



HAL
open science

Motricité bio-inspirée d'un bras artificiel : vers l'intégration de coordinations motrices naturelles dans le contrôle d'une prothèse de membre supérieur

Sébastien Mick

► To cite this version:

Sébastien Mick. Motricité bio-inspirée d'un bras artificiel : vers l'intégration de coordinations motrices naturelles dans le contrôle d'une prothèse de membre supérieur. Psychologie. Université de Bordeaux, 2020. Français. NNT : 2020BORD0117 . tel-03026510

HAL Id: tel-03026510

<https://theses.hal.science/tel-03026510>

Submitted on 26 Nov 2020

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

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



université
de **BORDEAUX**



THÈSE

présentée pour obtenir le grade de
DOCTEUR de l'Université de Bordeaux
École doctorale n°545 Société, Politique, Santé Publique
Spécialité : Sciences cognitives et ergonomie
Option : Sciences cognitives

**Motricité bio-inspirée d'un bras artificiel :
vers l'intégration de coordinations motrices
naturelles dans le contrôle d'une prothèse de
membre supérieur**

PAR : SÉBASTIEN MICK

SOUTENUE LE : 30 SEPTEMBRE 2020

Sous la direction de : Aymar de Ruyg, directeur de recherche

à : l'Institut de Neurosciences Cognitives et Intégratives d'Aquitaine (INCIA), Bordeaux

Membres du jury

PRÉSIDENT : Michel Guerraz, Professeur Univ. Savoie Mont-Blanc

RAPPORTEUR : Bastien Berret, MCU Univ. Paris-Sud & Paris-Saclay

RAPPORTEUR : Philippe Souères, DR CNRS, LAAS, Toulouse

EXAMINATRICE : Serena Ivaldi, CRCN Inria, centre Nancy Grand-Est

DIRECTEUR DE THÈSE : Aymar de Ruyg, DR CNRS, INCIA, Bordeaux

RÉSUMÉ

Chez l'humain, la perte de fonctions motrices causée par l'absence d'une partie du bras affecte l'autonomie et la capacité à réaliser des tâches du quotidien. Pour rétablir certaines des fonctions perdues, la personne handicapée peut utiliser une prothèse qui remplace la partie absente du bras. Aujourd'hui, les prothèses les plus avancées mesurent l'activité des muscles du moignon pour commander leurs articulations. Cependant, plus le handicap est important, plus nombreuses sont les fonctions motrices à restaurer mais moins nombreux sont les muscles à partir desquels recueillir ces mesures. En vue de surmonter cet obstacle, cette thèse explore comment l'emploi de coordinations motrices, c'est-à-dire de régularités dans les rotations des différentes articulations, peut contribuer au pilotage d'une prothèse de bras. À cette fin, deux plateformes expérimentales intervenant comme substituts à une véritable prothèse sont élaborées : un bras robotique anthropomorphe à taille humaine, et un bras simulé dans un dispositif de réalité virtuelle. Une première expérience met des participants valides aux commandes de ce bras robotique, piloté de façon à ce que son extrémité reproduise les déplacements de la main du participant. Dans une tâche d'atteinte de cible, elle compare la qualité du pilotage selon que le robot adopte des postures plutôt bio-mimétiques ou biologiquement invraisemblables, pour atteindre avec son extrémité le but défini par le participant. Cette expérience montre que la familiarisation au pilotage du robot est meilleure lorsque ses coordinations articulaires sont proches de celles d'un bras humain. Dans une seconde expérience, des participants valides pilotent un bras virtuel dont l'épaule imite les mouvements de leur propre bras, tandis que ses articulations distales (coude et au-delà) sont commandées artificiellement. Dans une tâche de prise et pose d'objet, elle compare la qualité du pilotage selon que ces articulations distales sont commandées uniquement à partir des rotations de l'épaule réelle, ou en intégrant également des informations contextuelles relatives à la cible à atteindre. Cette expérience révèle que l'inclusion d'informations contextuelles améliore notablement la qualité du pilotage. Dans leur ensemble, ces résultats montrent que les coordinations motrices naturelles sont une source d'informations pertinentes pour le pilotage d'une prothèse de bras et peuvent être employées en combinaison avec d'autres signaux de commande pour enrichir ses capacités motrices. En termes d'applications, ils fournissent des pistes pour la conception de techniques de pilotage exploitant les coordinations motrices naturelles pour piloter plusieurs articulations simultanément.

Mots-clés : prothèse de bras, handicap, bras robotique, contrôle moteur, coordinations motrices, bio-mimétisme, téléopération, réalité virtuelle

ABSTRACT

In humans, the loss of motor functions associated with the absence of part of the arm disrupts autonomy and reduces the ability to carry out tasks of daily life. To restore some of the lost functions, a person with the aforementioned upper limb disability can use a prosthesis, which replaces the missing part of the arm. To this day, the most advanced prostheses measure the activity of muscles located in the stump to control their joints. However, a higher level of disability implies that the prosthesis must restore more motor functions with fewer available muscles from which command signals can be measured. In order to overcome this obstacle, this thesis explores how motor coordinations *i.e.* regularities in the way the different joints are put in motion, can be used to drive an arm prosthesis. With this aim, two experimental platforms were developed to act as substitutes for an actual prosthesis : a human-like robotic arm, and a simulated arm in a virtual reality setup. In a first experiment, this robotic arm is driven by able-bodied participants so that its endpoint reproduces the motion of their own hand. Based on a target-reaching task, this experiment compares how well participants perform with this control scheme in two distinct conditions. These conditions correspond to two different strategies to choose the robot's postures when placing its endpoint on the goal defined by the participant : rather human-like or biologically implausible. The results show that employing joint coordinations close to those of a human arm elicits better familiarization to the robot's control scheme. In a second experiment, able-bodied participants drive a virtual arm whose shoulder mimics the participant's actual shoulder motion while its distal joints (elbow and lower) are artificially controlled. Based on a pick-and-place task, this experiment compares how efficiently participants manage to drive the virtual arm with two distinct control schemes. One controls these distal joints' rotations solely from the actual shoulder's motion whereas the other uses additional information in the form of contextual, target-related data. The results reveal that including this contextual information notably improves the performance achieved during the task. Overall, these results show that natural joint coordinations provide a relevant source of information for the control of an arm prosthesis and can be combined with other types of command signals to further expand its motor functions. Regarding application to real-life prosthesis use, they provide insight for the design of control schemes employing natural motor coordinations to drive multiple joints simultaneously.

Keywords : arm prosthesis, handicap, robotic arm, motor control, motor coordinations, human-likeness, teleoperation, virtual reality

REMERCIEMENTS ET DÉDICACES

Notre route est droite, mais la pente est forte.

JEAN-PIERRE RAFFARIN, alors premier
ministre, devant l'Assemblée nationale
3 juillet 2002

Me réclamant du sens de l'humour farfelu mais espiègle dont font preuve certains chercheurs (Oodendijk *et al.*, 2020), je sors cette citation de son contexte pour en faire un épigraphe cocasse, tout en sautant sur l'occasion pour y projeter mes propres idées, mes propres mots. Bien des auteurs avant moi ont su mettre en lumière les particularités du travail de recherche et tous les petits détails qui le distinguent des autres formes de travail que l'on rencontre dans le milieu professionnel. N'ayant pas la prétention de faire mieux qu'eux, j'ai donc choisi de citer cette phrase pour la sobriété avec laquelle elle peut résumer la situation telle que je me la figure. Assurément, le chemin que l'on emprunte individuellement dans le monde de la recherche peut s'avérer tortueux et alambiqué, voire exiger que l'on revienne sur ses pas. Mais *notre* route, c'est-à-dire celle de la communauté scientifique dans son ensemble, celle que nous traçons toutes et tous ensemble à mesure que nous faisons progresser la recherche, cette route est droite car elle suit toujours le même cap : l'expansion du champ des connaissances.

N'en déplaise aux porte-parole (et porte-flingue) des idéologies politiques obnubilées par la productivité et la performance, la pente ne serait pas aussi forte si tant de décideurs ne s'employaient pas, aussi sciemment que cyniquement, à saboter les fondations de la recherche publique. Et pourtant nous sommes là, par dizaines de milliers, à tant sacrifier par passion et par goût de la « science bien faite », bien plus que par sens du profit. Que nous ayons les mains dans le cambouis, les pipettes, les télescopes, les vestiges archéologiques, les équations, les feuilles de calcul ou la paperasse, nous savons à quel point la recherche se nourrit du collectif. Nous savons qu'elle a besoin des petits comme des grands, des découvertes majeures comme des échecs et des culs-de-sac, plutôt que de la concurrence et de l'excellence de quelques champions triés sur le volet. Nous ne sommes certes pas parfaits et péchons parfois par orgueil en cédant aux délices des honneurs individuels, voire de la gloire pour les plus gâtés. Mais à moins que l'on s'en détache pour de bon, c'est le quotidien du laboratoire qui nous rappelle que la recherche se construit à plusieurs : comme l'écrivait mon père en ouverture de sa propre thèse, elle est le fruit « d'une multitude pour une multitude ». Alors je souhaite dédier cet ouvrage à la constellation d'individus qui ont rendu mes travaux possibles et en compagnie desquels j'ai cheminé le long

de cette route.

Mon premier merci va à mes parents, dont l'affection et la générosité sont aussi inconditionnelles que précieuses. L'éducation que j'ai reçue de vous m'a mené là où je suis aujourd'hui, la tête pleine d'équations et formules autant que de notes de musique et tirades de théâtre. Si je peux voler si haut de mes propres ailes, c'est bien grâce au nid douillet que vous avez construit et aux plumes dont vous m'avez fait don. Soyez fiers de moi, fiers de vous.

Un grand et chaleureux merci revient à Aymar, dont la vision d'architecte m'a permis d'être l'artisan de cette thèse. À chaque étape de sa réalisation, votre expérience et vos directives avisées ont été essentielles à son aboutissement. Il me tient aussi à cœur de saluer la confiance avec laquelle vous avez supervisé mes travaux pendant ces trois années, me laissant libre d'explorer, changer d'avis, renoncer et même être têtue.

Je remercie également Pierre-Yves pour m'avoir guidé lors de mes premiers pas dans le monde de la recherche, d'abord en stage puis en doctorat ; et Jean-René pour m'avoir accueilli à l'INRIA avec une familiarité qui m'a permis de m'y sentir très vite chez moi. Ce sentiment fut assurément entretenu par mes chers collègues de laboratoire, grâce à votre convivialité à toute épreuve, vos généreux coups de main et toutes ces petites choses qui font vivre la recherche jour après jour. En particulier, comment ne pas remercier Daniel, Florent et Christophe, pour votre aide précieuse tant scientifique que technique, mais aussi vos passages en salle de manip' pour y jouer les cobayes.

Dans l'accomplissement de mes travaux de thèse, je dois aussi beaucoup à mes confrères roboticiens Pierre et Matthieu, pour toutes nos heures passées à bricoler robots et capteurs, dépanner du code écrit à six ou huit mains et mettre sur pied des démonstrations avec les moyens du bord. Que de chemin parcouru depuis nos premiers prototypes !

Il me faut bien sûr rendre hommage à ce bureau au fond du couloir, et à celles et ceux qui s'y succèdent. Mathilde, Matthieu, Camille, Théo, Éloïse, Effie et tant d'autres, grâce à votre bienveillance et votre solidarité, la thèse paraît une montagne plus facile à gravir. Continuez à prendre soin de cette atmosphère d'entraide qui rend le labeur quotidien plus agréable.

Je tiens également à témoigner ma reconnaissance à Gauthier et Duncan pour nos discussions passionnées dans les moments où me changer les idées devenait impérieux. Votre érudition a souvent été l'excuse que j'attendais pour m'autoriser à procrastiner sans pour autant perdre mon temps. Je dois aussi à votre maîtrise pointue de la langue anglaise d'avoir pu apporter un si grand soin à la rédaction de mes publications.

Je ne manque pas de rendre grâce à mes nombreux amis rencontrés à Bordeaux, pour tous les moments de bonne chère, de jeu, de rire, de curiosité, et de philosophie que nous partageons si

souvent. Une pensée particulière pour Aline, Nicolas, Jean, Charles et Jérémy, ingénieurs qui comme moi avez pris la route du doctorat, quoi qu'en pensent certains enseignants. Une autre pensée pour Anthony, Florian, Thibaud, Alexandre et Sylvain qui, évidemment, n'avez mis vos compétences au service du Grand Capital que pour mieux le détourner de ses viles ambitions et rendre le monde meilleur.

Tant de remerciements reviennent à Johann, Thomas et Mike, pour votre amitié sincère, fidèle et chaleureuse grâce à laquelle je ne cesse de m'épanouir. Qu'importe où nous mèneront nos chemins respectifs, je sais qu'ils finiront toujours par se croiser, ici ou à l'autre bout du monde, au sommet d'une dune ou autour d'une table. Au plaisir de fêter comme il se doit les dix ans de notre extravagant quatuor !

Mon dernier merci, le plus intime, va à Marcus. Ta présence discrète mais sûre fut un soutien de chaque instant et parfois même un phare pour guider mon navire lorsque les vagues se faisaient plus tumultueuses. Durant ces trois années et même davantage, tu as su m'arracher à la routine pour mettre dans mon quotidien tous les moments d'art, de fantaisie et de créativité dont j'avais besoin. Je ne serais pas moi sans toi.

TABLE DES MATIÈRES

Résumé	i
Abstract	ii
Remerciements et dédicaces	iii
Problématique et présentation de la thèse	1
Introduction générale	5
I État de l’art du pilotage d’une prothèse de bras	5
1 Handicap majeur et prothèses du membre supérieur	5
2 Signal EMG et commande myoélectrique	8
A Principe	8
B Limites	10
3 Commande tout-ou-rien VS proportionnelle	11
4 Commande séquentielle VS simultanée	13
5 Techniques alternatives en cours de développement	17
II Pilotage d’un bras artificiel	23
1 Commande et contrôle	23
2 Modèles inverses	25
3 Autres notions fondamentales	28
A Boucle ouverte et boucle fermée	28
B Haut niveau et bas niveau	28
C Système autonome et système asservi	29
4 Cas d’une prothèse robotique	30
5 Interaction humaine avec un bras artificiel asservi	32
III Coordinations motrices et redondance	37
1 Définitions	37
2 Dans le pilotage d’un bras naturel	39
3 Dans le pilotage d’un bras artificiel	43

4	Décrire et produire des coordinations motrices	44
A	Principes minimaux et modèles de génération de trajectoire	45
B	Modèles explicites de coordination articulaire	47
IV	Quelle plateforme expérimentale pour émuler une prothèse ?	51
1	Bras robotique	52
2	Prothèse simulée en environnement virtuel	54
V	Objectifs de la thèse	57
1	Problématique de dimensionnalité	57
2	Première approche : diminuer la dimension de contrôle	58
3	Seconde approche : augmenter la dimension de commande	60
4	Quels dispositifs pour étudier ces questions ?	61
	 Contributions techniques aux dispositifs expérimentaux	 64
I	Reachy et ses interfaces de commande	65
1	Intérêt	65
2	Système robotique	67
3	Pilotage par la position de l'extrémité	70
4	Téléopération	74
5	Pilotage guidé par la vision	77
II	Environnement simulé en réalité virtuelle	81
1	Intérêt	82
2	Matériel et logiciel	84
3	Correspondance entre bras réel et bras virtuel	85
4	Amputation virtuelle	88
	 Contributions expérimentales	 91
I	Coordinations motrices d'un bras robotique piloté par la position de son extrémité	92
1	Principe	92
2	Dispositif expérimental	94
A	Organisation du dispositif	94
B	Génération de posture	95
3	Protocole	98
A	Tâche	98
B	Phases et plan expérimental	98
C	Analyses	99

4	Résultats	101
	A Postures de bras à l'entrée dans la cible	101
	B Métriques de performance	102
5	Discussion	104
II Commande de la motricité distale à partir de la motricité proximale		107
1	Principe	107
2	Dispositif expérimental	109
	A Tâche	109
	B Cibles et informations contextuelles	110
3	Protocole	112
	A Familiarisation et acquisition de données initiale	112
	B Prédiction d'angles articulaires	113
	C Phases de test	114
	D Phase de référence	115
4	Analyses	116
	A Évaluation hors ligne de la qualité de prédiction	116
	B Volume de dispersion de la position de l'épaule	117
	C Vitesse d'approche	119
	D Postures d'atteinte moyennes	119
	E Analyse en composantes principales des synergies motrices	121
	F Analyses statistiques	122
5	Résultats	123
	A Métriques de performance	123
	B Variabilité des postures d'atteinte	125
	C Synergies motrices	127
6	Discussion	129
	A Temps et vitesse d'approche	129
	B Coordinations articulaires et mouvements compensatoires	131
	C Limites et perspectives pour le pilotage d'une prothèse	132
Conclusions et perspectives		136
I Rappel des principaux résultats		136
1	Deux plateformes expérimentales	136
2	Familiarisation plus aisée avec un robot aux coordinations motrices bio-inspirées	137
3	Pertinence et limites de l'information contenue dans la motricité proximale pour le pilotage d'une prothèse	139
4	Les informations contextuelles améliorent la prédiction de la motricité distale .	140

II	Futurs travaux	142
1	Du bras robotique au bras virtuel	142
2	De l’amputation virtuelle au handicap réel	143
3	Du bras virtuel au bras robotique	145
III	Applications à la prothétique	148
1	Intégrer des synergies motrices dans une commande simultanée	148
2	Recueillir l’information motrice proximale	150
3	Fixation de l’emboîture et amplitude de la motricité proximale	152
IV	Conclusion générale	154
	Références	155
	Annexes	169

PROBLÉMATIQUE ET PRÉSENTATION DE LA THÈSE

Qu'elle soit congénitale ou acquise, l'absence de tout ou partie d'un membre supérieur affecte la capacité de la personne handicapée à réaliser des activités du quotidien. En effet, de nombreuses tâches qu'un humain réalise, des plus banales (*e.g.* appuyer sur un bouton) aux plus complexes (*e.g.* écrire, dessiner), impliquent l'usage d'une ou deux mains dans ses interactions avec son environnement. Ainsi, le handicap causé par l'absence d'une partie du membre supérieur se traduit par une perte d'autonomie et une détérioration de la qualité de vie pour la personne handicapée. Cette perte d'autonomie se manifeste aussi bien dans sa vie professionnelle que personnelle, et ne l'affecte pas seulement en termes de motricité mais aussi sur les plans cognitif, social, médical etc.

Pour compenser une partie de ces conséquences du handicap, certaines des fonctions manquantes du bras peuvent être restaurées par une prothèse, c'est-à-dire un dispositif artificiel qui remplace la partie absente ou perdue du bras naturel. En particulier, la motricité manquante du bras peut être partiellement rétablie par une prothèse comportant des articulations dont la rotation peut être pilotée par la personne handicapée. Grâce à un tel dispositif, un utilisateur de prothèse est en mesure de produire des mouvements de bras qu'il serait incapable de réaliser avec son seul moignon. Ainsi, le gain de motricité offert par une prothèse peut fournir à son utilisateur un bénéfice en termes d'autonomie et de qualité de vie, en restaurant une part de ses capacités à réaliser des tâches et activités avec son bras.

Parmi les types existants de prothèses articulées, les prothèses myoélectriques exploitent la mesure de signaux d'activité musculaire pour piloter les moteurs actionnant leurs articulations. Suivant ce principe, ces signaux sont recueillis sur des sites musculaires que l'utilisateur de la prothèse est capable de contracter volontairement, de façon à ce que celui-ci puisse transmettre un ordre de mouvement à la prothèse. Selon le muscle contracté et l'intensité de l'activité musculaire, le signal mesuré est alors interprété en une intention de mouvement et traduit en une action à réaliser par la prothèse.

Cependant, du fait des limites affectant le pilotage d'une prothèse myoélectrique, son utilisation ne se fait pas sans difficulté pour la personne handicapée. En premier lieu, la traduction d'activités musculaires en actions de la prothèse est sujette à des erreurs, qui se manifestent

par des mouvements non intentionnels ou à l'inverse, une absence de réponse de la prothèse à un ordre de l'utilisateur. De plus, l'association entre contraction d'un site musculaire et rotation d'une articulation de la prothèse est artificielle et parfois même en contradiction avec les fonctions naturelles des différents muscles du bras. Enfin, la commande myoélectrique repose le plus souvent sur un faible nombre de signaux d'activité musculaire (typiquement deux), ce qui limite la complexité des ordres qui peuvent être transmis par l'utilisateur.

De ce fait, on considère généralement que le pilotage d'une prothèse myoélectrique est encore peu intuitif pour l'utilisateur, c'est-à-dire qu'il se distingue trop du pilotage naturel du bras pour que l'utilisateur puisse aisément s'en servir. Cette nature peu intuitive a pour conséquence directe de limiter le bénéfice que l'utilisateur peut tirer de sa prothèse en termes de motricité, et donc d'autonomie. Pour surmonter cet obstacle, une approche consisterait à exploiter certaines propriétés du pilotage naturel du bras en les intégrant au pilotage de la prothèse. En particulier, la façon dont les différentes articulations du bras humain se coordonnent lors de la production d'un mouvement naturel peut être abordée comme une source d'information d'où pourraient être tirés des signaux de commande pertinents pour le pilotage d'une prothèse. Dans ce contexte, la problématique de cette thèse est alors la suivante :

L'information contenue dans les coordinations motrices naturelles du bras peut-elle être mise à profit pour piloter une prothèse ?

