisciplinary project RoBioVis, and the ANR-DGA-ASTRID grant CoBioPro (ANR-20-ASTR-0012-1).
- SEGAS, E., MICK, S., LECONTE, V., KLOTZ, R., CATTART, D., & de RUGY, A. (2022b, octobre 17). *Intuitive movement-based prosthesis control enables arm amputees to reach naturally in virtual reality* (preprint). *Rehabilitation Medicine et Physical Therapy*. <https://doi.org/10.1101/2022.10.15.22281053>
- SHERMAN, R. A., SHERMAN, C. J., & GALL, N. G. (1980). A survey of current phantom limb pain treatment in the United States. *Pain*, 8(1), 85-99. [https://doi.org/10.1016/0304-3959\(80\)90092-5](https://doi.org/10.1016/0304-3959(80)90092-5)
- SHIMIZU, S., & FUJIYOSHI, H. (2011). Acquisition of 3D gaze information from eyeball movements using inside-out camera. *Proceedings of the 2nd Augmented Human International Conference*, 1-7. <https://doi.org/10.1145/1959826.1959832>
- SIGUT, J., & SIDHA, S.-A. (2011). Iris center corneal reflection method for gaze tracking using visible light. *IEEE Trans Biomed Eng*, 58(2), 411-419. <https://doi.org/10.1109/TBME.2010.2087330>
- SKURIC, A., PADOIS, V., & DANNEY, D. (2023). Approximating robot reachable space using convex polytopes. *Human-Friendly Robotics 2022: HFR: 15th International Workshop on Human-Friendly Robotics*, 45-60.

- SOBER, S. J., & SABES, P. N. (2005). Flexible strategies for sensory integration during motor planning. *Nat Neurosci*, 8(4), 490-497. <https://doi.org/10.1038/nn1427>
Number: 4 Publisher: Nature Publishing Group
- SOECHTING, J. F., BUNEO, C. A., HERRMANN, U., & FLANDERS, M. (1995). Moving effortlessly in three dimensions: Does donders' law apply to arm movement? [Publisher: Society for Neuroscience Section: Articles]. *J. Neurosci.*, 15(9), 6271-6280. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.15-09-06271.1995>
- SOECHTING, J. F., & FLANDERS, M. (1993). Parallel, interdependent channels for location and orientation in sensorimotor transformations for reaching and grasping [Publisher: American Physiological Society]. *Journal of Neurophysiology*, 70(3), 1137-1150. <https://doi.org/10.1152/jn.1993.70.3.1137>
- SOECHTING, J. F., & LACQUANITI, F. (1981). Invariant characteristics of a pointing movement in man [Publisher: Society for Neuroscience Section: Articles]. *J. Neurosci.*, 1(7), 710-720. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.01-07-00710.1981>
- SPLAVSKI, B., ROTIM, K., BOOP, F. A., GIENAPP, A. J., & ARNAUTOVIĆ, K. I. (2020). Ambroise Paré: His Contribution to the Future Advancement of Neurosurgery and the Hardships of His Times Affecting His Life and Brilliant Career. *World Neurosurg*, 134, 233-239. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2019.10.187>
- SUBEDI, B., & GROSSBERG, G. T. (2011). Phantom limb pain: Mechanisms and treatment approaches. *Pain Research and Treatment*, 2011, 1-8. <https://doi.org/10.1155/2011/864605>
- SYNOFZIK, M., VOSGERAU, G., & NEWEN, A. (2008). I move, therefore i am: A new theoretical framework to investigate agency and ownership. *Consciousness and Cognition*, 17(2), 411-424. <https://doi.org/10.1016/j.concog.2008.03.008>
- TAKEMURA, K., TAKAHASHI, K., TAKAMATSU, J., & OGASAWARA, T. (2014). Estimating 3-D Point-of-Regard in a Real Environment Using a Head-Mounted Eye-Tracking System. *Human-Machine Systems, IEEE Transactions on*, 44, 531-536. <https://doi.org/10.1109/THMS.2014.2318324>
- TODOROV, E., & JORDAN, M. I. (2002). Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nat Neurosci*, 5(11), 1226-1235. <https://doi.org/10.1038/nn963>
- TORRES, E. B., & ZIPSER, D. (2002). Reaching to Grasp With a Multi-Jointed Arm. I. Computational Model [Publisher: American Physiological Society]. *Journal of Neurophysiology*, 88(5), 2355-2367. <https://doi.org/10.1152/jn.00030.2002>
- TORRES, E. B., & ZIPSER, D. (2004). Simultaneous control of hand displacements and rotations in orientation-matching experiments [Publisher: American Physiologi-

- cal Society]. *Journal of Applied Physiology*, 96(5), 1978-1987. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00872.2003>
- TRESILIAN, J. (2013, juillet 1). *Sensorimotor Control & Learning: An Introduction to the Behavioral Neuroscience of Action*.
- TRIANAFYLLIDIS, E., & LI, Z. (2021). The Challenges in Modeling Human Performance in 3D Space with Fitts' Law [event-place: New York, NY, USA]. *Extended Abstracts of the 2021 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, 1-9. <https://doi.org/10.1145/3411763.3443442>
- TSAKIRIS, M., SCHÜTZ-BOSBACH, S., & GALLAGHER, S. (2007). On agency and body-ownership: Phenomenological and neurocognitive reflections. *Consciousness and Cognition*, 16(3), 645-660. <https://doi.org/10.1016/j.concog.2007.05.012>
- TSENG, Y., SCHOLZ, J. P., & SCHÖNER, G. (2002). Goal-equivalent joint coordination in pointing: affect of vision and arm dominance. *Motor Control*, 6(2), 183-207. <https://doi.org/10.1123/mcj.6.2.183>
- TUNG, M. L., MURPHY, I. C., GRIFFIN, S. C., ALPHONSO, A. L., HUSSEY-ANDERSON, L., HUGHES, K. E., WEEKS, S. R., MERRITT, V., YETTO, J. M., PASQUINA, P. F., & TSAO, J. W. (2014). Observation of limb movements reduces phantom limb pain in bilateral amputees. *Ann Clin Transl Neurol*, 1(9), 633-638. <https://doi.org/10.1002/acn3.89>
- TURTON, A. J., PALMER, M., GRIEVE, S., MOSS, T. P., LEWIS, J., & MCCABE, C. S. (2013). Evaluation of a prototype tool for communicating body perception disturbances in complex regional pain syndrome. *Front Hum Neurosci*, 7, 517. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2013.00517>
- UNO, Y., KAWATO, M., & SUZUKI, R. (1989). Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. *Biol. Cybern.*, 61(2), 89-101. <https://doi.org/10.1007/BF00204593>
- VIRAMETEEKUL, S., & BHIDAYASIRI, R. (2022). We Move or Are We Moved? Unpicking the Origins of Voluntary Movements to Better Understand Semivoluntary Movements. *Front Neurol*, 13, 834217. <https://doi.org/10.3389/fneur.2022.834217>
- VIVIANI, P., & GENZATO, M. (1985). Segmentation and coupling in complex movements [Place: US Publisher: American Psychological Association]. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 11, 828-845. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.11.6.828>
- VIVIANI, P., & FLASH, T. (1995). Minimum-jerk, two-thirds power law, and isochrony: converging approaches to movement planning [Place: US Publisher: American

- Psychological Association]. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 21, 32-53. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.21.1.32>
- WAN, Z., XIONG, C., LI, Q., CHEN, W., WONG, K., & WU, S. (2020). Accurate Regression-Based 3D Gaze Estimation Using Multiple Mapping Surfaces. *IEEE Access*, 8, 166460-166471. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.3023448>
- WAN, Z., WANG, X., ZHOU, K., CHEN, X., & WANG, X. (2018). A Novel Method for Estimating Free Space 3D Point-of-Regard Using Pupillary Reflex and Line-of-Sight Convergence Points. *Sensors*, 18, 2292. <https://doi.org/10.3390/s18072292>
- WANG, H., PI, J., QIN, T., SHEN, S., & SHI, B. E. (2018). SLAM-based localization of 3D gaze using a mobile eye tracker | Proceedings of the 2018 ACM Symposium on Eye Tracking Research & Applications. Récupérée 1 novembre 2022, à partir de <https://dl.acm.org/doi/abs/10.1145/3204493.3204584>
- WOLPERT, D. M. (1997). Computational approaches to motor control. *Trends in Cognitive Sciences*, 1(6), 209-216. [https://doi.org/10.1016/S1364-6613\(97\)01070-X](https://doi.org/10.1016/S1364-6613(97)01070-X)
- WOLPERT, D. M., GHAHRAMANI, Z., & JORDAN, M. I. (1994). Perceptual distortion contributes to the curvature of human reaching movements. *Exp Brain Res*, 98(1), 153-156. <https://doi.org/10.1007/BF00229120>
- WOLPERT, D. M., GHAHRAMANI, Z., & JORDAN, M. I. (1995). Are arm trajectories planned in kinematic or dynamic coordinates? an adaptation study. *Exp Brain Res*, 103(3), 460-470. <https://doi.org/10.1007/BF00241505>
- WOOD, G., & PARR, J. (2022, mai 5). A tool for measuring mental workload during prosthesis use: The prosthesis task load index (PROS-TLX). <https://doi.org/10.31234/osf.io/k2uq5>
- WOSNITZKA, M., PAPENHOFF, M., REINERSMANN, A., & MAIER, C. (2014). [Mirror therapy for the treatment of phantom limb pain after bilateral thigh amputation. A case report]. *Schmerz*, 28(6), 622-627. <https://doi.org/10.1007/s00482-014-1500-9>
- YANG, J.-F., SCHOLZ, J. P., & LATASH, M. L. (2007). The role of kinematic redundancy in adaptation of reaching. *Exp Brain Res*, 176(1), 54-69. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0602-8>
- YEOM, H. G., KIM, J. S., & CHUNG, C. K. (2020). LSTM Improves Accuracy of Reaching Trajectory Prediction From Magnetoencephalography Signals [Conference Name: IEEE Access]. *IEEE Access*, 8, 20146-20150. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.2969720>
- YOUNG, A. J., SMITH, L. H., ROUSE, E. J., & HARGROVE, L. J. (2012). A new hierarchical approach for simultaneous control of multi-joint powered prostheses [ISSN:

- 2155-1782]. *2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, 514-520. <https://doi.org/10.1109/BioRob.2012.6290709>
- YOUNG, A. J., SMITH, L. H., ROUSE, E. J., & HARGROVE, L. J. (2013). Classification of simultaneous movements using surface EMG pattern recognition. *IEEE Trans Biomed Eng*, *60*(5), 1250-1258. <https://doi.org/10.1109/TBME.2012.2232293>
- ZHONG, B., HUANG, H., & LOBATON, E. (2022). Reliable Vision-Based Grasping Target Recognition for Upper Limb Prostheses [Conference Name: IEEE Transactions on Cybernetics]. *IEEE Transactions on Cybernetics*, *52*(3), 1750-1762. <https://doi.org/10.1109/TCYB.2020.2996960>
- ZHOU, H., & ALICI, G. (2022). Non-Invasive Human-Machine Interface (HMI) Systems With Hybrid On-Body Sensors for Controlling Upper-Limb Prosthesis: A Review [Conference Name: IEEE Sensors Journal]. *IEEE Sensors Journal*, *22*(11), 10292-10307. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2022.3169492>
- ZHOU, H., & HU, H. (2008). Human motion tracking for rehabilitation—a survey. *Biomedical Signal Processing and Control*, *3*(1), 1-18. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2007.09.001>
- ZHU, R., & ZHOU, Z. (2004). A real-time articulated human motion tracking using tri-axis inertial/magnetic sensors package [Conference Name: IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *12*(2), 295-302. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2004.827825>
- ZIEGLER-GRAHAM, K., MACKENZIE, E. J., EPHRAIM, P. L., TRAVISON, T. G., & BROOKMEYER, R. (2008). Estimating the prevalence of limb loss in the united states: 2005 to 2050. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *89*(3), 422-429. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.11.005>
- ZIPSER, D., & TORRES, E. (2007, janvier 1). Computing movement geometry: A step in sensory-motor transformations. In P. CISEK, T. DREW & J. F. KALASKA (Éd.), *Progress in brain research* (p. 411-424). Elsevier. [https://doi.org/10.1016/S0079-6123\(06\)65026-7](https://doi.org/10.1016/S0079-6123(06)65026-7)

Cinquième partie

Annexes

Annexe A

Publications et Présentations Orales

A.1 Publications

MICK, S., SEGAS, E., DURE, L., HALGAND, C., BENOIS-PINEAU, J., LOEB, G. E., CATTART, D., & de RUGY, A. (2021). Shoulder kinematics plus contextual target information enable control of multiple distal joints of a simulated prosthetic arm and hand [Publisher : BioMed Central]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 18(1). <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00793-0>

SEGAS, E., MICK, S., LECONTE, V., KLOTZ, R., CATTART, D., & de RUGY, A. (2022b, octobre 17). Intuitive movement-based prosthesis control enables arm amputees to reach naturally in virtual reality (preprint). *Rehabilitation Medicine et Physical Therapy*. <https://doi.org/10.1101/2022.10.15.22281053>

A.2 Présentations orales

Participation à Ma Thèse en 180s 2022 : <https://www.youtube.com/watch?v=F7UL5FpJqzQ>

Présentation orale à The International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK) 2022 : "Intuitive prosthesis control based on residual movements and their goals enables amputees to pick and place objects as with their natural arm" (10min)

Présentation orale au Forum des Sciences Cognitives : « Prothèse du membre supérieur : vers un contrôle plus naturel ? » (10 min)

Présentation orale type MT180s à la journée de l'École doctorale Sociétés, politique, santé publique 2022.