En particulier, cette thèse portera sur l'exploitation de cette information pour le pilotage d'une prothèse pourvue de plusieurs articulations. D'une manière corollaire, elle s'intéressera à différentes techniques permettant d'intégrer cette information au pilotage de la prothèse, ainsi que aux signaux de commande qui y sont associés et aux moyens de les recueillir.

Relativement à cette problématique, les travaux de recherche réalisés au cours de cette thèse se positionnent à un niveau plutôt fondamental, dans la mesure où les expériences qui s'y rapportent furent menées auprès de participants valides et dans des contextes simplifiés. Bien qu'il introduise nécessairement un écart entre le cadre de recherche et les applications concrètes, ce parti pris affranchit les protocoles expérimentaux de certaines contraintes pratiques liées aux prothèses. Il permet également d'étudier des questions scientifiques plus générales, tout en apportant des éléments de réponse quant à la façon dont ces questions s'appliquent aux prothèses de bras.

Dans ce contexte, cette thèse s'intéresse également aux plateformes expérimentales adaptées à l'étude de ces différentes questions. En particulier, ce positionnement de la recherche requiert d'employer des dispositifs capables de se substituer à une véritable prothèse tout en étant pilotés par des utilisateurs valides. Ainsi, une part notable de ces travaux de thèse est consacrée à l'élaboration de plateformes expérimentales répondant à ce besoin, en amont de la conduite

d'expériences visant à répondre à la problématique.

Le manuscrit rapportant les travaux réalisés durant cette thèse se compose de quatre parties. La première est consacrée à l'**introduction** des concepts théoriques et notions fondamentales qui sous-tendent la problématique étudiée. Du fait de l'intersection entre motricité naturelle et motricité artificielle qu'incarne la prothèse, cette partie porte sur des notions issues aussi bien des sciences cognitives et du contrôle moteur que de la robotique ou de l'automatique. Elle présente également les objectifs de cette thèse en formulant les questions scientifiques auxquelles celle-ci s'intéresse. La deuxième partie décrit les **dispositifs expérimentaux** élaborés dans le cadre de cette thèse et plus particulièrement ceux employés pour l'étude de ces questions scientifiques.

La troisième partie présente les **contributions expérimentales** qu'apportent ces travaux de thèse à l'étude de ces questions, en décrivant les expériences menées et les résultats obtenus. Son premier chapitre rapporte une expérience s'intéressant aux *coordinations motrices dans le pilotage d'un bras robotique*. Au cours de celle-ci, des participants humains ont piloté un bras robotique en dirigeant la position de son extrémité par des mouvements de leur propre bras. Cette expérience s'appuie sur une tâche d'atteinte de cible pour comparer la qualité du pilotage du robot selon que ses articulations obéissent à des coordinations motrices bio-mimétiques ou non. Le second chapitre est consacré à une expérience évaluant une technique de *prédiction de la motricité distale* à partir de mesures des mouvements des articulations proximales. Cette expérience vise à évaluer les performances de cette technique dans le cadre d'une tâche de prise et pose d'objet dans l'espace. En particulier, elle compare la qualité du pilotage par les participants humains selon que les mesures de la motricité proximale sont accompagnées ou non d'informations relatives à l'emplacement de l'objet à atteindre, afin d'améliorer la qualité de la prédiction de la motricité distale.

La quatrième partie discute des **conclusions et perspectives** pouvant être tirées des travaux réalisés durant cette thèse. En premier lieu, elle dresse un bilan des résultats obtenus lors de ces deux expériences et de leurs implications scientifiques sur le plan fondamental. Elle présente ensuite plusieurs pistes d'approfondissement de ces travaux en proposant de potentielles expériences futures, s'appuyant sur les mêmes dispositifs mais explorant d'autres conditions expérimentales. Enfin, elle traite des possibles applications de ces travaux en matière de prothétique, tout en détaillant les obstacles techniques qu'il reste à surmonter avant d'envisager un transfert de ces résultats vers de véritables prothèses.

INTRODUCTION GÉNÉRALE

ÉTAT DE L'ART DU PILOTAGE D'UNE PROTHÈSE DE BRAS

Afin de compenser la perte d'autonomie induite par un handicap du bras, la personne handicapée peut s'équiper d'une prothèse, qui restaure certaines des fonctions absentes ou perdues en rétablissant des capacités motrices ou anatomiques du membre. On parle d'**appareillage** pour désigner le port d'une prothèse par la personne handicapée. À la différence de l'orthèse, qui est portée pour assister ou stabiliser une articulation au cours d'une convalescence ou situation pathologique chronique, la prothèse se substitue à la partie manquante d'un membre.

Tandis que l'humanité fait usage de prothèses depuis plusieurs millénaires ([Vanderwerker, 1976](#)), le XX^e siècle a vu apparaître les premières prothèses motorisées. En intégrant des actionneurs capables de mettre en mouvement des articulations artificielles, une telle prothèse est en mesure de restaurer certaines capacités motrices tout en soulageant la personne handicapée d'une partie des efforts physiques impliqués. Cependant, la présence de moteurs dans une prothèse pose la question de son pilotage, c'est-à-dire la façon dont la personne handicapée dirige les articulations de sa prothèse. En d'autres termes : comment traduire une intention de mouvement chez la personne handicapée en un mouvement approprié de la prothèse ?

Ce premier chapitre établit un bilan de la situation actuelle des utilisateurs de prothèses de bras et présente les dispositifs existants en se focalisant sur le fonctionnement des systèmes disponibles dans le commerce à ce jour. Il traite également de prototypes et techniques dont le développement est encore au stade expérimental. Son propos se limite aux handicaps du membre supérieur dits « majeurs », c'est-à-dire impliquant une terminaison du membre au niveau du poignet ou plus haut ; et ne couvre pas les cas de handicap de la main ou des doigts, ni de handicap lié à une malformation de naissance. Il ne couvre pas non plus les cas de paralysie des membres tels que la tétraplégie.

1 Handicap majeur et prothèses du membre supérieur

On peut distinguer plusieurs niveaux d'invalidité du membre supérieur en considérant le nombre et la longueur des segments du membre résiduel. Ainsi, on parle d'invalidité **trans-humérale**

pour un membre se terminant entre le coude et l'épaule, **trans-radiale** pour un membre se terminant entre le poignet et le coude. On parle également de **désarticulation** de l'épaule, du coude ou du poignet pour décrire la condition d'un membre se terminant au niveau d'une articulation mais ayant perdu la motricité de celle-ci. La figure I.1 illustre ces différents niveaux d'invalidité.

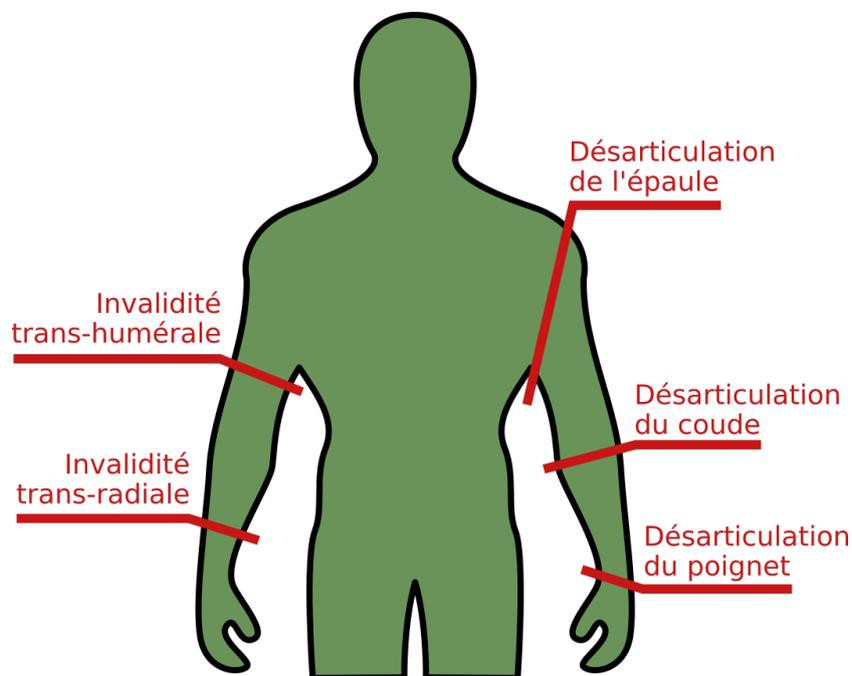


FIGURE I.1 – Les différents niveaux d'invalidité liés à une absence de tout ou partie du membre supérieur.

On peut également diviser les handicaps du membre supérieur en deux catégories en les distinguant par leur origine. La première catégorie est celle des amputations : elle regroupe les handicaps faisant suite à une ablation pratiquée lors d'une opération chirurgicale. Les motifs cliniques motivant une telle ablation sont variés, comprenant des causes traumatiques (*e.g.* membre sectionné lors d'un accident ou gravement brûlé durant un incendie), infectieuses (*e.g.* ablation d'un segment infecté en prévention d'une septicémie) ou tumorales (*e.g.* ablation d'un segment touché par un cancer).

La seconde catégorie est celle des agénésies : elle regroupe les handicaps liés à une absence ou incomplétude du développement du membre au cours de la croissance embryonnaire, et se manifestant donc dès la naissance. Les causes d'une agénésie de membre ne sont pas toujours connues mais incluent certaines infections et intoxications médicamenteuses survenues au cours de la grossesse. Par abus de langage, le terme d'« amputation congénitale » est parfois employé pour faire référence à cette catégorie, bien que la notion d'ablation chirurgicale soit contradictoire avec l'absence congénitale de tout ou partie du membre.

Du fait du faible nombre de cas rapportés en France, le handicap majeur du membre supérieur peut être qualifié de maladie rare. En effet, un rapport de la Haute Autorité de Santé ([Benezet](#)

et al., 2010) répertorient les actes d'amputation de membre supérieur réalisés en France en 2008 recense moins de 200 amputations majeures sur un total de près de 3600 actes. Plus récemment, un autre rapport de cette institution (HAS, 2016) indique un nombre de nouveaux cas d'amputation majeure compris entre 150 et 180 par an, à partir de données sur les années 2008, 2013 et 2014. L'incidence des agénésies du membre supérieur est encore plus faible, estimée dans ces mêmes rapports à 1,5 cas pour 1 million d'habitants.

Parmi les prothèses que l'on rencontre aujourd'hui dans le commerce, on peut distinguer trois types de système :

- **Les prothèses non articulées** ou esthétiques ont pour fonction première de donner au bras handicapé l'apparence d'un bras valide. Elles ne permettent aucune motricité artificielle mais leur enveloppe physique rigide permet de s'en servir comme d'un appui ou support pour maintenir un objet. En ce sens, elles peuvent offrir un gain de motricité à leur porteur relativement à un moignon non appareillé.
- **Les prothèses articulées mécaniques** ou non motorisées sont actionnées par des mouvements de leur porteur à l'aide d'éléments de transmission mécanique tels que des câbles ou des leviers. Selon la hauteur du handicap et la condition du moignon, elles exploitent la motricité résiduelle du bras invalide, ou la motricité valide du bras opposé.
- **Les prothèses motorisées** ou robotiques sont leur propre source d'énergie mécanique : leurs articulations sont actionnées par des moteurs plutôt que par la transmission de mouvements du corps de leur porteur. Ces moteurs sont le plus souvent électriques et alimentés par une batterie embarquée.

C'est ce dernier type qui nous intéresse particulièrement dans les travaux présentés ici. En effet, suite aux nombreuses avancées techniques dont il a bénéficié au cours des dernières décennies, celui-ci est aujourd'hui le type de prothèse le plus prometteur en matière de restauration de la motricité pour les personnes handicapées. Il concentre aujourd'hui l'essentiel des recherches visant à satisfaire de façon optimale les besoins des utilisateurs de prothèse de bras.

Une récente revue de littérature portant sur les besoins et attentes de cette population (Cordella *et al.*, 2016) indique que les utilisateurs de ce type de prothèse accordent une importance majeure à sa fonctionnalité. Elle rapporte également que ceux-ci réclament un pilotage plus fin des articulations de leur prothèse, par exemple vis-à-vis de leur indépendance, leur vitesse de rotation ou leur précision. À l'échelle de la vie quotidienne, cela se traduit par le besoin de pouvoir réaliser des tâches simples telles que s'habiller, manipuler des couverts ou encore porter des objets. En particulier, pour effectuer des tâches aussi courantes que celles-ci, il est nécessaire que la prothèse puisse être pilotée de façon robuste et fiable, c'est-à-dire que ses mouvements soient fidèles aux intentions de son porteur même en cas de perturbations internes ou externes.

Dans le prolongement de ces constats, des progrès en termes de mécatronique ont permis la conception de prothèses comportant davantage d'articulations et capables de produire une riche gamme de mouvements. Cependant, relativement à cette complexité mécanique croissante, les dernières avancées expérimentales en matière de pilotage de prothèses peinent encore à se transférer aux systèmes dans le commerce (Farina *et al.*, 2014). Ainsi, le gain de motricité qu'offrent les prothèses motorisées est encore largement limité par les difficultés liées à leur pilotage. Ces difficultés génèrent une insatisfaction chez de nombreux utilisateurs, allant parfois de pair avec un rejet lorsque l'utilisateur finit par abandonner sa prothèse au profit d'un modèle non motorisé, voire de son moignon non appareillé. En effet, des enquêtes menées auprès d'utilisateurs de prothèse de bras (Biddiss et Chau, 2007; Resnik *et al.*, 2020) rapportent des taux de rejet compris entre 20 et 60 % et s'avérant d'autant plus élevés que le bras est lourdement handicapé.

Ainsi, ces résultats soulignent la nécessité de résoudre les défis liés au pilotage des prothèses motorisées, afin d'offrir à leurs utilisateurs un plus grand bénéfice en termes de motricité, d'autonomie et de qualité de vie.

2 Signal EMG et commande myoélectrique

Le pilotage d'une prothèse motorisée suppose l'élaboration d'une interface entre le système sensorimoteur de l'humain et le système mécatronique de la prothèse. Aujourd'hui, la stratégie d'interfaçage la plus courante consiste à tirer parti de signaux physiologiques que le porteur de la prothèse est capable de produire délibérément. En interprétant ces signaux comme des commandes indiquant une intention de mouvement, il est possible de les traduire en un ordre transmis aux moteurs de la prothèse, qui actionnent ses articulations en conséquence.

A Principe

Un de ces signaux physiologiques est l'activité **myoélectrique**, qui est produite lors de la contraction d'un muscle (Castellini et van der Smagt, 2009; Farina *et al.*, 2014). En effet, l'activation de fibres musculaires lors de cette contraction génère une activité électrique dont la tension varie en fonction de l'intensité de l'activité musculaire : une contraction plus forte du muscle entraînera des pics de tension plus élevés. De cette façon, le porteur de la prothèse est en mesure de produire une commande en contractant intentionnellement son muscle, et peut également moduler cette commande en variant l'intensité de la contraction. On parle d'**électro-myographie (EMG)** pour désigner la mesure de cette tension électrique.

Contrairement à d'autres signaux physiologiques impliqués dans la motricité naturelle, le signal myoélectrique présente l'avantage d'être mesurable de façon non invasive (Ohnishi *et al.*, 2007). En effet, des électrodes placées sur l'épiderme à hauteur du muscle peuvent capter le

signal EMG au travers des couches de la peau. Longues de seulement quelques centimètres, ces électrodes dites « de surface » sont installées directement dans le manchon qui fixe la prothèse au moignon, tel qu'illustré par la figure I.2. Ainsi, cette méthode de mesure se révèle plutôt compacte et discrète relativement à d'autres méthodes non invasives, telles que l'électroencéphalographie (EEG) de surface.

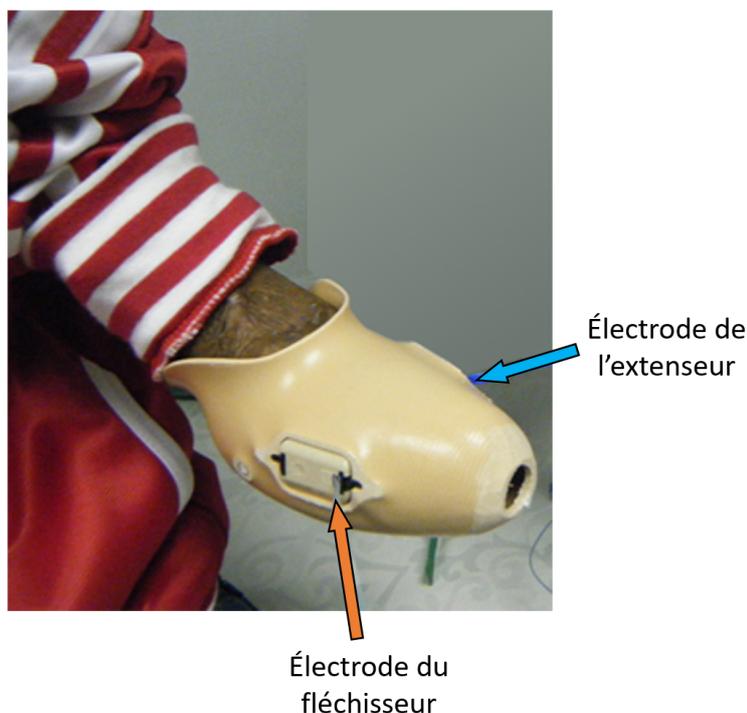


FIGURE I.2 – *Électrodes de surface intégrées au manchon s'enfilant sur le moignon de bras.*

Dans le cas d'une prothèse de bras, ces électrodes sont généralement placées sur des muscles du moignon, selon leur condition et leur capacité à être contractés de façon intentionnelle. Ce placement permet à l'interface de pilotage de conserver une certaine cohérence entre signaux de commande naturels et motricité artificielle : l'utilisateur contracte des muscles résiduels de son bras pour piloter la prothèse qui y est attachée. En choisissant deux muscles antagonistes tels que la paire biceps-triceps ou une paire fléchisseur-extenseur du poignet, il est possible d'élaborer un schéma de commande bidirectionnel. La contraction d'un muscle de la paire commande la rotation d'un moteur dans un sens, tandis que la contraction de l'autre commande la rotation dans le sens opposé. Ce schéma requiert de l'utilisateur qu'il apprenne à contracter chacun de ces deux muscles de façon dissociée, afin de ne pas produire de commandes contradictoires qui ne pourraient être obéies par la prothèse.

Étant données les perturbations auxquelles il est sujet, le signal EMG doit être traité avant de pouvoir être interprété en une commande motrice. En effet, il est nécessaire de filtrer celui-ci afin de limiter le bruit et les artefacts de mesure liés aux instruments et aux phénomènes physiologiques sous-jacents (De Luca *et al.*, 2010). Ce filtrage permet également d'éliminer les variations à haute fréquence (au-delà de 200 Hz) qui rendent la valeur de ce signal à un instant

donné inappropriée pour évaluer l'intensité de l'activité musculaire correspondante. À l'issue du filtrage, une estimation de cette intensité peut être obtenue en extrayant l'enveloppe du signal EMG sur une courte fenêtre temporelle. Cette enveloppe correspond au contour dessiné par les pics successifs du signal et fournit une approximation de son amplitude instantanée.

Un tel traitement peut être appliqué indépendamment et simultanément aux signaux bruts issus des deux muscles d'intérêt, de façon à obtenir deux signaux d'enveloppe variant au cours du temps. Ces signaux sont ensuite convertis en un ordre aux moteurs de la prothèse.

B Limites

En dépit des outils et méthodes de traitement permettant d'améliorer la qualité de l'information motrice recueillie par une électrode de surface, l'emploi du signal EMG pour piloter une prothèse de bras fait face à plusieurs limites (Farina *et al.*, 2014). En premier lieu, les électrodes de surface en donnent une mesure périphérique, ce qui l'expose à des perturbations liées au milieu de transmission de l'activité myoélectrique. En particulier, la mesure d'une électrode de surface est influencée par les activités électriques issues des muscles voisins lorsque ceux-ci se contractent. Ce phénomène peut affecter négativement le pilotage d'une prothèse en déclenchant des mouvements de la prothèse ne correspondant pas à l'intention de l'utilisateur. Placer l'électrode à distance des muscles voisins atténue ce phénomène mais peut se révéler difficile selon la configuration du moignon, en particulier pour l'avant-bras.

D'autre part, plusieurs facteurs d'influence peuvent affecter la stabilité des mesures du signal EMG dans le temps (Vujaklija *et al.*, 2016), au cours d'une journée passée à porter une prothèse par exemple. Ainsi, la fatigue musculaire accumulée au fil du temps diminue graduellement l'intensité de contraction que le muscle du porteur peut produire. De plus, l'accumulation de sueur sous l'électrode modifie les propriétés de conduction électrique de la peau et par conséquent la tension électrique mesurée. En outre, le positionnement du manchon peut changer suite à des mouvements du moignon, ce qui entraîne un glissement des électrodes sur la peau. Tous ces phénomènes perturbent la relation qui lie l'intention de mouvement du porteur et le mouvement réel de la prothèse. Ainsi, l'intensité de contraction musculaire peut varier pour une même intention de mouvement ; et l'activité myoélectrique mesurée peut varier pour une même intensité de contraction musculaire.

Enfin, l'association entre muscles du moignon et articulations de la prothèse dans le cadre de son pilotage peut rentrer en conflit avec le modèle sensorimoteur de l'utilisateur. Par exemple, les articulations de l'avant-bras d'une prothèse trans-humérale sont généralement pilotées par des contractions du biceps et du triceps, alors que la fonction naturelle de ces muscles est de mobiliser le coude. Relativement à la motricité d'un bras valide, un tel pilotage myoélectrique de la prothèse induit donc une incongruence entre les muscles qu'il implique et les articulations commandées par leurs contractions. De ce fait, cette stratégie de pilotage requiert de l'utili-

sateur des efforts mentaux et contre-intuitifs (« pour fermer ma main, je dois imaginer plier mon coude ») qui rendent sa mise en œuvre plus coûteuse du point de vue cognitif. Cette incongruence s'avère d'autant plus saillante quand les mêmes muscles sont sollicités pour piloter différentes articulations de la prothèse.

Vis-à-vis des représentations motrices de l'utilisateur, elle peut également entraver l'intégration de la prothèse dans son modèle sensorimoteur. En effet, le fait que la prothèse produise des mouvements qui, dans ce modèle sensorimoteur, ne correspondent pas aux commandes motrices transmises par son système nerveux (*e.g.* mouvement de pronation VS contraction du biceps) peut perturber voire rompre cette intégration (Kalckert et Ehrsson, 2012).

3 Commande tout-ou-rien VS proportionnelle

Considérons ici un schéma de commande bidirectionnel s'appuyant sur les signaux d'enveloppe EMG de deux muscles pour piloter un seul moteur de la prothèse. À un instant donné, le sens dans lequel le moteur doit tourner est indiqué par le signe de la différence de ces deux signaux : le muscle dont l'activité musculaire est la plus forte détermine le sens du mouvement.

La commande tout-ou-rien est la façon la plus élémentaire de convertir la mesure de cette activité musculaire en un ordre à transmettre au moteur. L'intensité de l'activité musculaire est simplement comparée à un seuil fixe : si elle est au-dessus du seuil, le moteur est mis en mouvement, sinon il reste immobile (Roche *et al.*, 2014). Ce fonctionnement est illustré par la figure I.3. La vitesse de rotation du moteur est constante, ce qui requiert de l'utilisateur qu'il maintienne la contraction musculaire au-dessus du seuil jusqu'à ce que le moteur atteigne la position souhaitée.

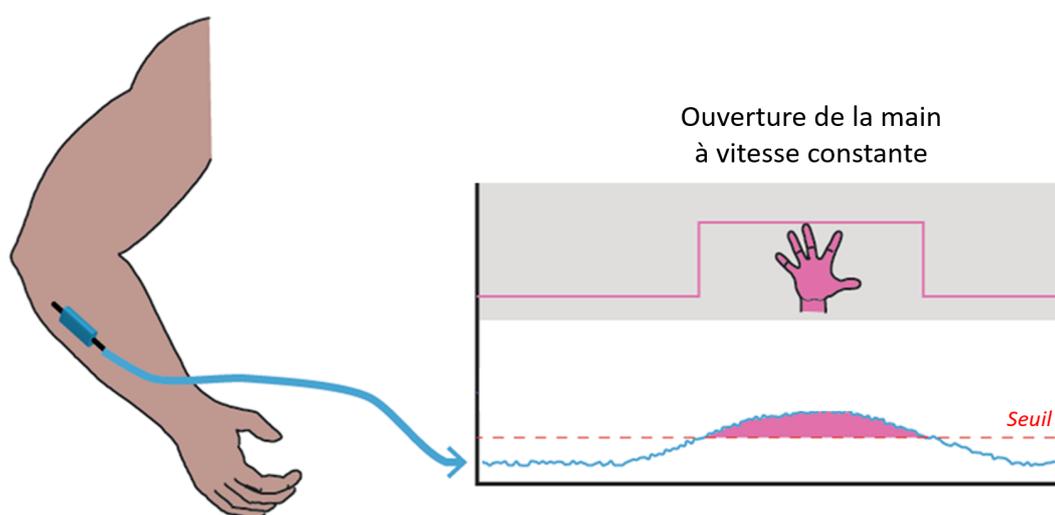


FIGURE I.3 – Fonctionnement d'une commande tout-ou-rien à partir d'un signal myoélectrique. Adapté de Roche *et al.* (2014).

Élaborer une commande tout-ou-rien revient donc à choisir des valeurs pour ce seuil et cette vitesse de rotation. Ce choix doit être fait sur mesure en fonction des capacités de contraction musculaire de chaque utilisateur, de façon à ce que celui-ci soit le plus à l'aise possible avec la commande. En effet, un seuil excessivement haut entrave la commande en exigeant de l'utilisateur d'importants efforts pour déclencher un mouvement. À l'inverse, un seuil excessivement bas est susceptible de provoquer des mouvements inopportuns de la prothèse, en réaction aux faibles contractions musculaires parfois produites involontairement par l'utilisateur. En ce qui concerne la vitesse de rotation, celle-ci doit être réglée de façon à permettre la production de mouvements précis en un temps raisonnable. En particulier, une faible vitesse impose à l'utilisateur de maintenir longtemps la contraction pour que la prothèse réalise un mouvement de grande amplitude. À l'opposé, il sera plus difficile pour l'utilisateur d'arrêter le mouvement de la prothèse à la position désirée si le moteur tourne trop vite.

La commande proportionnelle est une première étape vers un pilotage plus fin de la prothèse, en cela qu'elle permet à l'utilisateur de moduler la vitesse du mouvement produit. En effet, cette commande fait varier la vitesse de rotation du moteur en fonction de l'intensité mesurée de l'activité musculaire, au travers d'une relation proportionnelle qui donne son nom à ce type de commande, et dont le facteur multiplicatif est appelé gain. De cette façon, l'utilisateur peut produire une contraction musculaire plus forte pour commander au moteur de tourner plus vite, et ainsi ajuster la vitesse du mouvement selon la tâche à réaliser. Ce fonctionnement est illustré par la figure I.4. Relativement à la commande tout-ou-rien, il apparaît donc que la commande proportionnelle offre davantage de flexibilité et de polyvalence. En particulier, elle permet à l'utilisateur d'enchaîner un mouvement d'approche ample et rapide avec un mouvement plus fin et précis, exécuté à basse vitesse.

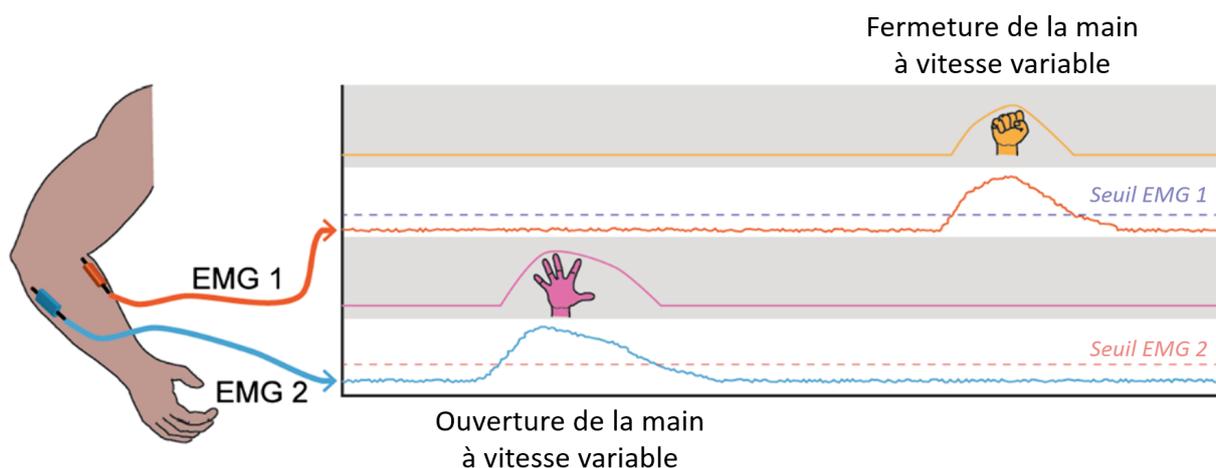


FIGURE I.4 – Fonctionnement d'une commande proportionnelle à partir de deux signaux myo-électriques. Adapté de Roche et al. (2014).

De même que le seuil d'une commande tout-ou-rien, le gain est un paramètre devant être adapté à chaque utilisateur selon l'ordre de grandeur typique du signal myoélectrique qu'il peut produire. Idéalement, ce gain doit permettre à l'utilisateur de commander des vitesses s'étalant sur un large intervalle de valeurs. En outre, la commande proportionnelle applique elle aussi un seuil au signal d'enveloppe EMG, afin que le bruit de mesure ou les faibles contractions d'origine involontaire ne déclenchent pas de mouvement de la prothèse.

Il est à noter que la commande tout-ou-rien aussi bien que la commande proportionnelle modulent la **vitesse** de rotation d'une articulation plutôt qu'un autre paramètre cinématique tel que sa position angulaire ou son accélération. De cette façon, il suffit à l'utilisateur de relâcher sa contraction pour immobiliser l'articulation (*i.e.* vitesse nulle). De plus, moduler la vitesse de rotation permet de filtrer une partie du bruit lié à la mesure d'un signal myoélectrique. En effet, la position angulaire correspondante est moins sujette à des perturbations de haute fréquence du fait qu'elle est obtenue par intégration de la vitesse modulée par le signal myoélectrique.

Cependant, la relation entre vitesse de rotation et contraction musculaire que formule une telle commande myoélectrique ne correspond pas à celle qui peut exister dans la motricité naturelle d'un bras valide. En effet, dans le cadre de celle-ci, une contraction musculaire est associée à un couple de rotation, qui peut résulter ou non en une mise en mouvement de l'articulation en fonction des autres efforts mécaniques qui lui sont appliqués. De plus, le signal myoélectrique est recueilli sur un muscle résiduel dont la contraction ne produit aucun déplacement articulaire, et n'est donc pas associée à une variation de la longueur du muscle. De ce fait, le retour sensoriel proprioceptif correspondant n'est pas congruent avec le mouvement articulaire que cette contraction génère au travers d'une commande myoélectrique en vitesse. Ainsi, le choix d'une telle commande pour diriger une prothèse doit être abordé avant tout comme un compromis issu des contraintes pratiques, plutôt que comme une solution optimale.

4 Commande séquentielle VS simultanée

Piloter une prothèse à l'aide de types de commande tels que ceux décrits dans la section précédente requiert d'associer deux muscles à chaque moteur ou articulation de la prothèse. Or, selon le niveau de handicap (*e.g.* trans-radial, trans-huméral) et la condition des muscles résiduels, il n'est pas toujours possible de mesurer autant de signaux EMG que nécessaire suivant cette approche. De plus, employer une telle commande pour piloter une seule articulation requiert déjà un effort cognitif notable de la part de l'utilisateur, qui doit ajuster l'intensité de sa contraction tout en prêtant attention au déroulement du mouvement. Par conséquent, cumuler plusieurs commandes en parallèle pour piloter différentes articulations serait une solution trop coûteuse du point de vue cognitif.

Face à ces limites affectant le pilotage de prothèses multi-articulées, une première solution consiste à ne commander qu'une seule articulation à la fois à l'aide de la même commande myoélectrique. Cette approche requiert d'introduire un moyen pour l'utilisateur d'indiquer l'articulation qu'il souhaite actionner, avant de commander le déclenchement ou la vitesse de sa mise en mouvement. Une approche similaire a précédemment été mise en œuvre sur des prothèses mécaniques trans-humérales pour permettre à l'utilisateur d'actionner tantôt le coude, tantôt la main de la prothèse, par un mouvement de l'épaule opposée. Ainsi, lorsque l'utilisateur presse un bouton avec son menton, le mécanisme de la prothèse change l'articulation active en remplaçant le câble qui est tiré lors du mouvement d'épaule opposée.

Dans le cas d'une commande purement myoélectrique, le signal déclenchant une telle commutation prend couramment la forme d'une co-contraction, c'est-à-dire une contraction simultanée des deux muscles d'intérêt. Cette co-contraction peut être produite de façon volontaire par l'utilisateur et aisément identifiée à partir des deux signaux d'enveloppe EMG, par exemple lorsque les deux signaux sont simultanément au dessus d'un seuil. En pratique, les articulations de la prothèse sont ordonnées selon une séquence cyclique et chaque co-contraction permet de passer d'une articulation à la suivante : on parle alors de commande séquentielle. Entre chacune de ces commutations, l'utilisateur commande l'articulation active par la contraction de l'un ou l'autre muscle.

Bien qu'elle permette effectivement de piloter les différentes articulations d'une prothèse, la commande séquentielle requiert de décomposer tout mouvement complexe en une suite de mouvements élémentaires n'impliquant qu'une articulation à la fois. En termes de planification, cette décomposition exige des efforts cognitifs de la part de l'utilisateur, qui doit anticiper la position de chaque articulation à la fin du mouvement qu'il souhaite réaliser. Ces efforts sont d'autant plus importants que cette planification est peu intuitive pour l'utilisateur et mobilise une grande part de son attention, contrairement à la planification d'un geste avec un bras valide. En termes d'exécution, la succession de mouvements élémentaires allonge la durée du mouvement entier et implique que les muscles d'intérêt soient contractés de façon répétée, ce qui génère de la fatigue physique chez l'utilisateur.

De ce fait, la commande séquentielle limite considérablement le bénéfice que peut tirer l'utilisateur d'une prothèse, en termes de capacités motrices. Ces limites participent à l'abandon de prothèse, lorsque son utilisateur ne parvient pas à tirer un bénéfice suffisant de ses fonctions motrices (Biddiss et Chau, 2007). En particulier, si celui-ci dispose d'un bras valide, il pourra être tenté de se servir de celui-ci plutôt que d'investir le temps et les efforts nécessaires au pilotage de sa prothèse. En outre, la difficulté à maîtriser une telle commande constitue un obstacle majeur qui peut également persuader.

Afin de surmonter certaines de ces limites, une alternative à la commutation par co-contraction vise à permettre une transition entre articulations plus fluide en s'affranchissant du signal dé-

clencheur que représente cette co-contraction. À la place, l'intention de mouvement (*i.e.* quelle articulation actionner) est identifiée par l'analyse des motifs d'activité musculaire apparaissant dans les signaux EMG mesurés sur différents muscles (Roche *et al.*, 2014; Parajuli *et al.*, 2019). Ces motifs d'activité musculaire sont appelés « patrons » et sont les manifestations de coordinations musculaires intervenant naturellement dans la motricité du bras. Contrairement à un signal déclencheur par co-contraction, ils sont produits spontanément par les muscles en réaction à une intention de mouvement de l'utilisateur.

Afin d'extraire le patron d'activités associé à chaque intention de mouvement élémentaire (*e.g.* flexion du coude, pronation, fermeture de la main), cette approche comporte une étape d'étalonnage où les activités musculaires sont mesurées sans que la prothèse ne soit actionnée. Durant cette étape, pour chaque mouvement élémentaire que la prothèse peut produire, il est demandé à l'utilisateur de contracter ses muscles résiduels suivant l'intention de mouvement correspondante (Jarrassé *et al.*, 2016). En effet, de nombreuses personnes amputées font l'expérience de sensations leur donnant l'illusion de la présence de leur membre perdu, que l'on appelle « membre fantôme ». Ce membre fantôme se manifeste le plus souvent par des sensations de toucher, chatouillement, chaleur ou encore douleur, mais peut aussi être contrôlé par la personne amputée. On parle alors de motricité du membre fantôme, dans la mesure où une intention de mouvement de la personne amputée est traduite en une commande motrice circulant dans les voies efférentes, qui stimule en retour des perceptions de mouvement cohérentes avec cette intention. Bien que le membre fantôme ne produise évidemment qu'une illusion de mouvement, sa motricité se manifeste de façon tout à fait tangible par des contractions des muscles du moignon. Les signaux EMG recueillis lors de ces contractions sont ensuite classés par intention de mouvement, puis analysés de façon à en extraire les patrons d'activité. À l'aide d'un algorithme appelé « classifieur », il est ainsi possible d'identifier, à partir des signaux EMG, un patron d'activité parmi ceux précédemment extraits, et d'en déduire l'intention de mouvement correspondante : on parle alors de reconnaissance de patron. Ce fonctionnement est illustré par la figure I.5.

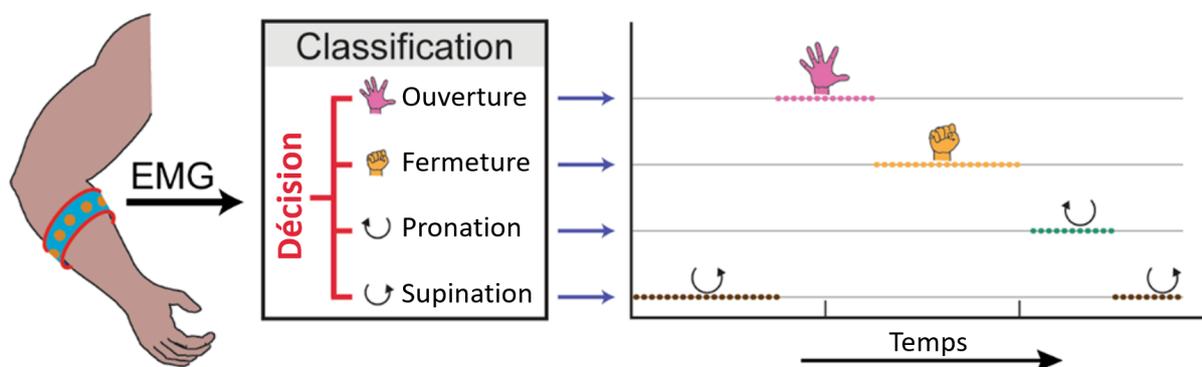


FIGURE I.5 – Fonctionnement d'une commande par reconnaissance de patron à partir de multiples signaux myoélectriques. Adapté de Roche *et al.* (2014).

Contrairement aux schémas de commande décrits plus haut, cette méthode exploite généralement des signaux EMG issus de plus que deux sites musculaires. En effet, la reconnaissance de patron requiert de recueillir davantage d'information motrice pour que le classifieur puisse distinguer les différentes intentions de mouvement élémentaire. Ainsi, elle est davantage applicable aux cas de handicap trans-radial que de handicap trans-huméral, du fait de la plus grande variété de muscles présents dans l'avant-bras. En outre, cette méthode s'affranchit de l'association arbitraire « un muscle pour un sens de rotation » en exploitant les coordinations musculaires naturelles, ce qui permet cette multiplication des signaux EMG. En outre, l'influence des muscles voisins sur les signaux EMG dégrade peu voire améliore la qualité de la reconnaissance de patron par le classifieur (Farina *et al.*, 2014).

Le système de commande de la prothèse peut ainsi identifier « à la volée » l'intention de mouvement de l'utilisateur et déterminer l'articulation à actionner en conséquence, ce qui facilite le pilotage de la prothèse. En effet, la commutation d'articulation n'exige pas de contraction supplémentaire, ce qui diminue les efforts physiques que l'utilisateur doit réaliser ainsi que la durée du mouvement entier. De plus, les activités musculaires qui déclenchent cette commutation sont, par construction, cohérentes avec l'intention de mouvement de l'utilisateur, ce qui rend la commande plus intuitive pour celui-ci. La maîtrise de la commande myoélectrique est également facilitée par la reconnaissance de patron, en cela qu'elle n'exige pas de l'utilisateur qu'il apprenne à dissocier ses contractions musculaires.

Cependant, la commande demeure séquentielle et requiert donc que l'utilisateur décompose les mouvements complexes qu'il souhaite réaliser avec sa prothèse. Étant donné que le classifieur fonctionne comme un interrupteur à multiples positions, la reconnaissance de patron est le plus souvent employée pour déclencher des mouvements pré-définis ou s'exécutant à vitesse constante, à la façon d'une commande tout-ou-rien.

Ainsi, dans le prolongement de la reconnaissance de patron, le besoin de dépasser la commande séquentielle a plus récemment mené à l'élaboration d'approches dites par « régression ». Celles-ci s'appuient également sur l'analyse de signaux EMG mais visent à en extraire une combinaison d'intentions de mouvements plutôt qu'une seule intention principale (Roche *et al.*, 2014). À l'aide d'outils mathématiques variant selon les approches, cette régression sur les signaux EMG permet en effet d'associer un signal de commande à chaque articulation de la prothèse. Suivant une commande proportionnelle, ces signaux de commande peuvent ensuite être traduits en un sens et une vitesse de rotation pour actionner les articulations correspondantes. Ce fonctionnement est illustré par la figure I.6. De cette façon, plusieurs articulations peuvent être actionnées en même temps sans dépendre de gestes pré-définis : on parle alors de commande simultanée.