Présentation orale journée de l'INICIA

Annexe B

Vidéos d'illustration

Vidéo 1 : Participant valide de l'Exp2 effectuant la tâche en réalité virtuelle avec un contrôle Naturel.

<https://youtu.be/XPIlkrjwTtc>

Vidéo 2 : Participant valide de l'Exp2 effectuant la tâche en réalité virtuelle avec un contrôle PCI.

<https://youtu.be/ToVi0VVHm-Y>

Vidéo 3 : Participant valide de l'Exp2 effectuant la tâche en réalité virtuelle avec un contrôle PCA.

<https://youtu.be/QcdB1DNGwjA>

Vidéos 4-6 : Participants amputés de l'Exp3 effectuant la tâche en réalité virtuelle avec un contrôle PCA.

<https://youtu.be/Utoa9aYWRK0>

<https://youtu.be/RpZwwJ9-bEg>

<https://youtu.be/T2NR02exeR0>

Vidéo 7 : Participant valide de l'Exp4 effectuant la tâche en réalité virtuelle avec un contrôle PCA gd (50 premières cibles sur les 200 présentées, **N.B. premier contrôle utilisé par ce participant**).

<https://youtu.be/7LcmoCfGpVM>

Vidéo 8 : Participant valide de l'Exp4 effectuant la tâche en réalité virtuelle avec un contrôle PCA gd (50 dernières cibles sur les 200 présentées).

<https://youtu.be/eh4DrGgkac>

Vidéo 9 : Participant valide de l'Exp4 effectuant la tâche en réalité virtuelle avec un contrôle CA gd (50 premières cibles sur les 200 présentées).

<https://youtu.be/9Nle4yPstXI>

Vidéo 10 : Participant valide de l'Exp4 effectuant la tâche en réalité virtuelle avec un contrôle CA gd (50 dernières cibles sur les 200 présentées).

<https://youtu.be/ziFIVXVKyyM>

Vidéo 11 : Participant amputé de l'Exp5c effectuant la tâche sur la plate-forme robotique Reachy avec un contrôle PCA (bloc de Test).

<https://youtu.be/WKxln9Dxlsg>

Vidéo 12 : Participant amputé de l'Exp5c effectuant la tâche sur la plate-forme robotique Reachy avec un contrôle PCA (bloc non inclus dans les analyses).

<https://youtu.be/gGw4cuJHKhM>

Vidéo 13 : Visualisation du fonctionnement du mouvement complémentaire mc.

<https://youtu.be/l6kekwwgDQ38>

Vidéo 14 : Participant valide de l'Exp6 effectuant la tâche sur la plate-forme robotique Reachy avec un contrôle Naturel mc.

<https://youtu.be/1QUTDkflXtg>

Vidéo 15 : Participant valide de l'Exp6 effectuant la tâche sur la plate-forme robotique Reachy avec un contrôle PCA gd/mc.

<https://youtu.be/xa2iyg-Lt84>

Annexe C

Retours des participants amputés de l'Exp3

Réactions à propos du contrôle proposé des participants amputés de l'Exp3 recueillies de façon informelle. Dans le but de conserver l'anonymat des participants, les numéros indiqués ne correspondent pas aux numéros indiqués dans la table II.1.1. Dans le même but, un X remplace le nombre d'années depuis l'amputation dans la citation du participant 7.

Participant amputé 1 :

Participant : « Une prothèse qui se dirigerait comme ça ? Je prends de suite. »

Expérimentateur : « Vous avez l'impression que c'est le mouvement naturel ? »

Participant : « Oui. »

Participant amputé 2 :

Participant : « Finalement, c'est assez intuitif. »

Participant amputé 3 :

Le participant rapporte qu'il prendrait une prothèse qui se comporterait comme cela.

Participant amputé 4 :

Participant : « Faire un vrai mouvement du bras, c'est agréable. »

Le participant a rapporté qu'il trouvait le bras un peu trop raide à certain moment.