Bien que la précision et la fiabilité de cette commande dépendent évidemment de la qualité de la régression, elle permet à l'utilisateur de produire des mouvements complexes avec sa

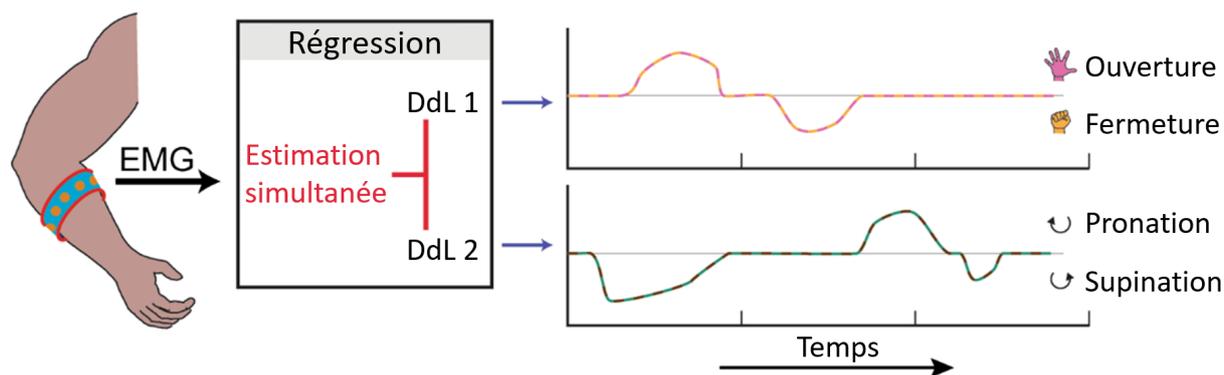


FIGURE I.6 – Fonctionnement d'une commande par régression à partir de multiples signaux myoélectriques. DdL : degré de liberté. Adapté de Roche et al. (2014).

prothèse. Le gain de capacités motrices offert par une telle commande se traduit également par les moindres efforts physiques et cognitifs nécessaires à la production d'un mouvement, relativement à ceux imposés par une commande séquentielle du fait de la décomposition en mouvements élémentaires. Enfin, une commande simultanée confère à la prothèse une motricité plus proche de celle d'un bras valide, ce qui peut participer à une meilleure intégration de celle-ci dans le modèle sensorimoteur de l'utilisateur. Cependant, il est à noter qu'une telle commande fait elle aussi face aux limites associées à la modulation de la vitesse, en particulier en ce qui concerne l'incongruence des retours sensoriels proprioceptifs (*e.g.* contraction sans raccourcissement du muscle) avec les mouvements de la prothèse.

5 Techniques alternatives en cours de développement

À l'aune des taux de rejet encore élevés et des priorités et besoin révélés par les enquêtes auprès d'utilisateurs de prothèses, des techniques alternatives pour la commande de prothèse sont aujourd'hui en développement. Tout d'abord, plusieurs de ces techniques visent à améliorer la commande myoélectrique en augmentant la quantité et la qualité de l'information motrice extraite des signaux EMG des muscles du moignon. Ainsi, l'électro-myographie à haute densité emploie des grilles d'électrodes très proches les unes des autres pour recueillir plusieurs dizaines voire centaines de signaux EMG sur quelques muscles (Daley et al., 2012; Radmand et al., 2016). La disposition spatiale des électrodes permet d'établir une carte (au sens topologique) des activités musculaires, ce qui fournit une information plus riche qu'un petit nombre de mesures ponctuelles (voir figure I.7. Cette carte peut ensuite être traduite en un ensemble de signaux de commande suivant une approche par régression (Ison et al., 2015), qui gagne en robustesse grâce à la spatialisation des mesures EMG.

Les mesures EMG à haute densité peuvent également servir de base à l'extraction des unités motrices (Gazzoni et al., 2004; Merletti et al., 2008) impliquées dans l'activité d'un muscle donné. Les unités motrices sont les composants fonctionnels élémentaires du muscle qui contribuent

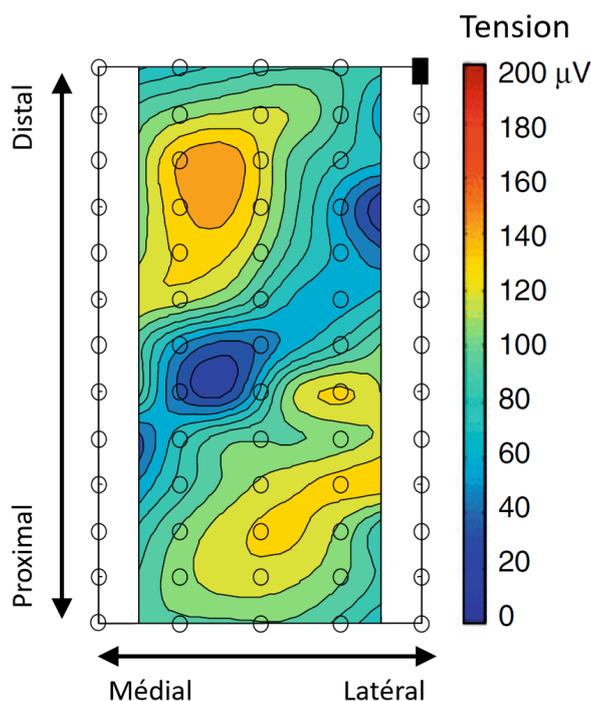


FIGURE I.7 – Carte d'activation musculaire extraite à l'aide d'une grille de 64 électrodes. Adapté de Merletti et al. (2008).

dans une part variable à produire la contraction musculaire. Cette décomposition en unités motrices fournit une représentation de l'activité musculaire à la fois ciblée et stable dans le temps. Appliquée au pilotage de prothèse, la traduction des activités de ces unités motrices en signaux de commande peut bénéficier de cette stabilité en présentant une moindre sensibilité à la fatigue musculaire.

En matière de recueil sélectif de l'information motrice, une alternative à l'extraction d'unités motrices consiste à collecter directement les signaux physiologiques par des mesures invasives (Ohnishi et al., 2007). Ainsi, les activités myoélectriques peuvent être mesurées à l'aide de fines électrodes implantées sous la peau (Kamavuako et al., 2014; Smith et al., 2015) et dont l'extrémité est en contact avec les fibres musculaires : on parle de mesure intramusculaire. Cette méthode de mesure a l'avantage d'être plus ciblée qu'une mesure de surface, ce qui réduit considérablement l'influence des muscles voisins et de la posture sur le signal mesuré (de Rugy et al., 2012a) et les perturbations liées au déplacement de l'électrode.

Le recueil de l'information motrice peut également se faire en mesurant des signaux physiologiques en amont de l'activité myoélectrique. Par exemple, des électrodes implantées sur les nerfs acheminant la commande motrice plutôt que dans ou à proximité des muscles du moignon mesurent le signal circulant dans les voies neurales efférentes (Ortiz-Catalan et al., 2014). En outre, employer ces électrodes pour émettre une activité électrique plutôt que la mesurer permet de stimuler les voies neurales afférentes, et ainsi émuler un retour sensoriel (Svensson et al., 2017). Plusieurs types d'électrodes neurales peuvent être distingués selon leur invasivité dans le

nerf : les électrodes à gaine (*cuff* en anglais) entourent le nerf sans pénétrer sous l'épinièvre ; les électrodes transversales se greffent sur un côté du nerf ; les électrodes à tamis (*sieve* en anglais) s'implantent à hauteur d'une transection de nerf et sont traversées par les fibres nerveuses qui se régénèrent pour relier les deux tronçons. Ces trois types d'électrodes neurales sont illustrés par la figure I.8.

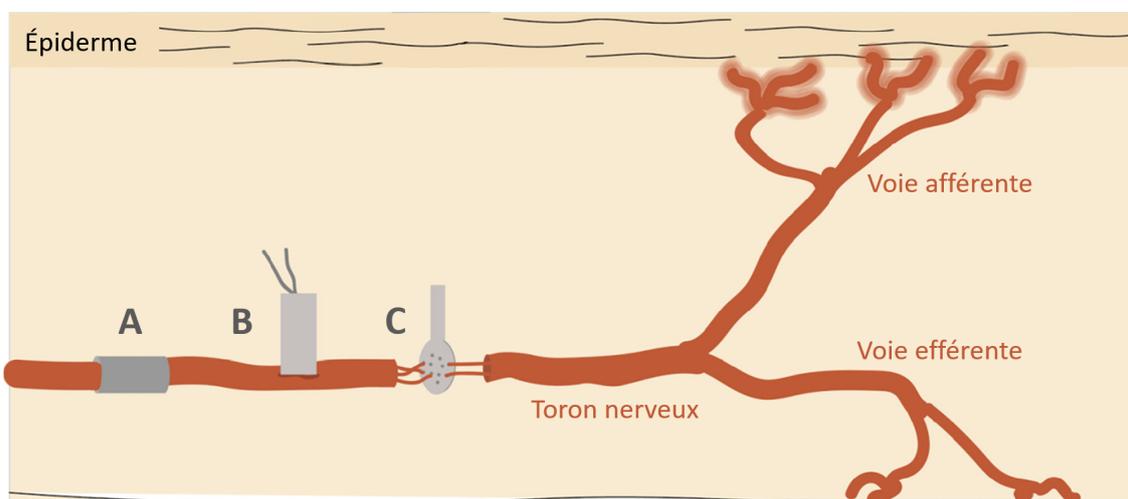


FIGURE I.8 – Les différents types d'électrodes neurales invasives. **A** : électrode à gaine, **B** : électrode transversale, **C** : électrode à tamis. Adapté de *Svensson et al. (2017)*.

En particulier, ces électrodes neurales ont été employées conjointement à un système de fixation de prothèse fonctionnant à l'aide d'une attache métallique implantée dans le moignon (*Jönsson et al., 2011; Ortiz-Catalan et al., 2014*). Par une intervention chirurgicale, cette attache est fixée de façon inamovible sur un os à l'intérieur du moignon : on parle d'ostéo-intégration. L'attache prolonge l'extrémité du moignon par une butée dépassant hors de l'enveloppe cutanée (voir figure I.9) et à laquelle la prothèse s'attache et se détache. Du point de vue de la commande, l'interface intra-corporelle que représente l'ostéo-intégration simplifie l'accès à des mesures invasives d'activités physiologiques dans le moignon. Ces mesures doivent évidemment être envisagées en amont de l'intervention chirurgicale mais peuvent ensuite être transmises à la prothèse *via* l'attache, ce qui limite les risques de complication liés au franchissement de la barrière cutanée.

En s'affranchissant d'un manchon à enfiler ou d'un harnais à porter, ce système de fixation permet également au moignon de conserver la même amplitude de mouvement qu'en l'absence de prothèse. Ainsi, l'ostéo-intégration se pratique plutôt dans le cas d'une amputation trans-humérale, pour laquelle la fixation d'un manchon au moignon et/ou au buste réduit considérablement la mobilité de l'épaule, en particulier pour les moignons les plus courts. De plus, l'attache ostéo-intégrée assure un maintien rigide de la prothèse au moignon, sans risque de glissement, et n'est pas sujette aux frottements contre la peau que le port d'un manchon peut induire.

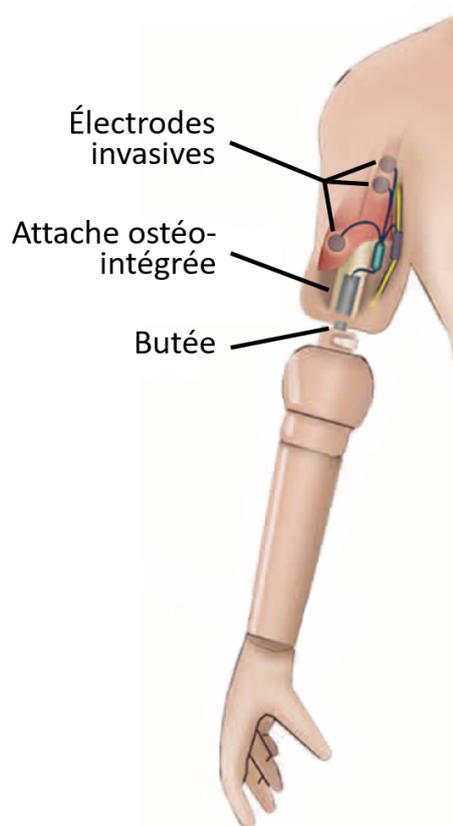


FIGURE I.9 – Schéma d'une attache ostéo-intégrée à un moignon de bras. Adapté d'*Ortiz-Catalan et al. (2014)*.

Dans la continuité des techniques visant une mesure plus ciblée des signaux physiologiques, la réinnervation musculaire ciblée consiste à intervenir chirurgicalement pour rediriger des nerfs sectionnés du moignon vers des muscles sains (*Kuiken et al., 2004, 2009*). Cette technique n'est employée qu'en cas d'amputation, car elle tire partie de l'existence de voies efférentes qui innervent auparavant les muscles du bras mais perdent leur fonction après ablation de ces muscles. Ainsi, en réaffectant ces nerfs à des muscles de substitution, cette technique augmente le nombre de sites potentiels de mesures EMG, tout en associant ces nouveaux sites à des voies neurales impliquées dans les fonctions motrices qui ont été perdues. De cette façon, un muscle réinnervé peut produire une activité myoélectrique en réaction à une intention de mouvement originellement dirigée vers un muscle perdu lors de l'amputation. Une fois que la correspondance entre chaque muscle de substitution et l'intention de mouvement qui le stimule est suffisamment connue, les signaux EMG mesurés sur ces muscles peuvent aisément être traduits en ordres pour actionner la prothèse.

La chirurgie de réinnervation confère donc deux avantages notables. D'une part, le chirurgien peut délimiter et isoler chaque site musculaire vers lequel un faisceau nerveux est redirigé, ce qui permet aux mesures de signaux EMG sur ces muscles d'être plus ciblées. D'autre part, *via* l'interface se composant des muscles réinnervés et du système de commande myoélectrique, une articulation artificielle de la prothèse peut être commandée par des signaux nerveux au-

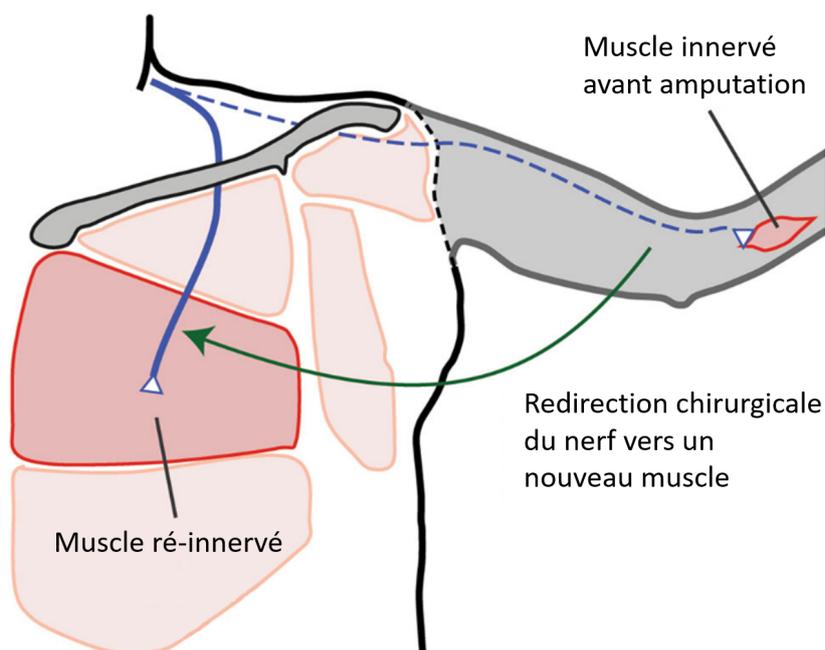


FIGURE I.10 – Schéma de principe de la chirurgie de réinnervation ciblée appliquée à une amputation du membre supérieur. Adapté de Roche et al. (2014).

paravant associés à l'articulation naturelle correspondante. De même que la reconnaissance de patron, cette technique offre donc une commande plus intuitive, en cela qu'elle établit une correspondance entre intentions de mouvement et actions de la prothèse en cohérence avec le modèle sensorimoteur de l'utilisateur.

Il est cependant à noter qu'en dépit des progrès des méthodes de mesure en termes de sélectivité et précision, les interfaces de commande exploitant des signaux physiologiques se heurtent toujours à une limite. En effet, la relation entre les signaux circulant dans le système sensori-moteur et les mouvements des articulations qui en résultent se révèle complexe, variable dans le temps (à l'échelle d'une journée comme à l'échelle d'une vie) et sujette à d'importantes variations inter-individuelles. C'est pourquoi certaines techniques alternatives ont recours à la mesure de signaux non physiologiques, en complément ou non de mesures d'activité myoélectrique ou nerveuse (Novak et Riener, 2015).

Ainsi, plusieurs travaux récents ont exploré des moyens d'exploiter des informations visuelles égocentrées pour la commande d'une prothèse de bras (Gigli et al., 2017; Markovic et al., 2015; Corbett et al., 2014). Ces informations visuelles peuvent prendre la forme de signaux oculométriques décrivant la direction ou le point de fixation du regard de l'utilisateur de la prothèse, ce qui permet une identification plus précise et fiable de ses intentions de mouvement. En outre, des images de son champ de vision, capturées par une caméra embarquée, peuvent être analysées à l'aide de méthodes de vision par ordinateur, afin d'y localiser les objets d'intérêt (Pérez de San Roman et al., 2017; González-Díaz et al., 2019) vers lesquels l'extrémité de la prothèse pourrait être guidée.

En outre, une part grandissante de la littérature récente dans le domaine des prothèses de bras traite de la commande de la prothèse à partir de la motricité résiduelle de l'utilisateur (Kaliki *et al.*, 2008; Merad *et al.*, 2016; Legrand *et al.*, 2018; Garcia-Rosas *et al.*, 2019). En effet, en s'appuyant sur les coordinations entre articulations observées dans la motricité naturelle d'un bras valide, cette approche vise à prédire les mouvements de la prothèse qui semblent les plus vraisemblables en fonction des mouvements du moignon mesurés à un instant donné. Plusieurs prototypes mettant en œuvre cette approche réalisent la mesure de ces mouvements résiduels à l'aide de dispositifs fixes, c'est-à-dire ne pouvant être embarqués et dont le fonctionnement est limité à l'espace de la zone expérimentale. En vue d'une mise en œuvre sur une prothèse portée au quotidien, cette mesure pourra cependant s'effectuer à l'aide de capteurs inertiels fixés aux différents segments du moignon et sur le buste.

La commande d'une prothèse à partir de la motricité résiduelle requiert en amont d'enregistrer d'authentiques mouvements de bras valide afin d'en extraire les relations cinématiques entre articulations, qui seront ensuite émulées par la prothèse. Ces mouvements faisant office de référence sont le plus souvent recueillis auprès de personnes valides, puis traités de façon à élaborer un modèle de coordinations articulaires qui soit suffisamment générique pour convenir à un grand nombre d'utilisateurs de prothèses. Une telle stratégie est rendue possible par la moindre variabilité inter-individuelle des mouvements de moignon relativement aux signaux myoélectriques, en particulier en termes d'amplitude. En effet, d'un individu à l'autre, les contraintes anatomiques restreignant l'intervalle des angles et vitesses de rotation articulaires humainement possibles sont plus homogènes. Ainsi, la commande à partir de la motricité résiduelle est moins contraignante que la commande myoélectrique en termes de réglages personnalisés au cas par cas pour chaque utilisateur. Elle se révèle également moins influencée par les artefacts de mesure et la fatigue musculaire, bien que celle-ci affecte l'amplitude des mouvements du moignon.

La diversité des techniques et approches aujourd'hui à l'étude dans le domaine des prothèses de bras témoigne du dynamisme de cet axe de recherche, à la hauteur de l'enjeu qu'il revêt pour les utilisateurs de prothèses en termes d'autonomie et de qualité de vie. Les travaux présentés dans ce manuscrit s'intéressent à plusieurs questions scientifiques en lien avec l'approche précédemment décrite : le pilotage d'une prothèse à partir de la motricité résiduelle, suivant des coordinations articulaires biomimétiques.

PILOTAGE D'UN BRAS ARTIFICIEL

Avant que les premières prothèses motorisées ne voient le jour, le pilotage d'un bras artificiel constituait déjà un champ de recherche majeur dans le domaine de la robotique, en particulier pour des applications aux robots humanoïdes. Il est à noter que dans le vocabulaire de cette discipline, le terme « bras » a pu aussi bien désigner un système aux proportions et articulations similaires à celles du bras humain, que tout robot prenant la forme d'une chaîne de plusieurs segments reliés par des articulations, au sens large. Dans ce chapitre, le terme sera employé dans son sens générique mais les notions présentées demeurent applicables à un système inspiré du bras humain, puisque celui-ci est un cas particulier de bras artificiel.

1 Commande et contrôle

Pour décrire le fonctionnement d'un système en fonction des ordres qu'il reçoit, les termes « commande » et « contrôle » sont volontiers considérés synonymes dans le langage courant et même certains pans de la littérature scientifique. Ici, ils seront cependant rigoureusement distingués et feront référence à des notions différentes, bien que complémentaires.

La commande est la façon dont un système **détermine le but qu'il doit atteindre**. Ainsi, les interactions, interfaces et mesures au travers desquelles un utilisateur transmet des ordres au système relèvent de la commande, de même que les processus de traduction des ordres reçus en un but. On parle de dimension de commande pour désigner la quantité de signaux de commande reçus ou mesurés par le système dans ce contexte. Il est à noter que certains systèmes sont capable de déterminer un but en autonomie, sans qu'un ordre ne leur soit transmis : le système est alors son propre pilote.

Le contrôle est la façon dont un système **exécute et régule son action pour effectivement atteindre ce but**. La commande précède donc le contrôle, dans la mesure où le système doit connaître son but avant de pouvoir déterminer une action à exécuter en cohérence avec celui-ci. Les effecteurs, actionneurs et autres composants qui modifient l'état du système ou de son environnement pour atteindre le but relèvent du contrôle. Il en va de même pour les composants intéro- et extéroceptifs du système qui lui permettent de détecter si ce but est atteint, ainsi que ses processus de régulation de l'action en cours d'exécution. Il est à noter que selon cette

définition, le contrôle ne se rapporte qu'aux composants et processus du système lui-même, et non à ceux de l'utilisateur. On parle de dimension de contrôle pour désigner la dimension (au sens algébrique) de l'espace dans lequel le but du système est défini et doit être atteint. Celle-ci peut être différente de la dimension de commande, bien qu'une égalité entre elles soit souvent préférable dans le cadre du pilotage par un utilisateur humain.

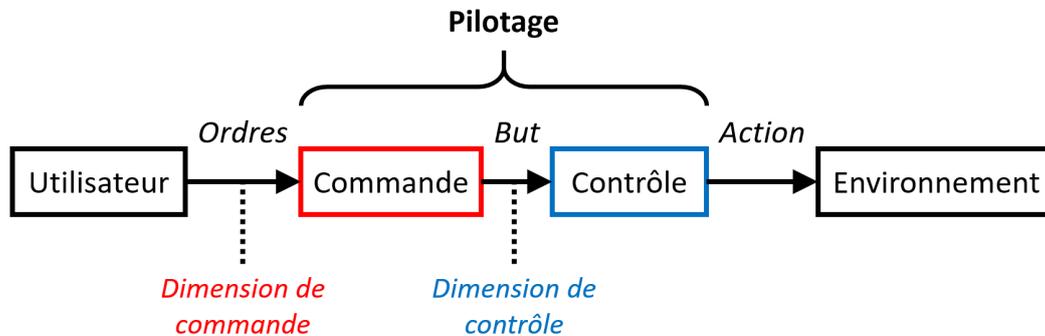


FIGURE II.1 – Diagramme synoptique de l'agencement de la commande et du contrôle dans le cadre du pilotage d'un système par un utilisateur.

Enfin, par commodité, le terme « pilotage » désigne la combinaison de la commande et du contrôle, c'est-à-dire l'ensemble de ce qui fournit à un utilisateur les moyens de diriger le système (voir figure II.1). Illustrons ces notions par l'exemple du pilotage d'un curseur d'ordinateur. L'utilisateur transmet un ordre de mouvement *via* la souris, dont les capteurs mesurent le déplacement horizontal. Cette mesure est ensuite convertie en un but à atteindre, c'est-à-dire la nouvelle position du curseur à l'écran. Ici, la commande du curseur comprend ces deux étapes de mesure et conversion. Le contrôle, quant à lui, consiste à déterminer quelle image afficher à l'écran en conséquence, non seulement en fonction de la nouvelle position du curseur mais aussi du reste du contenu de l'écran. La dimension de commande vaut 2 étant donné que les signaux d'entrée du système décrivent un déplacement dans un plan. La dimension de contrôle vaut 2 étant donné que la position que le curseur doit atteindre est incluse dans le plan de l'écran.

Ces définitions sont inspirées du vocabulaire en usage en automatique, mais n'ont pas vocation à correspondre absolument aux usages qui pourraient être rencontrés dans des domaines apparentés, en particulier étant données les subtilités de leur traduction vers l'anglais. Ainsi, l'emploi du terme « control » dans la littérature traitant du pilotage de prothèse correspond tantôt à l'une ou à l'autre des trois significations présentées plus haut, au détriment de la nuance que celles-ci permettent. Ici, la seule exception à la distinction commande / contrôle décrite plus haut concernera l'emploi du terme « contrôle moteur » pour désigner le champ disciplinaire des sciences du vivant s'intéressant à « la façon dont le système nerveux interagit avec les autres parties du corps et l'environnement pour produire des mouvements délibérés et coordonnés » (Latash, 2012).

2 Modèles inverses

Pour de nombreuses applications d'un bras artificiel, le placement de son extrémité dans l'espace revêt une importance particulière, par exemple lorsque le système est muni d'un outil à cette extrémité ou qu'il interagit mécaniquement avec son environnement. Dans ce contexte, le placement à atteindre correspond à un but dans l'espace dans lequel opère le robot, que l'on appelle espace opérationnel. Or, les articulations du bras ne peuvent être dirigées qu'en leur transmettant des ordres dans l'espace articulaire, c'est-à-dire l'espace des configurations que ses articulations peuvent adopter. Il est donc nécessaire de déterminer comment traduire un but dans l'espace opérationnel en un but dans l'espace articulaire.

Ce problème courant en robotique (Baillieul *et al.*, 1984) a donné lieu à l'élaboration d'une famille d'outils destinés à faciliter la gestion des mouvements d'un robot multi-articulé. Les modèles dits « directs » sont ceux ayant pour fonction de déterminer le placement de l'extrémité du bras qui correspond à un ensemble de configurations articulaires, et permettent d'anticiper l'effet d'une commande motrice. Les modèles dits « inverses » sont ceux ayant pour fonction de déterminer un ensemble de configurations articulaires pour lequel le bras place son extrémité au but donné. Il est à noter que cette traduction peut intervenir aussi bien au niveau géométrique (positions et angles) qu'au niveau cinématique (vélocités et vitesses de rotation) ou dynamique (accélérations et couples de rotation) (Nakanishi *et al.*, 2005). Cette section se focalisera sur un **problème géométrique inverse** : la recherche d'angles articulaires pour lesquels l'extrémité du bras atteint une position cible.

Il est courant de quantifier les capacités de mouvement d'un robot, ou d'un système articulé au sens large, par son nombre de **degrés de liberté** (parfois abrégés en « DdL »). Un robot comporte autant de degrés de liberté qu'il peut produire de mouvements élémentaires de façon indépendante. Ainsi, son nombre de degrés de liberté ne peut pas être supérieur à son nombre d'articulations. Il peut cependant être inférieur, étant donné que plusieurs articulations peuvent être liées de façon à ne produire qu'un degré de liberté. Par exemple, une pince robotique munie de trois mâchoires n'offre qu'un seul degré de liberté si ces mâchoires se déplacent toujours de concert lorsqu'elles s'ouvrent et se referment. Ainsi, l'espace des mouvements possibles pour un robot est inclus dans l'espace articulaire et sa dimension correspond au nombre de ses degrés de liberté.

C'est dans cet espace des mouvements possibles qu'un modèle inverse recherche une solution, c'est-à-dire un ensemble de configurations articulaires pour lequel l'extrémité du bras est placée au but donné. Or, la dimension de l'espace opérationnel d'un bras artificiel peut être inférieure à son nombre de degrés de liberté. Par exemple, un bras robotique planaire peut être muni de trois degrés de liberté tandis que son extrémité évolue dans un espace opérationnel à deux dimensions (voir figure II.2). Dans un tel cas, il existe une infinité de configurations différentes satisfaisant

la condition de placement de l'extrémité, et il revient alors au modèle inverse de choisir quelle solution appliquer parmi cette infinité.

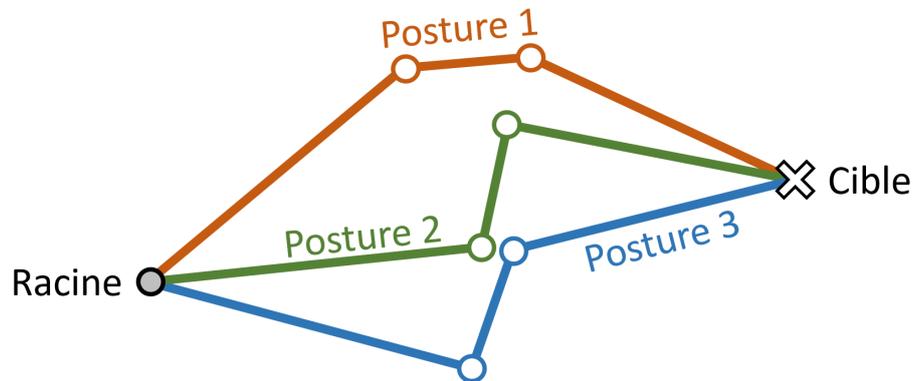


FIGURE II.2 – Exemple de trois postures parmi l'infinité de celles permettant à un bras à trois degrés de liberté d'atteindre avec son extrémité la même position cible dans un plan.

Du point de vue technique, on peut distinguer plusieurs approches de conception d'un modèle inverse. Par exemple, certains modèles reposent sur une résolution analytique du problème en inversant les équations du modèle géométrique direct. Cependant, du fait des relations non-linéaires entre rotations articulaires et positions de segments, une telle inversion n'aboutit pas toujours à une formule donnant explicitement les solutions dans l'espace articulaire : on dit que la résolution n'admet pas d'expression de forme fermée.

Une autre approche consiste alors à déterminer une solution par optimisation numérique en utilisant une approximation linéaire de cette relation géométrique entre rotations articulaires et positions dans l'espace (Siciliano, 1990; Buss, 2004). Depuis les premiers travaux sur les manipulateurs robotiques (Baillieul *et al.*, 1984), de multiples méthodes de calcul de cette approximation linéaire ont été proposées et raffinées pour éviter ou limiter l'occurrence de phénomènes numériques indésirables dans la résolution (*e.g.* instabilité numérique, singularités) (Buss, 2004). Le principe fondamental demeure cependant le même : à partir de cette approximation linéaire, calculer la variation de position dans l'espace opérationnel correspondant à une variation dans l'espace articulaire.

De cette façon, il est possible de déterminer quelle variation appliquer aux configurations articulaires pour que l'extrémité se déplace vers son but. Étant donné que l'approximation linéaire n'est valide que localement, la solution obtenue en appliquant la variation ainsi calculée est peu susceptible de correspondre immédiatement à un placement correct de l'extrémité par rapport au but. L'optimisation numérique consiste alors à appliquer des variations de façon itérative, chaque solution intermédiaire rapprochant un peu plus l'extrémité de son but, jusqu'à converger vers une solution satisfaisante. Pour le pilotage d'un bras artificiel, ces solutions intermédiaires ne sont que des sous-produits calculatoires et seule la solution finale déterminée par le modèle a vocation à être employée pour mettre le bras en mouvement.

Il apparaît que ce procédé de résolution requiert d'une part un « point de départ » dans l'espace articulaire, et d'autre part un **critère** quantifiant la proximité du bras par rapport à son but. Le point de départ est l'ensemble des valeurs initiales des configurations articulaires auxquelles sont appliquées les variations successives. Étant donné que l'optimisation numérique progresse de proche en proche vers un optimum local, le choix de ce point de départ affecte l'issue de la résolution en dirigeant celle-ci vers les optima locaux voisins. Dans le cas d'un bras artificiel, un choix intuitif consiste alors à prendre comme point de départ les configurations articulaires réelles du bras au moment de la résolution. De cette façon, la solution déterminée par le modèle inverse est davantage susceptible d'être proche de la posture actuelle du bras artificiel : il s'agit d'une optimisation locale. Cependant, certaines stratégies peuvent opter pour un choix différent du point de départ, par exemple de manière à biaiser la résolution vers une certaine région de l'espace articulaire.

Concernant le critère de proximité au but, si l'unique priorité de la résolution est que l'extrémité du bras atteigne la position cible, celui-ci peut simplement se résumer à minimiser la distance qui les sépare dans l'espace opérationnel. Cependant, afin de tirer parti de la multiplicité des solutions, ce critère peut aussi intégrer des objectifs supplémentaires à prendre en compte au cours de l'optimisation numérique. Par exemple, un modèle inverse peut rechercher une solution qui place l'extrémité à la position cible tout en minimisant les variations articulaires relativement aux configurations actuelles. La littérature emploie alors le terme plus générique de **fonction de coût** pour désigner la quantité globale qui doit être minimisée au cours de la résolution numérique. L'intégration de plusieurs objectifs dans une même fonction de coût peut prendre la forme d'une somme pondérée, où chaque terme représente un objectif et chaque poids représente la prépondérance de celui-ci vis-à-vis du but à atteindre. Du fait de l'hétérogénéité des grandeurs liées à ces objectifs (*e.g.* minimiser une distance en millimètres et un écart angulaire en degrés), la répartition des poids doit aussi tenir compte des ordres de grandeur relatifs des différents termes.

D'autre part, certaines méthodes intègrent ces objectifs multiples non pas dans une fonction de coût mais dans l'approximation linéaire sous-tendant la résolution (Buss, 2004; Siciliano et Slotine, 1991). Ces méthodes décomposent la résolution en ordonnant les objectifs par priorité décroissante. Ainsi, chacun d'eux est considéré comme une contrainte réduisant progressivement l'ensemble des solutions et donne lieu à une optimisation selon un critère qui lui est propre. Afin de respecter l'ordre de priorité, chaque optimisation est restreinte à l'« espace neutre » (*null space* en anglais) des optimisations précédentes, c'est-à-dire l'espace des solutions répondant aux objectifs de plus haute priorité. Les optimisations successives s'imbriquent de cette façon, jusqu'à l'objectif le moins prioritaire ou l'identification d'une solution unique.

Relativement à une fonction de coût à plusieurs termes, cette approche offre davantage de maîtrise sur la façon dont les différents objectifs affectent la résolution. En particulier, elle permet au

modèle inverse de satisfaire des objectifs secondaires sans que ceux-ci n'affectent sa précision en termes d'atteinte de la position cible. Cependant, l'intégration de plus d'un objectif secondaire se limite plutôt aux cas des bras artificiels hautement articulés, dont le nombre de degrés de liberté est suffisamment élevé pour satisfaire de multiples contraintes simultanément.

3 Autres notions fondamentales

Cette section présente de façon succincte plusieurs autres notions fondamentales de robotique et d'automatique afin de définir le vocabulaire qui sera employé tout au long de ce manuscrit. Les définitions présentées ici sont délibérément formulées dans un cadre générique, de manière à ce qu'elles soient applicables aux systèmes automatiques au sens large. La section suivante s'emploiera à détailler comment s'appliquent ces notions au pilotage d'une prothèse.

A Boucle ouverte et boucle fermée

On peut distinguer deux catégories de contrôle, selon que celui-ci implique ou non des processus de rétroaction (*feedback* en anglais) (voir figure II.3). Un contrôle est dit en « boucle ouverte » lorsque l'action qu'il réalise est **guidée uniquement par le but** défini dans la commande, sans tenir compte des éventuelles perturbations pouvant affecter le fonctionnement du système. Un contrôle en boucle ouverte repose donc sur une confiance « aveugle » en la capacité du système à effectivement réaliser l'action prévue.

Un contrôle est dit en « boucle fermée » lorsque l'action qu'il réalise est **régulée en fonction de l'évolution** de l'état du système ou de son environnement au cours du fonctionnement. Ainsi, un contrôle en boucle fermée est nécessaire pour que le système corrige ses erreurs d'exécution, qu'elles soient dûes aux propriétés du système lui-même ou à des influences extérieures.

B Haut niveau et bas niveau

Pour décrire des systèmes comprenant de multiples couches de composants voire de sous-systèmes, il est courant de distinguer plusieurs échelles d'observation appelées niveaux. On appellera ici « haut niveau » celui du **but à atteindre ou de l'intention de l'utilisateur** qui pilote le système. Ainsi, ce niveau coïncide avec l'échelle d'observation de l'utilisateur et permet de décrire comment il se sert du système pour accomplir une tâche. À l'opposé, on appellera « bas niveau » celui des **mécanismes internes au système**, qui décomposent son fonctionnement en une série de sous-tâches plus élémentaires et parfois invisibles à l'utilisateur. Ce niveau permet de décrire comment les composants du système s'organisent, interagissent entre eux et remplissent leurs fonctions respectives. Dans l'exemple du pilotage d'un curseur d'ordinateur, le haut niveau permet d'analyser la relation entre mouvements de souris et mouvements de curseur tels que perçus par l'utilisateur. Le bas niveau permet de distinguer et se focaliser sur

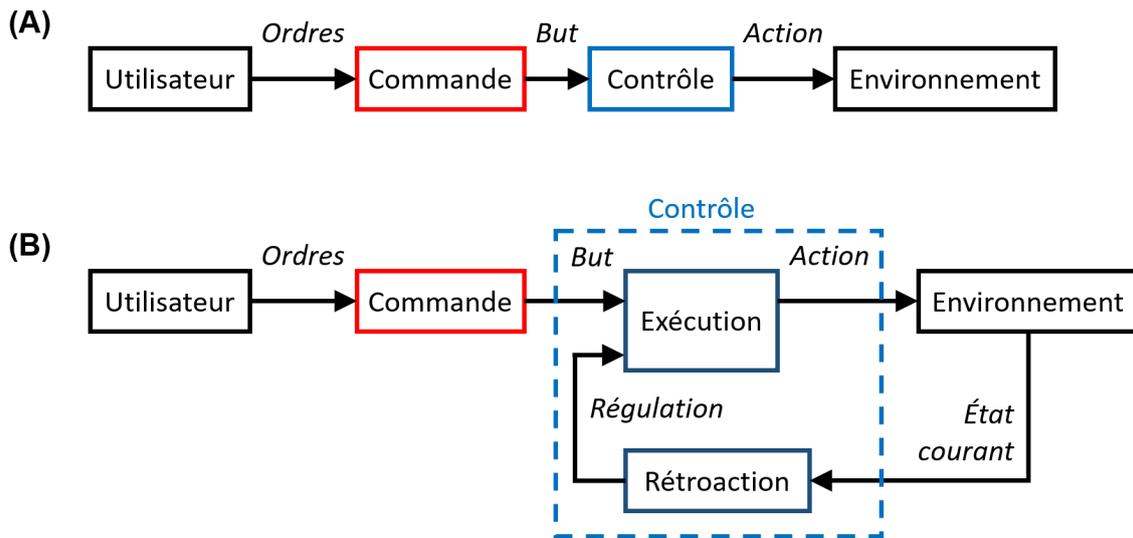


FIGURE II.3 – Diagramme synoptique distinguant une boucle ouverte (A) d'une boucle fermée (B).

les rôles des différents composants impliqués, allant du traitement des mesures optiques de la souris jusqu'au calcul des couleurs affichées par les pixels de l'écran.

Bien entendu, cette distinction binaire est pour le moins arbitraire et ne suffit pas à refléter toute la complexité structurelle de certains systèmes. Dans ce manuscrit, elle sera employée par commodité, avant tout pour différencier ce qui relève de la tâche à accomplir de ce qui relève du fonctionnement interne du système.

C Système autonome et système asservi

Selon les applications et régimes de fonctionnement, un bras artificiel peut être ou non piloté par un utilisateur. Par exemple, un bras industriel opérant sur une chaîne de montage peut être considéré comme un système autonome : il fonctionne suivant des comportements programmés, sans qu'un utilisateur ne dirige chacun de ses mouvements. Pour réaliser une tâche donnée, un système autonome exécute une séquence d'actions pré-déterminées qu'il adapte en fonction de son état et de celui de son environnement. Ainsi, avant même d'amorcer l'exécution d'une action, le système connaît son objectif final et maîtrise d'emblée certains paramètres associés à celui-ci. Dans le fonctionnement d'un bras artificiel autonome, cela se traduit au moins par une connaissance de l'état de départ et de l'état d'arrivée, ainsi que de la durée du passage de l'un à l'autre.

À l'inverse, un bras robotique téléopéré obéit à des ordres provenant de l'utilisateur : on dit que c'est un système asservi. Un tel système fonctionne donc de façon purement réactive, en réponse aux ordres reçus qui dictent successivement quelles actions il doit réaliser. Ainsi, à tout moment, la réception d'un ordre entraîne la définition d'un nouveau but instantané à atteindre, jusqu'à ce que celui-ci soit remplacé à l'arrivée du prochain ordre. Selon les applications, cette exécution

« à la volée » propre aux systèmes asservis est susceptible d'introduire un certain retard dans le pilotage, c'est-à-dire un décalage temporel entre la réception d'un ordre et l'exécution de l'action correspondante. En outre, un système asservi ne peut avoir qu'une connaissance limitée de l'objectif final de ses actions ou de leur enchaînement, puisque ceux-ci dépendent des prochains ordres que lui transmettra l'utilisateur.

4 Cas d'une prothèse robotique

En tant que système robotique composé de plusieurs articulations, une prothèse motorisée de membre supérieur peut être considérée comme un bras artificiel. Elle se distingue cependant des autres bras robotiques dans la mesure où elle est liée au corps de son porteur et remplace physiquement tout ou partie d'un de ses membres. En outre, c'est un système asservi dont les actions sont assujetties aux ordres qu'elle reçoit de son porteur. Par conséquent, il convient de considérer le système combiné {porteur + prothèse} pour traiter du pilotage du membre entier.

En effet, la prothèse et l'humain qui la porte se partagent à la fois la commande et le contrôle qui interviennent dans ce pilotage. D'une part, le porteur détermine quel mouvement il souhaite réaliser avec son membre appareillé, mais il revient à la prothèse de traduire cette intention en une action à exécuter par les articulations de la prothèse. D'autre part, la mise en mouvement du membre appareillé fait intervenir simultanément la motricité résiduelle du moignon et la motricité artificielle de la prothèse. On peut donc parler de pilotage **hybride**.

Ainsi, la prothèse est à la fois asservie aux ordres de son porteur et asservie mécaniquement au moignon, ce dernier étant lui aussi commandé par le porteur. De ce fait, à l'échelle de la prothèse seule, il est impossible d'unifier le contrôle de ces deux parties qui forment le bras entier, comme il serait possible de le faire sur un bras artificiel à base fixe. En particulier, employer un modèle géométrique inverse pour le pilotage d'une prothèse requerrait d'adapter celui-ci de façon à ce que les rotations articulaires du moignon soient prises en compte dans la résolution. Or, la part de motricité du bras prise en charge par la prothèse donnerait le plus souvent lieu à un problème sur-contraint, c'est-à-dire un problème où les degrés de liberté disponibles sont moins nombreux que les contraintes géométriques à satisfaire. En effet, si l'on exclut la motricité de la main qui n'intervient pas dans les gestes d'atteinte, une prothèse trans-humérale offre rarement plus que deux degrés de liberté : flexion-extension du coude et pronation-supination de l'avant-bras. Dans le cas d'un tel problème sur-contraint, l'existence de configurations articulaires de la prothèse pour lesquelles la main atteint sa cible dépendrait largement de la posture du moignon.