Participant amputé 5 :

Participant : « C'est intuitif, c'est facile. »

Participant amputé 6 :

Participant : « Le mouvement ne me fait pas penser à un mouvement naturel, c'est quand je suis sur la cible que le poignet est bien placé. »

Participant amputé 7 :

Participant : « C'est étonnant. »

Participant : « Il y a X ans que je ne peux plus faire ça, c'est émouvant. »

Annexe D

Questionnaire F-SUS

Évaluez chacune de ces affirmations en indiquant à l'aide de l'échelle à quel point vous êtes en accord avec elles.

Item du F-SUS	1 (Pas du tout d'accord)	2	3	4	5 (Tout à fait d'accord)
1. Je voudrais utiliser ce contrôle de bras fréquemment.					
2. Ce contrôle de bras est inutilement complexe.					
3. Ce contrôle de bras est facile à utiliser.					
4. J'aurais besoin du soutien d'un technicien pour être capable d'utiliser ce contrôle de bras.					
5. Les différentes fonctionnalités de ce contrôle de bras sont bien intégrées.					
6. Il y a trop d'incohérences dans ce contrôle de bras.					
7. La plupart des gens apprendront à utiliser ce contrôle de bras très rapidement.					
8. Ce contrôle de bras est très lourd à utiliser.					
9. Je me suis senti·e très en confiance en utilisant ce contrôle de bras.					
10. J'ai eu besoin d'apprendre beaucoup de choses avant de pouvoir utiliser ce contrôle de bras.					

Annexe E

Questionnaire Pros-TLX

Les 8 échelles de mesure suivantes ont été imaginées pour évaluer votre expérience durant la tâche. Veuillez évaluer la procédure en indiquant le chiffre qui correspond le plus à votre expérience dans chacune des 8 échelles présentées. Les échelles vont de « Faible » à gauche à « Élevé » à droite. Veuillez écouter les descriptions attentivement.

Charge mentale

À quel point était-il mentalement fatigant d'utiliser ce contrôle de bras durant cette tâche ?

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Faible																			Élevé

Demande physique

À quel point était-il physiquement fatigant d'utiliser ce contrôle de bras durant cette tâche ?

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Faible																			Élevé

Attention visuelle

À quel point deviez-vous regarder le bras virtuel alors que vous bougiez durant cette tâche ?

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Faible																			Élevé

Traitement conscient

À quel point deviez-vous penser à votre façon de bouger durant cette tâche ?

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Faible																			Élevé

Frustration

À quel point étiez-vous inquiet·iète, découragé·e, irrité·e. ou contrarié·e durant cette tâche ?

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Faible																			Élevé

Stress situationnel

À quel point vous sentiez-vous anxieux·se ou stressé·e durant cette tâche ?

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Faible																			Élevé

Pression temporelle

À quel point vous sentiez-vous pressé·e ou précipité·e durant cette tâche ?

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Faible																			Élevé

Incertitude

À quel point ce contrôle de bras était-il imprédictible durant la réalisation de cette tâche ?

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Faible																			Élevé

Comparaisons par paires

Je vais vous donner des couples de titres. Veuillez choisir lequel des deux titres pour chaque couple correspond le plus à votre expérience lors de la tâche. Veuillez considérer vos choix avec attention et vous assurer d'être en accord avec votre utilisation des échelles précédentes. Il n'y a pas de bonne ou de mauvaise réponse. Nous sommes uniquement intéressés par votre opinion.

Charge mentale Ou Demande physique	Demande physique Ou Pression temporelle	Charge mentale Ou Traitement conscient	Attention visuelle Ou Stress situationnel
Traitement conscient Ou Pression temporelle	Frustration Ou Incertitude	Stress situationnel Ou Charge mentale	Stress situationnel Ou Frustration
Demande physique Ou Traitement conscient	Charge mentale Ou Attention visuelle	Demande physique Ou Attention visuelle	Incertitude Ou Stress situationnel
Attention visuelle Ou Traitement conscient	Pression temporelle Ou Stress situationnel	Attention visuelle Ou Frustration	Demande physique Ou Incertitude
Stress situationnel Ou Demande physique	Attention visuelle Ou Pression temporelle	Demande physique Ou Frustration	Stress situationnel Ou Traitement conscient
Traitement conscient Ou Incertitude	Charge mentale Ou Pression temporelle	Traitement conscient Ou Frustration	Charge mentale Ou Incertitude
Pression temporelle Ou Incertitude	Attention visuelle Ou Incertitude	Charge mentale Ou Frustration	Frustration Ou Pression temporelle