Du point de vue du contrôle, une prothèse peut en principe fonctionner en boucle fermée ou ouverte, bien que ce dernier cas concerne plutôt les prothèses peu perfectionnées. En effet, en tant que système asservi, il est attendu de la prothèse qu'elle exécute des actions conformes aux

ordres qu'elle reçoit. À cette fin, le contrôle d'un actionneur peut faire intervenir des capteurs internes mesurant sa rotation, ce qui permet d'ajuster celle-ci au cours du fonctionnement en la comparant à la commande motrice reçue. On peut considérer qu'un tel dispositif de régulation intervient au bas niveau de la prothèse, dans la mesure où il affecte le fonctionnement d'un composant du système (ici un actionneur) indépendamment des autres composants et de la tâche à accomplir.

À l'échelle du système combiné {porteur + prothèse}, le contrôle intervient nécessairement en boucle fermée du fait de la présence d'un humain en tant que pilote du système. En effet, celui-ci s'appuie sur ses propres entrées sensorielles pour réagir, même inconsciemment, aux actions que la prothèse produit et ajuster en conséquence les signaux qu'il lui envoie. En particulier, la modalité visuelle est le principal retour sensoriel auquel ont recours les utilisateurs de prothèse pour piloter celle-ci (Biddiss et Chau, 2007). Lors de la mise en mouvement d'une prothèse motorisée, les sons produits par ses actionneurs et les sensations tactiles entre le moignon et le manchon peuvent également leur fournir des indices sur le fonctionnement de la prothèse.

Dans le cadre de ce pilotage partagé entre humain et robot, un enjeu majeur est alors de garantir que la prothèse suive les intentions de mouvement de l'utilisateur tout en soulageant les efforts que celui-ci doit fournir pour produire les signaux de commande appropriés. Cet enjeu apparaît d'autant plus flagrant à l'aune de la motricité naturelle du bras, qui ne requiert presque aucun effort cognitif conscient pour produire des mouvements pourtant complexes, impliquant simultanément jusqu'à six ou sept degrés de liberté. Pour la prothèse, il s'agit donc de déterminer un équilibre approprié entre une dépendance forte de la commande aux ordres de l'utilisateur, et un contrôle suffisamment automatisé pour que l'utilisateur n'ait pas à prendre en charge une part excessive de son fonctionnement.

Dans ce contexte, le déclenchement de mouvements pré-enregistrés par reconnaissance de patron est un exemple d'automatisation épargnant des efforts à l'utilisateur, en le dispensant de piloter individuellement chaque articulation de la prothèse. Or, une telle commande réduit nécessairement la finesse et la profondeur de la maîtrise que l'utilisateur peut avoir de la prothèse, dans la mesure où celle-ci ne peut exécuter qu'un nombre limité de mouvements pré-enregistrés. Cependant, bien que cette réduction implique en principe une moindre flexibilité dans le pilotage de la prothèse, elle ne pénalise pas forcément l'usage qu'en fait son porteur au quotidien. Par exemple, les mains prothétiques les plus perfectionnées du marché « sacrifient » la commande individuelle de chaque doigt au profit d'une commande permettant de choisir parmi un ensemble de postures de main de références. Ainsi, cette stratégie offre à l'utilisateur une maîtrise de la prothèse pertinente vis-à-vis des tâches qu'elle doit accomplir, tout en réduisant le nombre de paramètres qu'il doit gérer pour piloter celle-ci. De ce point de vue, une automatisation même minimale de la commande peut se révéler avantageuse pour rendre le pilotage

d'une prothèse plus facile et intuitif pour l'utilisateur, malgré la perte de flexibilité qu'elle peut induire.

En matière de contrôle, une plus grande automatisation de la prothèse permet à celle-ci de prendre en charge une plus grande part de la régulation de ses actions, réduisant d'autant la part qui incombe à l'utilisateur. Par exemple, certaines tâches exigent de maîtriser la force développée par les articulations de la prothèse, lorsqu'il s'agit par exemple de saisir un objet fragile ou de porter une charge à deux bras. Sans retour sensoriel approprié, la gestion de cet aspect de la tâche par l'utilisateur se révèle difficile et exigeante en termes d'attention et d'efforts cognitifs. Dans ce contexte, des capteurs d'effort ou de pression associés à des dispositifs d'ajustement des couples mécaniques des moteurs permettent de déléguer cette gestion à la prothèse. En évitant la sur-sollicitation des actionneurs, une telle stratégie permet également de réduire les risques de casse de la prothèse ou de l'objet avec lequel elle interagit.

Évidemment, cette automatisation croissante ne doit pas induire une prise d'autonomie excessive de la prothèse pour autant. En particulier, celle-ci ne doit pas anticiper ou prédire les intentions de mouvement de l'utilisateur au point d'agir indépendamment de ses ordres, ce qui risquerait de le perturber plutôt que de l'aider à piloter la prothèse. Idéalement, les automatismes de la prothèse doivent être **transparents**, c'est-à-dire qu'ils ne doivent pas masquer ou « opacifier » la relation entre signaux de commande de l'utilisateur et actions de la prothèse. En effet, c'est en observant comment celle-ci répond à ses ordres que l'utilisateur est en mesure d'améliorer sa maîtrise du pilotage. Par exemple, une façon de garantir cette transparence est de cantonner les automatismes au bas niveau, ce qui réduit le risque qu'ils interfèrent avec la perception que l'utilisateur a du fonctionnement de la prothèse.

5 Interaction humaine avec un bras artificiel asservi

Dans le cadre du pilotage d'un bras artificiel, l'humain qui dirige le robot est amené à observer les mouvements du robot en réponse à ses ordres, voire à ses propres mouvements. Or, plusieurs travaux en psychologie cognitive ont montré que la production de mouvements par un humain peut être influencée par l'observation de mouvements d'un agent extérieur. En premier lieu, les travaux de [Kilner *et al.* \(2003\)](#) ont révélé que les mouvements d'un humain sont perturbés lorsque celui-ci observe des mouvements incongruents produits par un autre humain, mais ne sont pas affectés par l'observation de mouvements congruents. Dans le prolongement de cette étude, celle de [Press *et al.* \(2005\)](#) a établi que l'observation de mouvements d'un robot pouvait également engendrer un tel effet de perturbation. Ces travaux attribuent l'origine de cette perturbation au phénomène d'**amorçage visuomoteur**, par lequel l'observation des mouvements d'un agent extérieur engendre l'activation de structures corticales associées à la réalisation de mouvements similaires. Ainsi, lorsque le mouvement observé est incongruent, l'activation issue de l'amorçage visuomoteur interfère avec celle impliquée dans la production du mouvement.

En ce qui concerne les stimuli déclencheurs, l'amorçage visuomoteur peut s'appuyer sur des informations statiques (*e.g.* forme ou silhouette de l'agent en mouvement) aussi bien que des informations dynamiques (*e.g.* vitesse et direction du mouvement) (Bouquet *et al.*, 2007). En particulier, l'information purement dynamique véhiculée par un point en mouvement dans un plan peut générer une interférence lorsque ce mouvement est basé sur celui d'un humain mais pas lorsqu'il est exécuté à vitesse constante. Dans un sens plus large, la littérature dans ce domaine parle volontiers de mouvement « biologique » pour désigner un mouvement dont les propriétés cinématiques sont similaires à celles du mouvement naturel humain, ce qui se traduit en pratique par un profil de vitesse en cloche.

Au travers de l'amorçage visuomoteur, les mouvements d'un bras artificiel peuvent donc interférer avec les mouvements de l'humain qui le pilotent, en cas d'incongruence avec ceux-ci. Cette interférence n'intervient toutefois que si le bras artificiel présente un aspect humanoïde ou bio-inspiré, ou si son mouvement peut être qualifié de biologique. Dans le cas d'une prothèse, les mouvements du système robotique remplacent ceux que le membre absent ne peut plus produire. De ce fait, le risque d'interférence par amorçage visuomoteur s'en trouve réduit, bien que chez une personne amputée, les structures corticales auparavant impliquées dans la motricité du membre perdu puissent encore être activées (Jarrassé *et al.*, 2016).

Le pilotage d'un bras artificiel est également susceptible d'induire un « transfert d'incarnation » vers le robot (Ogawa *et al.*, 2012; Kalckert et Ehrsson, 2012), phénomène qui se manifeste chez l'utilisateur par l'illusion que le robot fait partie de son corps. La notion d'**incarnation**¹ recouvre l'ensemble des phénomènes relatifs aux sensations et perceptions que l'on a de son propre corps. En psychologie cognitive, cette notion a pu être étudiée au travers du paradigme expérimental de l'illusion de la main en caoutchouc (Longo *et al.*, 2008), qui consiste à tromper le modèle sensorimoteur d'un participant humain de façon à ce que celui-ci perçoive cette main factice comme la sienne (voir figure II.4). On parle de transfert d'incarnation dans la mesure où cette illusion correspond au remplacement de la main réelle par la main en caoutchouc dans le modèle sensorimoteur de l'humain. Une fois que la main factice est incarnée, elle peut induire des perceptions sensorielles trompeuses, par exemple des illusions de mouvement (Metral et Guerraz, 2019) ou sensations de douleur (Ma et Hommel, 2013).

Des variantes de ce paradigme (Longo *et al.*, 2008; Kalckert et Ehrsson, 2012) ont permis d'identifier plusieurs des composantes sur lesquelles cette illusion pouvait être construite, révélant ainsi le caractère multifacette de l'incarnation. En particulier, parmi les définitions de cette notion rencontrées dans la littérature, plusieurs mettent en avant deux composantes majeures : la

1. Il est à noter que le terme « incarnation » sera ici utilisé comme traduction du terme anglais *embodiment* suivant le sens qu'il revêt dans la littérature en psychologie cognitive. Pour une discussion des différentes traductions françaises de ce terme et des concepts scientifiques sous-jacents, voir Paquin (2018).

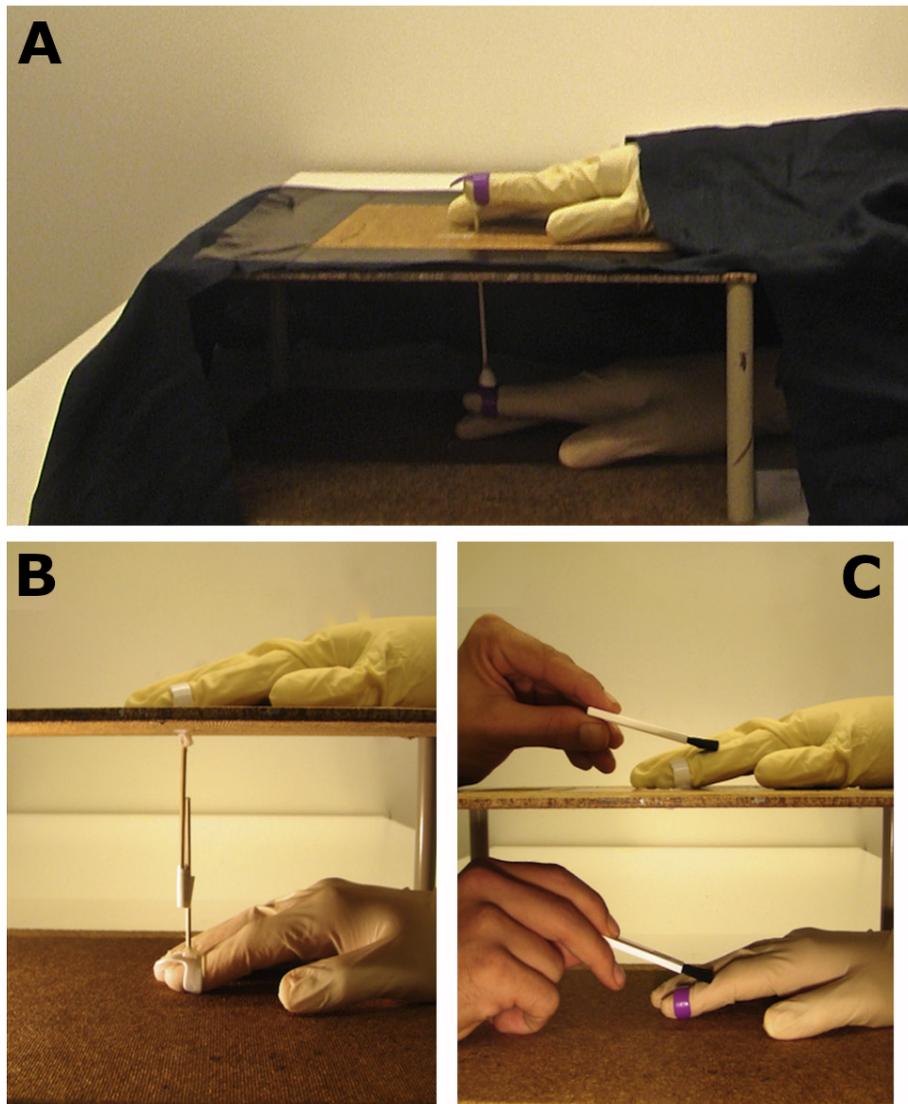


FIGURE II.4 – Exemple de dispositif permettant l'induction de l'illusion de la main en caoutchouc. **A** : Le bras du participant est caché sous un tissu opaque, dont dépasse la main en caoutchouc placée au dessus de la main réelle. **B** : L'index de la main réelle est lié mécaniquement à celui de la main factice, de telle sorte qu'un mouvement d'élévation du premier produit un mouvement d'élévation du second. **C** : Un expérimentateur applique une stimulation tactile aux deux index de façon synchrone. Adapté de Kalckert et Ehrsson (2014).

propriété corporelle et l'**agentivité** (Longo *et al.*, 2008; Kalckert et Ehrsson, 2012; Imaizumi *et al.*, 2016).

La propriété corporelle (*body ownership* en anglais) correspond à l'inclusion d'un objet dans le corps en tant qu'enveloppe sensorielle, c'est-à-dire en tant que support des perceptions que l'on a de l'environnement. D'un point de vue cognitif, la propriété corporelle repose sur la congruence à la fois spatiale et temporelle entre plusieurs entrées sensorielles de natures différentes (Imaizumi *et al.*, 2016), et peut être illustrée par la question « est-ce que cet objet ressent comme ressentirait mon corps ? ». Dans le cadre de l'illusion de la main en caoutchouc, cette congruence peut être obtenue par exemple en stimulant simultanément les modalités visuelle et

tactile : la main réelle est cachée tandis que la main factice est visible, mais ces deux mains sont chatouillées avec une brosse de manière synchrone. De cette façon, le participant voit la main factice être chatouillée en même temps que sa vraie main ressent le contact de la brosse sur sa peau.

L'agentivité (*agency* en anglais) correspond à la maîtrise que l'on a d'un objet avec lequel on agit (et non pas *sur* lequel on agit). Vis-à-vis de l'incarnation, cette notion s'appuie sur une conception du corps en tant que vecteur par lequel on agit sur l'environnement, et peut être illustrée par la question « est-ce que cet objet bouge conformément aux intentions de mouvement qui feraient bouger mon corps ? ». Ainsi, la sensation d'agentivité se construit sur la congruence entre les prédictions du modèle sensorimoteur quant aux effets d'une commande motrice, et les retours sensoriels correspondants (Imaizumi *et al.*, 2016). L'illusion de la main en caoutchouc peut également être induite par la sensation d'agentivité, en actionnant la main factice de façon à ce qu'elle suive les mouvements de la main réelle. Par exemple, à l'aide d'un dispositif liant mécaniquement les doigts de l'une aux doigts de l'autre, le participant voit la main factice bouger en cohérence avec les commandes motrices qu'il envoie à sa main réelle.

Vis-à-vis de ces deux composantes, le transfert d'incarnation pouvant être induit par le pilotage d'un bras artificiel s'appuie donc davantage sur l'agentivité que sur la propriété corporelle. En effet, le principe même du pilotage amène le bras artificiel à se mouvoir en réponse aux intentions de mouvement de l'utilisateur, qu'il communique par des actions de son propre corps comme par exemple la manipulation d'une manette. De plus, un tel renforcement de la sensation d'agentivité est à rapprocher des phénomènes de réorganisation du modèle sensorimoteur constatés lors de l'emploi à long terme d'un outil (Cardinali *et al.*, 2009). En outre, ce pilotage est peu susceptible d'assurer une congruence entre la perception visuelle du comportement du bras et les retours sensoriels par voie tactile ou proprioceptive, fragilisant ainsi la sensation de propriété corporelle. Enfin, la séparation physique entre le bras artificiel et le corps de son utilisateur est également de nature à perturber cette composante, sans pour autant avoir d'effet aussi néfaste sur la sensation d'agentivité (Kalckert et Ehrsson, 2012).

Dans le cas d'une prothèse, cette séparation physique est réduite au minimum mais le manque de retours sensoriels indiquant l'état de la prothèse à l'utilisateur constitue un obstacle au renforcement de la sensation de propriété corporelle. En particulier, certains des retours sensoriels qu'elle fournit, tels que le bruit de ses moteurs ou le contact mécanique entre le moignon et le manchon, peuvent être perçus comme « désincarnés » dans la mesure où ils n'ont pas d'équivalent parmi les sensations intervenant dans la motricité naturelle du bras. L'intégration de retours sensoriels plus proches de ceux d'un bras valide apparaît donc comme un élément décisif pour le transfert d'incarnation vers une prothèse de bras (Marasco *et al.*, 2011).

D'autre part, la sensation d'agentivité induite par une prothèse est évidemment tributaire de la qualité de la commande, c'est-à-dire de la relation entre signaux émis par l'utilisateur et but à

atteindre par la prothèse. En effet, il est nécessaire que la prothèse réponde correctement aux ordres de l'utilisateur pour que soit maintenue la congruence entre sa prédiction de l'action souhaitée et sa perception de l'action réellement exécutée. De plus, cette composante sera d'autant plus renforcée que le pilotage se révèle intuitif et repose sur des commandes motrices similaires à celles sous-tendant la motricité d'un bras valide. De cette façon, l'intégration de la prothèse au modèle sensorimoteur de son utilisateur est facilitée lorsque le pilotage de celle-ci exploite des structures existantes de ce modèle plutôt que de nécessiter une réorganisation de celui-ci.

En outre, on peut s'interroger quant aux conséquences d'un tel transfert d'incarnation vers la prothèse sur la qualité de vie de son utilisateur. Dans ce contexte, des travaux s'intéressant au maintien postural chez des amputés unilatéraux ont pu établir que l'incarnation de la prothèse par son porteur avait un effet stabilisateur sur sa posture corporelle (Imaizumi *et al.*, 2016). En outre, des études menées auprès d'utilisateurs de prothèse de bras révèlent qu'un port fréquent de celle-ci est associé à un transfert d'incarnation plus prononcé, tout en étant corrélé positivement avec la qualité de vie de l'utilisateur (Imaizumi *et al.*, 2016). Bien que ces résultats ne révèlent qu'un lien indirect, ils suggèrent que l'incarnation d'une prothèse s'accompagne d'effets bénéfiques pour son porteur.

COORDINATIONS MOTRICES ET REDONDANCE

Qu'il soit humain ou robotique, un bras multi-articulé offre une variété de façons différentes d'être mis en mouvement pour atteindre un même but ou accomplir une même tâche. Ce chapitre porte sur les manifestations de cette variété telles qu'observées dans la motricité d'un bras naturel, ainsi que sur les conséquences de celle-ci sur le contrôle d'un bras artificiel. Une facette de ce sujet a déjà été abordée au chapitre précédent, en particulier dans la section consacrée aux [modèles inverses](#). Les notions introduites à cette occasion seront réutilisées ici aussi bien dans le cas d'un bras artificiel que dans celui d'un bras humain.

1 Définitions

Du point de vue du pilotage d'un bras, on parle de **redondance** pour décrire l'existence de multiples façons de piloter les différentes parties du bras (*i.e.* bas niveau) mais qui produisent la même action ou atteignent le même but à l'échelle d'une tâche (*i.e.* haut niveau). La gestion de cette multiplicité relève du contrôle, en cela qu'elle concerne la façon dont le système (ici un bras) exécute une action afin d'atteindre le but défini par la commande. Dans ce cadre, la redondance peut être formulée comme un problème au sens mathématique, c'est-à-dire une question appelant à un calcul pour en trouver une solution : étant donné un but, quelle façon de l'atteindre choisir parmi la variété des possibles ?

À l'instar de son usage en théorie de l'information ou en sécurité industrielle, le terme « redondance » indique le caractère excédentaire de cette multiplicité relativement à ce qui serait strictement nécessaire pour que le bras soit capable d'accomplir la tâche. Dans la littérature sur le contrôle moteur, d'autres termes comme celui d'équivalence motrice ([Bullock et al., 1993](#); [Martin et al., 2009](#)) ont également été proposés pour faire référence à cette multiplicité de moyens pour une même fin. À contrepied du problème de la redondance, la notion d'abondance ([Latash, 2012](#)) renverse le concept en présentant cette variété comme l'espace nécessaire à l'émergence de diverses solutions répondant aux contraintes physiques variables qui s'appliquent à l'exécution du mouvement. Dans ce manuscrit, le terme « redondance » sera préféré

mais employé dans un sens plutôt neutre et en évitant de ne concevoir cette question que sous l'angle du problème mathématique.

Dans la motricité naturelle, cet « excédent de contrôle » que constitue la redondance peut se manifester à plusieurs stades de la traduction d'une commande motrice en un mouvement de bras. Ainsi, une contraction musculaire identique peut être engendrée par différentes activités nerveuses transmises par les voies efférentes ; une articulation peut développer un même couple mécanique par différentes combinaisons de contractions des muscles correspondants ; l'extrémité du bras peut atteindre la même position cible en empruntant plusieurs chemins dans l'espace opérationnel etc. Dans ce contexte, on parle de **coordinations motrices** pour désigner les régularités qui pourraient être observées au cours des mouvements, et employées pour décrire les solutions préférentiellement choisies parmi la variété des possibles. Il est cependant à noter que le concept de coordination motrice ne préjuge en rien de l'origine de ces régularités vis-à-vis du pilotage du bras et demeure applicable dès lors que ces régularités peuvent être observées expérimentalement. Par exemple, les patrons d'activité musculaire décrits au premier chapitre sont une manifestation de telles régularités à un niveau physiologique : un patron correspond au motif des contractions typiquement produites par un ensemble de muscles pour réaliser un mouvement donné.

Le propos de ce chapitre se focalisera plus particulièrement sur la **redondance articulaire**, c'est-à-dire l'existence de multiples combinaisons de rotations articulaires correspondant à un même placement de l'extrémité du bras. Ce choix est motivé par le souhait de manipuler des notions et objets mathématiques applicables aussi bien à un bras humain qu'à un bras robotique, dépourvu de muscles et de nerfs mais dont les rotations articulaires peuvent être mesurées voire pilotées explicitement. Dans ce contexte, les coordinations motrices sont elles aussi dites « articulaires » et correspondent aux régularités pouvant se manifester dans les rotations articulaires du bras.

Il est à noter que l'observation de coordinations articulaires peut être réalisée à deux échelles différentes. Tout d'abord, on peut étudier celles-ci à l'échelle des postures, c'est-à-dire en considérant des ensembles d'angles décrivant les orientations des articulations du bras. Ainsi, une posture est une représentation « statique » du comportement du bras tel qu'il est placé à un instant donné, indépendamment des postures qui le suivent ou le précèdent dans le mouvement. Les coordinations articulaires prennent alors la forme de régularités dans les combinaisons d'angles articulaires qui sont choisies pour être exécutées par le bras. Les coordinations articulaires peuvent également être considérées à l'échelle des trajectoires, qui retranscrivent la dynamique temporelle d'un mouvement de bras dans son ensemble, contrairement à la représentation statique que fournit une posture. Dans ce contexte, l'expression des rotations articulaires peut faire intervenir des vitesses et accélérations angulaires en complément des angles, de fa-

çon à décrire le déroulement temporel du mouvement. Les coordinations articulaires peuvent alors se rapporter au rythme auquel la posture du bras évolue au cours du temps, et non plus seulement aux combinaisons entre angles articulaires.

2 Dans le pilotage d'un bras naturel

On a vu que la redondance offrait au bras humain une multitude de façons différentes d'atteindre un même but. Cependant, malgré cette variété des possibles, on peut observer un certain nombre d'invariants dans le comportement du bras. Par exemple, les travaux de [Soechting et Lacquaniti \(1981\)](#) et [Morasso \(1981\)](#) ont révélé que lors de gestes d'atteinte du bras, l'extrémité de celui-ci avait tendance à emprunter un chemin quasi-rectiligne suivant un profil de vitesse en « forme de cloche » (voir figure III.1). On parle de forme de cloche pour désigner l'allure de la courbe d'une fonction admettant un unique maximum et présentant une symétrie de part et d'autre de celui-ci. Dans le cas d'un profil de vitesse, cette allure se traduit par l'atteinte d'un pic de vitesse à mi-chemin du mouvement, divisant celui-ci en une phase d'accélération et une phase de décélération de durée similaire. Relativement aux définitions précédemment introduites, ces invariants correspondent à des coordinations motrices, en cela qu'ils constituent des régularités dans la façon dont le bras est mis en mouvement.

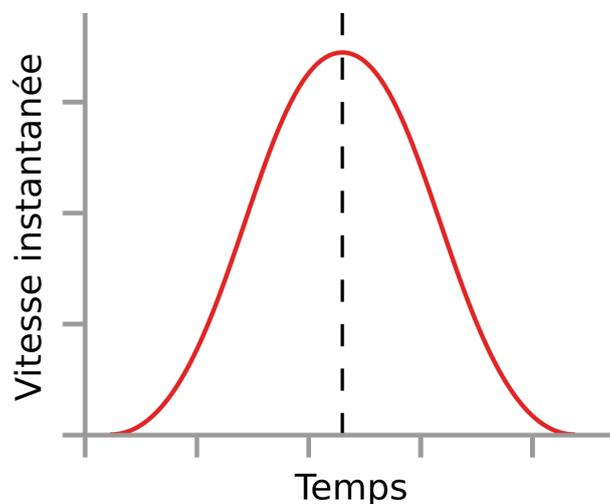


FIGURE III.1 – Représentation graphique d'un profil de vitesse fictif présentant une forme de cloche.

Cependant, la simplicité apparente de ces trajectoires de l'extrémité dans l'espace opérationnel se traduit dans l'espace articulaire par de complexes combinaisons de variations angulaires suivant des profils plus irréguliers. De ce constat a émergé la question de l'origine de ces coordinations motrices, opposant plus particulièrement deux hypothèses : la régularité des trajectoires observées est-elle planifiée par le système sensori-moteur lors de la génération de mouvement, ou un « effet secondaire » résultant de la planification d'autres propriétés ? La première de ces hypothèses implique que le système sensori-moteur planifie un mouvement en construisant

d'abord une trajectoire dans l'espace opérationnel (Morasso, 1981; Flash et Hogan, 1985), puis en traduisant cette trajectoire en termes de rotations articulaires en vue de son exécution.

Afin de tester ces hypothèses, des travaux se sont intéressés à l'évolution du comportement du bras lors d'une modification de son extrémité ou de l'environnement dans lequel elle se meut. Ainsi, lorsque l'extrémité du bras est alourdie par une masse, prolongée par une tige (Lacquiniti *et al.*, 1982) ou virtuellement liée à un système ressort-masse (Dingwell *et al.*, 2002), le comportement du bras s'adapte progressivement jusqu'à de nouveau produire des trajectoires rectilignes. De façon similaire, Shadmehr et Mussa-Ivaldi (1994) ont observé une adaptation du comportement du bras à l'application d'un champ de force sur son extrémité, résultant à terme en l'exécution de mouvements rectilignes avec celle-ci. Ces résultats font état de la conservation des régularités observées dans les trajectoires de l'extrémité du bras, en dépit des effets causés par des modifications sur le contrôle du bras dans l'espace articulaire. Ils supportent donc l'hypothèse selon laquelle le système sensori-moteur génère des mouvements en fonction d'objectifs cinématiques et géométriques explicitement formulés dans l'espace opérationnel. Du point de vue théorique, il est cependant à noter que ces régularités peuvent être expliquées aussi bien par des modèles intégrant ces objectifs à la planification préalable du mouvement (Harris et Wolpert, 1998) que des modèles de contrôle en ligne du mouvement en fonction des retours sensoriels (Hoff et Arbib, 1993).

En considérant la redondance sous l'angle du problème mathématique, ces objectifs formulés dans l'espace opérationnel peuvent être vus comme des contraintes supplémentaires conditionnant la génération d'un mouvement et s'ajoutant aux limites physiques du bras lui-même ainsi qu'aux exigences de la tâche à accomplir. De façon générale, l'intégration de contraintes supplémentaires simplifie la résolution de la redondance dans la mesure où celles-ci réduisent la variété des possibles parmi lesquels une solution doit être choisie. Une stratégie pourrait alors consister à cumuler des contraintes jusqu'à la disparition de la redondance, c'est-à-dire jusqu'à ce qu'il n'existe plus qu'une seule solution satisfaisant toutes les contraintes à la fois. Cependant, l'observation du comportement du bras humain au cours de mouvements répétés montre que ceux-ci présentent toujours une certaine variabilité en dépit de la constance des objectifs et des conditions de leur exécution (Tseng *et al.*, 2002; Yang *et al.*, 2007). En particulier, ces travaux ont montré que cette variabilité ne se répartissait pas uniformément mais s'étendait principalement dans une portion de l'espace articulaire où les variations de rotations articulaires affectent de façon minimale l'extrémité du bras. L'observation de phénomènes similaires dans la réalisation d'autres types de mouvements a mené à la formulation du concept de « sous-espace incontrôlé » (SEI, en anglais *uncontrolled manifold*, Scholz et Schöner (1999); Latash *et al.* (2007)) pour désigner cette portion de l'espace articulaire. Le terme « sous-espace » est ici préféré à la traduction plus rigoureuse de *manifold* par « variété » (au sens topologique) de façon à éviter les confusions avec les autres emplois de ce mot dans ce manuscrit.

Dans le cadre d'une tâche requérant de placer l'extrémité à une position cible, les variations dans le SEI n'altèrent pas la précision avec laquelle le but est atteint. De cette façon, il est possible de distinguer la part de variabilité qui affecte le placement de l'extrémité, de la part qui n'influe pas sur l'atteinte du but. Pour désigner cette dernière, on parle alors de « variabilité équivalente au but » (VEB, en anglais *goal-equivalent variability*). Selon *Latash et al. (2007)*, la prédominance de la VEB dans la répartition de la variabilité serait une manifestation de phénomènes appelés « synergies motrices » et prenant la forme de relations de dépendance liant les différentes variables du contrôle du bras, telles que les rotations articulaires ou activités musculaires. Ainsi, la répartition non-uniforme de la variabilité serait une conséquence de ces relations définies par les synergies, qui contraindraient les mouvements de bras à varier principalement dans le SEI (voir figure III.2). Dans ce contexte, les synergies remplissent une fonction de stabilisation du mouvement, en confinant l'essentiel des variations causées par des perturbations extérieures dans le sous-espace où celles-ci n'affectent pas l'atteinte du but.

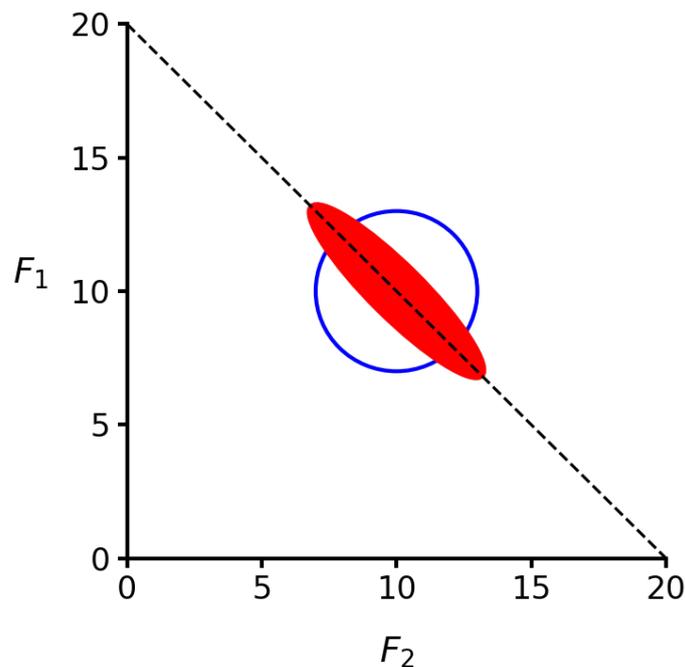


FIGURE III.2 – Répartition de la variabilité dans une tâche de production de force avec deux doigts. Chaque axe du repère (abscisse F_1 et ordonnée F_2) correspond à la force produite par un doigt. L'objectif de la tâche est de produire une force totale de 20N et correspond donc à la droite d'équation $F_1 = 20 - F_2$ (en pointillés). Un point d'équilibre satisfaisant cet objectif a par exemple pour coordonnées (10, 10). Si la variabilité des forces produites était uniformément répartie autour de ce point, elle suivrait une forme de cercle (en bleu). Cependant, la variabilité observée expérimentalement suit une forme d'ellipse (en rouge) allongée suivant la direction de la droite-objectif, c'est-à-dire s'étendant majoritairement dans le SEI. Adapté de *Latash et al. (2007)*.

D'autre part, la notion de **synergie motrice** telle qu'introduite dans d'autres travaux sur le contrôle moteur (*Chhabra et Jacobs, 2006*; *d'Avella et al., 2006*; *Bockemühl et al., 2010*) désigne une « brique » élémentaire à partir de laquelle des mouvements sont générés. Suivant

cette définition, tout mouvement est construit comme une combinaison de synergies, chacune pouvant y intervenir dans une part variable (voir figure III.3). Contrairement à la définition proposée dans la théorie du SEI, la fonction d'une synergie suivant cette définition est alors de réduire la dimension de contrôle, c'est-à-dire le nombre de variables par lesquelles l'action est définie. Appliquée à l'espace articulaire, une synergie prend la forme d'une relation qui définit un motif de co-variation entre les rotations articulaires du bras, par exemple un rapport de proportionnalité entre la vitesse de flexion de coude et celle de l'abduction d'épaule. Dans le prolongement d'une conception mathématique de la redondance, les synergies constituent ainsi une autre façon de formuler des contraintes. En effet, les liens entre articulations établis par les synergies réduisent le nombre de variables indépendantes impliquées dans le contrôle du bras. L'étude des synergies, qui se manifestent ainsi sous la forme de coordinations motrices, repose donc sur la décomposition des mouvements observés pour en extraire des relations de dépendance entre variables intervenant dans le contrôle du bras.

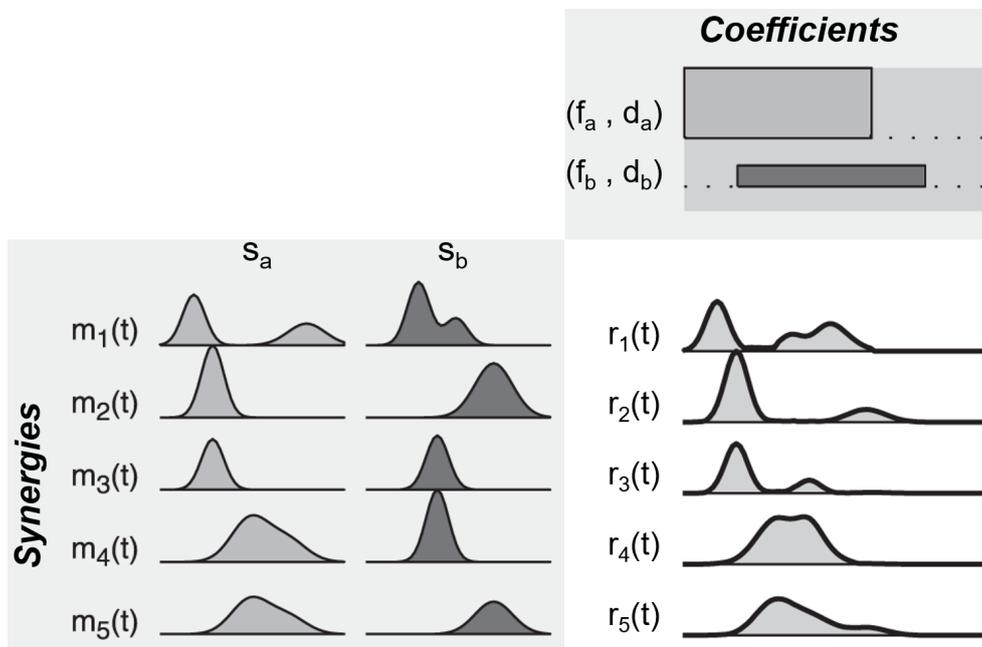


FIGURE III.3 – Exemple d'une combinaison de deux synergies motrices associant les activités de cinq muscles. **Gauche** : chaque synergie s_i prend la forme d'une série de cinq profils d'activité musculaire ($m_j(t)$) pour chaque muscle j). **Haut** : la part de chaque synergie dans la combinaison est définie par deux coefficients : un facteur f_i et un décalage temporel d_i , représentés ici par la hauteur et la position horizontale du rectangle correspondant. **Centre** : pour chaque muscle, le profil d'activité résultant $r_j(t)$ est obtenu par la somme pondérée des profils définis par les synergies. Adapté de *d'Avella et al. (2006)*.

Cependant, bien que de multiples observations expérimentales confirment l'existence de ces synergies au niveau anatomique (*e.g.* rotations articulaires) comme au niveau physiologique (*e.g.* activités musculaires), leur origine et la façon dont elles interviennent dans la motricité naturelle restent débattues (*Berret et al., 2019*). Une première hypothèse consiste à considérer les synergies comme des outils employés par le système sensori-moteur pour organiser et simplifier

la génération de mouvement, explicitement (Bullock *et al.*, 1993) ou implicitement (d'Avella *et al.*, 2006). À l'opposé, plusieurs travaux (Chhabra et Jacobs, 2006; de Rugy *et al.*, 2013) ont montré que des synergies peuvent apparaître comme « produits secondaires » émergeant de la génération de mouvements suivant un principe de contrôle sous-jacent. En outre, la façon dont le système sensori-moteur s'adapte à des perturbations affectant les synergies suggère que celles-ci sont construites au cours de l'apprentissage (de Rugy *et al.*, 2012b) plutôt qu'intégrées de façon définitive aux structures du système sensori-moteur. Les travaux de de Rugy *et al.* (2013) ont également montré que la performance dans le cadre d'une tâche pouvait être considérablement affectée par l'erreur liée à la décomposition des mouvements en synergies, même lorsque celle-ci apparaît minimale dans l'espace des variables du contrôle du bras. En révélant que les synergies ne suffisent pas à fidèlement et finement rendre compte du comportement du bras, ces résultats remettent en cause l'idée selon laquelle elles correspondraient à un principe de contrôle organisant la génération de mouvement. Enfin, l'emploi par le système sensori-moteur de synergies comme des contraintes internes appliquées à ses variables résulterait en une moindre flexibilité du comportement du bras (Bullock *et al.*, 1993), annulant ainsi les avantages pouvant être tirés de la redondance.

3 Dans le pilotage d'un bras artificiel

Dès le chapitre précédent, la section consacrée aux *modèles inverses* a souligné que la notion de redondance s'applique également aux systèmes multi-articulés que sont les bras artificiels. Dans le cas de ces robots, les relations entre commandes motrices et actions exécutées par les moteurs sont, par construction, un aspect maîtrisé du système. Ainsi, ce stade du pilotage ne présente aucune redondance puisque l'on connaît immédiatement et sans ambiguïté la commande motrice qui correspond à une action donnée du moteur. En outre, si chaque degré de liberté du bras artificiel est mû par un actionneur, la redondance n'intervient pas non plus dans la production d'une rotation articulaire, qui dépend de l'action d'un seul moteur à la fois. De ce fait, il est courant de considérer que la redondance affectant le pilotage d'un bras artificiel se manifeste en premier lieu dans l'espace articulaire, lorsque celui-ci est de dimension supérieure à l'espace opérationnel.

Dans ce contexte, les modèles directs et inverses sont des outils permettant de gérer la transformation d'un espace vers l'autre, en dépit de leur non-équivalence du point de vue algébrique. En particulier, chaque modèle inverse correspond à une façon spécifique de résoudre la redondance articulaire, c'est-à-dire une façon de sélectionner une combinaison de rotations articulaires parmi l'ensemble des combinaisons atteignant le même but. Le choix du modèle inverse à employer se fait alors selon les applications du robot et les tâches qu'il est amené à réaliser. Il est d'ailleurs envisageable d'employer plusieurs modèles inverses distincts pour piloter un

même robot, de façon à ce que celui-ci adopte des comportements différents en fonction des contraintes et objectifs à satisfaire pour accomplir une tâche donnée.

Bien qu'on puisse imaginer des cas faisant exception, l'emploi d'un modèle inverse pour piloter un bras artificiel résulte généralement en l'apparition de coordinations motrices dans le comportement de celui-ci. En effet, l'application systématique d'une même règle pour choisir une solution à exécuter parmi la variété des possibles crée de fait un biais de sélection, qui peut se manifester par des similitudes et régularités dans les rotations articulaires du robot. L'émergence de coordinations motrices présentant des propriétés remarquables peut avoir lieu spontanément à la façon d'un effet secondaire, ou au contraire être un phénomène délibérément recherché lors de la conception d'un modèle inverse. Par exemple, un modèle inverse peut être conçu pour que les postures de bras qu'il sélectionne restent distantes des limites angulaires des articulations du robot, de façon à réduire les risques de casse. Ainsi, selon les applications, ces coordinations motrices peuvent faire partie des paramètres influençant le choix du modèle inverse à employer ou, plus largement, de la stratégie à adopter pour résoudre la redondance.

Pour des applications en lien avec l'humain, un objectif peut être de produire des coordinations motrices semblables à celles d'un bras humain, afin que les mouvements du robot présentent un caractère bio-mimétique. Le terme « bio-mimétique » est ici employé pour désigner un phénomène artificiel conçu pour imiter ou émuler en apparence un phénomène naturel ; il sera préféré à des termes plus ambigus comme « biologique » ou « anthropomorphe ». Dans le cadre du pilotage d'un bras artificiel, on parle de mouvements bio-mimétiques lorsque ces mouvements sont comparables à ceux que pourrait réaliser un humain avec son bras dans une situation similaire. De façon évidente, cette notion est plutôt applicable aux robots présentant une forme humanoïde ou tout du moins suffisamment bio-inspirée pour que puisse être perçue une équivalence entre ses articulations et celles du bras humain.

Le plus souvent, le caractère bio-mimétique des mouvements générés intervient comme objectif secondaire dans le pilotage du bras artificiel, tandis que les objectifs prioritaires sont ceux relatifs à l'accomplissement de la tâche. En particulier, la satisfaction de l'objectif de bio-mimétisme ne doit pas se faire au détriment de la précision avec laquelle le robot atteint son but dans l'espace opérationnel. Dans ce contexte, c'est la redondance articulaire qui permet l'intégration de cet objectif secondaire dans le contrôle du bras. En effet, elle offre une variété de solutions suffisamment large pour qu'il soit possible d'en sélectionner une satisfaisant à la fois les contraintes de la tâche et le critère du bio-mimétisme.

4 Décrire et produire des coordinations motrices

L'identification de coordinations motrices dans les mouvements d'un bras suppose au moins de pouvoir établir des relations mathématiques faisant état des régularités se manifestant dans

le comportement de ce bras. Une telle base mathématique, que l'on peut qualifier de **modèle**, fournit ainsi un support à la description des coordinations motrices en tant que fait expérimental observable. Un modèle peut également être employé pour prédire de prochains mouvements du bras sur la base de ceux déjà observés, ou reproduire le même genre de mouvements sur un autre bras. Cette section présente plusieurs des techniques utilisées dans la littérature pour modéliser les coordinations motrices, en s'intéressant en particulier à deux approches distinctes de cette modélisation.

A Principes minimaux et modèles de génération de trajectoire

Pour décrire voire expliquer les régularités observées dans les mouvements d'atteinte avec le bras humain, plusieurs théories du contrôle moteur partent du postulat que le comportement du bras minimise un critère quantitatif (Engelbrecht, 2001; Admiraal *et al.*, 2004). À l'instar de certains modèles inverses employés en robotique, ces théories appelées **principes minimaux** reposent donc sur l'optimisation d'une fonction de coût. Parmi les principes minimaux les plus remarquables dans la littérature, on peut citer des critères tels que la secousse (*jerk* en anglais, dérivée de l'accélération par rapport au temps, Hogan (1984); Flash et Hogan (1985); Viviani et Flash (1995)), le travail mécanique (Soechting *et al.*, 1995), la variance de la position finale (Harris et Wolpert, 1998) ou encore la variation de couple mécanique (Uno *et al.*, 1989). En dépit de leur variété, ces critères rendent fidèlement compte des mêmes régularités, en l'occurrence la tendance de l'extrémité du bras à adopter un profil de vitesse en forme de cloche lors de mouvements d'atteinte.

Les fonctions de coût proposées par ces méthodes sont formulées à l'échelle d'un geste dans son ensemble et tiennent compte du déroulement temporel de celui-ci. Dans ce contexte, les solutions obtenues par la minimisation d'une telle fonction de coût prennent la forme d'équations horaires, définissant les positions du bras au cours du temps : on parle donc de **génération de trajectoire**. Afin de déterminer la trajectoire qui minimise le critère, cette génération requiert que soient définis un point de départ et un point d'arrivée, ainsi qu'un temps de mouvement sur lequel baser les équations horaires. À ce titre, la génération de trajectoire est peu appropriée au pilotage d'un système asservi, dans la mesure où l'asservissement ne permet pas toujours de connaître le but final ou la durée de l'action en cours.

Il est à noter que les principes minimaux cités plus haut ne formulent pas explicitement les coordinations motrices qu'il modélisent. En effet, l'expression mathématique du critère correspondant ne décrit qu'une relation indirecte entre les actions des différentes parties du bras, au travers d'une grandeur physique relative au mouvement résultant de la conjonction de ces actions. À ce titre, on peut considérer qu'un modèle élaboré suivant cette approche se place au haut niveau vis-à-vis du système en mouvement que représente le bras. En outre, la fonction de coût ne comprend aucun terme relatif à la forme de cloche du profil de vitesse de l'extrémité, ou

aux relations entre trajectoires articulaires qui produisent ce profil de vitesse. Du point de vue de ces modèles, c'est donc lors de la génération de trajectoire qu'émergent les coordinations motrices, résultat de la convergence vers la classe de mouvements qui satisfait au mieux les paramètres de la tâche et le critère à minimiser étant données les contraintes physiques du bras.

Dans la littérature sur le contrôle moteur, on peut distinguer plusieurs approches théoriques employant de tels principes minimaux pour modéliser la façon dont un mouvement est généré. D'une part, les théories du **contrôle optimal** conçoivent le principe minimal avant tout comme un outil de description du résultat de cette génération (Engelbrecht, 2001) sans considération des processus mis en jeu par le système sensori-moteur pour y parvenir. Par exemple, Hogan (1984) insiste sur le fait que la secousse minimale, de même que les autres fonctions de coût formulées par les principes minimaux, « ne sont pas présentés comme la cause du comportement qu'ils décrivent mais plutôt comme un distillat de son essence ». Dans ce contexte, un principe minimal est d'abord formulé comme une hypothèse, éventuellement sur la base de considérations biologiques (*e.g.* garantir la stabilité de l'organe terminal (Flash et Hogan, 1985), exiger un minimum d'efforts mécaniques (Soechting *et al.*, 1995)). La validité du principe proposé est ensuite mise à l'épreuve en confrontant les trajectoires qu'il prédit à celles de mouvements réels.

À l'inverse, l'approche du **contrôle optimal inverse** vise à analyser des mouvements réels pour en extraire le principe (ou la combinaison de principes minimaux) dont les prédictions sont les plus fidèles à la réalité (Berret *et al.*, 2011; Oguz *et al.*, 2018). Suivant cette approche inverse, cette analyse détermine la part relative de chaque fonction de coût se manifestant dans la production de mouvements réels, sous la forme de coefficients d'une combinaison linéaire. Ainsi, l'identification d'une fonction de coût composite de cette façon ne repose pas sur une hypothèse *a priori* quant à la nature du critère qui serait optimisé. Elle suggère également que le système sensori-moteur est capable de mélanger de façon flexible plusieurs fonctions de coût lors de la planification de mouvements, selon les besoins de la tâche à réaliser. Afin de contourner l'ambiguïté liée à la similarité des prédictions des principes minimaux proposés dans la littérature, l'analyse peut porter sur un type de mouvements pour lequel la divergence entre prédictions est plus marquée (Berret *et al.*, 2011).

Enfin, certaines théories visent à décrire comment le système sensori-moteur organise la génération d'un mouvement, du point de vue de sa temporalité, mais aussi de ses représentations dans les différents espaces (*e.g.* articulaire, opérationnel ou encore espace des commandes motrices nerveuses). Par exemple, la théorie du **contrôle optimal avec retour sensoriel** (en anglais *optimal feedback control*) intègre le principe minimal à une boucle de rétroaction qui génère et régule le mouvement de façon itérative, en fonction des entrées sensorielles (Todorov et Jordan, 2002; Diedrichsen *et al.*, 2010). Cette boucle est illustrée par un diagramme dans la figure III.4.

À chaque tour de cette boucle, le principe minimal s'exprime au travers d'une « politique de contrôle » qui traduit l'état courant du système et celui du but à atteindre, tel qu'estimés selon les entrées sensorielles, en une commande motrice optimale (*i.e.* minimisant la fonction de coût). Le bras est alors mis en mouvement en conséquence tandis qu'en parallèle, un modèle direct prédit les retours sensoriels attendus d'après cette commande motrice. Enfin, ceux-ci sont comparés aux retours sensoriels réels lors d'une étape d'intégration sensorielle, qui met à jour l'estimation de l'état courant du système et de son but.

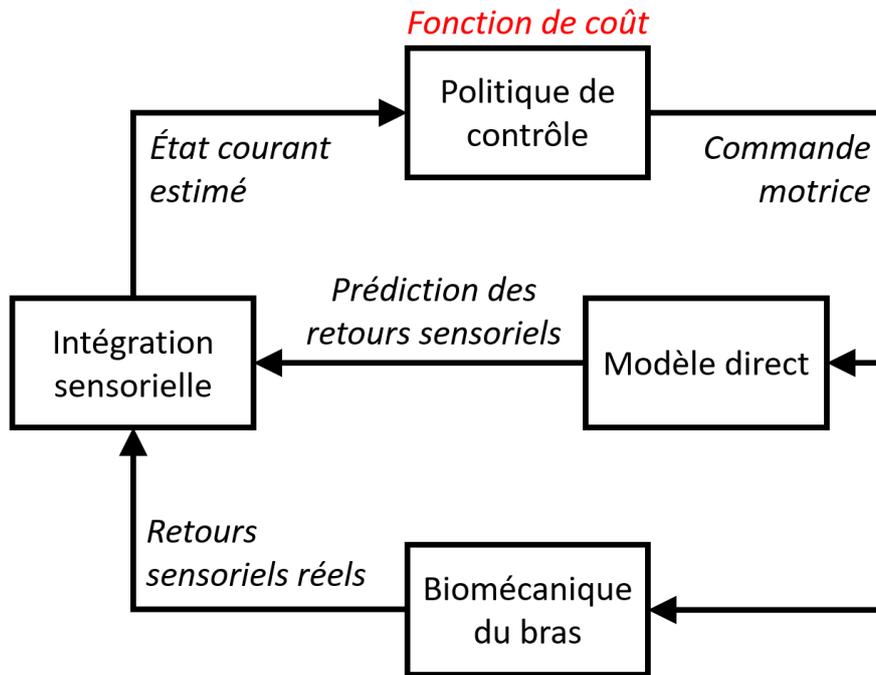


FIGURE III.4 – Diagramme de la boucle de rétroaction décrite dans la théorie du contrôle optimal avec retour sensoriel. Adapté de *Diedrichsen et al. (2010)*

En robotique humanoïde, le cadre du contrôle optimal a pu être employé pour produire des mouvements bio-mimétiques, en appliquant des principes minimaux issus du contrôle moteur humain au pilotage d'un robot (*Ivaldi et al., 2010, 2012*). Plutôt que de trouver une solution générale à partir de sa formulation mathématique, l'implémentation d'un de ces principes repose généralement sur des approximations de la fonction de coût ou des trajectoires pré-calculées afin de permettre une mise en œuvre en temps réel. De cette façon, les mouvements générés pour le robot reproduisent certaines des coordinations motrices observées dans les mouvements humains.

B Modèles explicites de coordination articulaire

À l'inverse, certains modèles de coordination motrice formulent explicitement des relations entre les actions des différentes parties du bras. Ainsi, ces modèles se placent à un niveau de description plus bas que celui des modèles précédemment décrits, en cela qu'ils établissent ces relations à partir des comportements individuels des composants du système en mouvement.

La façon dont celles-ci sont formulées mathématiquement ainsi que les grandeurs physiques sur lesquelles elles s'appuient peuvent varier d'un modèle à l'autre. On s'intéressera ici aux modèles de **coordination articulaire**, c'est-à-dire ceux établissant des relations entre les rotations des différentes articulations du bras, ces rotations pouvant être exprimées par des positions angulaires, vitesses de rotation ou encore couples mécaniques.

On peut remarquer que le recours à un principe minimal n'est pas incompatible avec l'élaboration d'un modèle explicite de coordination articulaire. Par exemple, le critère proposé par [Cruse \(1986\)](#) consiste à attribuer à chaque articulation un coût en fonction de l'écart à un angle de référence, considéré comme le moins coûteux à produire pour l'articulation. Ainsi, plus la position angulaire de l'articulation s'éloigne de cet angle de référence, plus le coût associé est important. Le critère à minimiser est alors donné par la somme de ces coûts élémentaires sur toutes les articulations du bras. Contrairement aux principes minimaux présentés plus tôt, ce critère rend compte des régularités observées à l'échelle d'une posture plutôt qu'à l'échelle d'une trajectoire. En effet, il s'applique à un ensemble de configurations articulaires de façon « statique », c'est-à-dire sans considération du reste du mouvement dans lequel intervient la posture donnée. En minimisant ce critère sur l'ensemble des solutions d'un problème géométrique inverse, ce modèle permet ainsi de sélectionner la posture de bras pour laquelle les articulations dévient le moins de leurs angles de référence, tout en plaçant l'extrémité du bras à la position cible. C'est la fonction de coût qui formule une relation explicite entre les angles articulaires du bras, en cela que sa minimisation fait converger les postures du bras vers la posture définie par les angles de référence intervenant dans sa définition.

Une autre méthode consiste à décomposer le comportement du bras en un nombre réduit de primitives, c'est-à-dire de mouvements représentant des éléments de base à partir desquels les mouvements du bras peuvent être reconstruits. De ce fait, les primitives manipulées par ces méthodes sont parfois identifiées aux synergies motrices ([Chhabra et Jacobs, 2006](#); [Bockemühl et al., 2010](#)) décrites plus haut dans ce chapitre. Du point de vue mathématique, ces primitives prennent la forme de postures ou de trajectoires qui, à la façon de vecteurs d'une base, peuvent être combinés pour reconstituer les mouvements observés. La mise en œuvre de cette approche requiert d'analyser les mouvements observés afin d'en extraire les primitives, à l'aide de techniques telles que l'analyse en composantes principales (ACP, [Bockemühl et al. \(2010\)](#); [Tran et al. \(2010\)](#)) ou la factorisation de matrice non-négative ([Chhabra et Jacobs, 2006](#)). Dans le cas d'un modèle par décomposition, les relations entre rotations articulaires sont contenues dans les primitives elles-mêmes. Par exemple, une primitive de posture définit des rapports de proportionnalité entre angles articulaires, tandis qu'une primitive de trajectoire définit aussi une dynamique d'évolution des rotations articulaires les unes par rapport aux autres. En matière de génération de mouvement, un modèle élaboré suivant cette approche permet de reproduire les coordinations articulaires observées en calculant des combinaisons linéaires des primitives pré-

cédemment extraites. La complexité du modèle est alors directement dépendante du nombre de primitives à disposition.

Un modèle de coordination articulaire peut également être élaboré en analysant les mouvements du bras sous un angle probabiliste ou statistique. En effet, les coordinations articulaires peuvent être décrites à partir de la contingence statistique observée entre plusieurs rotations articulaires, qui donne une mesure de la probabilité (ou vraisemblance) de survenue de chaque combinaison de rotations articulaires. La distribution de cette probabilité conjointe peut ensuite être modélisée à l'aide de méthodes de régression telles que le mélange de gaussiennes (Artemiadis *et al.*, 2010). Dans un tel modèle, c'est cette distribution qui formule les relations entre rotations articulaires, en indiquant les combinaisons de rotations qui sont préférentiellement employées par le bras pour produire des mouvements (voir figure III.5. À l'opposé d'un principe minimal, plus la probabilité conjointe d'un ensemble de rotations articulaires est élevée, plus celui-ci s'avère conforme aux coordinations articulaires modélisées. Ainsi, maximiser cette probabilité sur l'ensemble des solutions d'un problème géométrique inverse permet d'identifier la solution la plus vraisemblable relativement aux mouvements précédemment observés. Une autre méthode de génération de mouvement consiste à calculer, à partir des probabilités conjointes précédemment établies, les probabilités conditionnelles des rotations articulaires. Ces dernières donnent une mesure de la probabilité de survenue d'une rotation articulaire lorsqu'une ou plusieurs rotations d'autres articulations sont connues, par exemple la probabilité d'une rotation de coude en connaissant les rotations de l'épaule. De cette façon, le modèle peut « compléter » un ensemble de rotations articulaires dont on ne connaît qu'une partie des éléments, en déterminant les rotations manquantes les plus vraisemblables à l'aune des rotations connues.

Suivant une logique similaire, un réseau de neurones artificiels (RNA) peut être employé pour déterminer des rotations articulaires manquantes à partir des rotations connues (Kaliki *et al.*, 2008, 2013; Merad *et al.*, 2016; Mick *et al.*, 2019). Dans ce contexte, un tel réseau de neurones manipule directement des rotations articulaires comme données d'entrée et de sortie, sans considérer les probabilités qui y sont associées. En effet, le principe de cette méthode consiste à construire et entraîner le réseau de façon à ce qu'il retourne les rotations manquantes les plus vraisemblables plutôt que de retourner une probabilité. Ainsi, contrairement à une approche par probabilités ou par principe minimal, cette méthode ne requiert pas de comparer plusieurs rotations articulaires sur la base d'un critère jusqu'à identifier celle d'entre elles qui optimise ce critère. Du point de vue calculatoire, cette approche simplifie donc le processus, dans la mesure où il n'est plus nécessaire d'envisager une multitude de rotations possibles avant de déterminer la rotation la plus probable. Du point de vue du modèle, on peut considérer que le réseau de neurones formule une relation explicite entre rotations articulaires, dans la mesure où il constitue un opérateur associant celles-ci au travers de ses entrées et sorties. Cependant, le modèle ainsi établi est peu flexible puisqu'il impose de considérer les coordinations articulaires exclusivement sous l'angle de ces entrées et sorties, qui sont fixées lors de l'entraînement. En ce sens, un

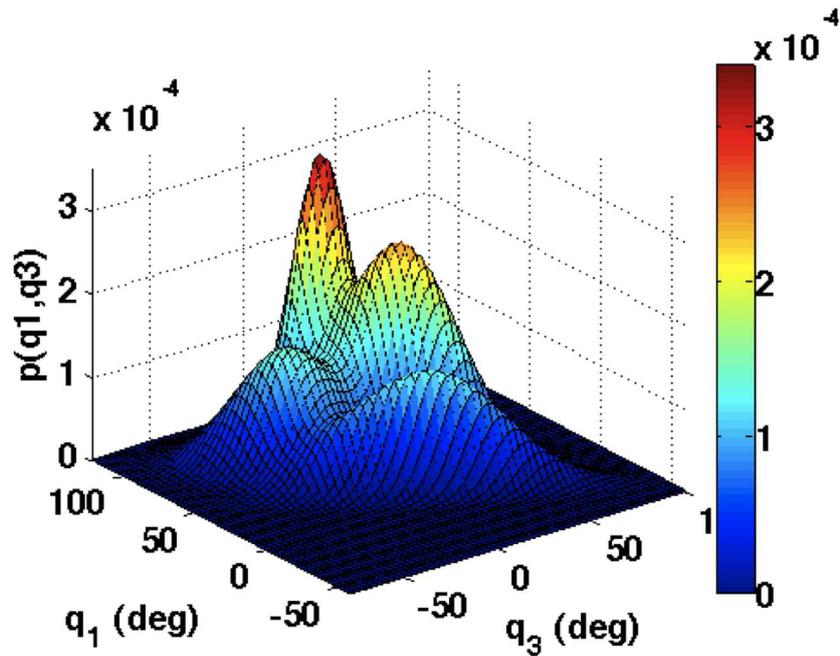


FIGURE III.5 – Exemple de modélisation de distribution de probabilité conjointe par un mélange de quatre gaussiennes. q_1 et q_3 sont les positions angulaires de deux articulations, $p(q_1, q_3)$ est la probabilité que ces angles articulaires prennent chacun une valeur donnée. Extrait d'Artemiadis et al. (2010).

modèle établi suivant cette méthode convient davantage à la génération de mouvements reproduisant des coordinations articulaires, qu'à la description de celles-ci d'après des mouvements observés.

QUELLE PLATEFORME EXPÉRIMENTALE POUR ÉMULER UNE PROTHÈSE ?

Un des obstacles pratiques fréquemment rencontrés dans la recherche sur les prothèses de bras concerne l'inclusion d'utilisateurs de prothèse dans les expériences visant à tester les dispositifs développés. En effet, la participation des usagers finaux de ce type d'appareil est essentielle pour vérifier si un prototype de prothèse peut effectivement leur fournir un bénéfice en termes de motricité. Or, le faible nombre de personnes handicapées du membre supérieur au sein de la population, déjà souligné au premier chapitre, limite considérablement les opportunités de recrutement de celles-ci à des fins expérimentales. D'autre part, en tant que dispositifs médicaux, les prothèses sont des appareils dont la commercialisation est régulée et la vente parfois restreinte aux seuls utilisateurs potentiels. Ainsi, il n'est pas toujours possible pour des chercheurs de se procurer une véritable prothèse parmi celles distribuées sur le marché et accessibles aux personnes handicapées.

Pour ces raisons, il s'avère difficile d'évaluer les performances d'un prototype par des tests avec des personnes handicapées et d'authentiques prothèses, en dépit de l'importance de tels tests pour valider le prototype. Or, bien qu'aucune alternative « de laboratoire » ne puisse prétendre remplacer des expériences visant à s'approcher des conditions réelles d'usage, il est nécessaire de disposer de moyens d'évaluer les bénéfices d'un prototype au cours de sa conception. En particulier, la comparaison des performances d'un prototype avec l'état de l'art permet de vérifier que le développement de celui-ci est pertinent pour l'élaboration de prothèses plus performantes. En outre, la conduite de tests proches des conditions réelles n'est pas toujours appropriée à l'évaluation du bénéfice de développements réalisés à une échelle plutôt fondamentale qu'appliquée.

Les chercheurs ont donc recours à des substituts expérimentaux faisant office de supports à la conception de prototypes et permettant de mesurer leurs performances, en amont de toute mise en œuvre sur d'authentiques dispositifs prothétiques. Ainsi, de nombreux travaux ont recours à la participation de personnes valides dans un premier temps, en faisant l'hypothèse qu'elles partagent avec les personnes handicapées les mêmes fondements de la motricité. Cette hypothèse paraît d'autant plus raisonnable que la majorité des personnes handicapées du membre supé-

rieur ont subi une amputation, ce qui implique qu'elles ont fait l'expérience d'une motricité valide par le passé. En ce qui concerne les dispositifs expérimentaux, différentes plateformes expérimentales peuvent être employées comme substituts à une authentique prothèse pour en imiter plus ou moins fidèlement le comportement. Ce chapitre présente deux catégories que l'on peut distinguer parmi les plateformes actuellement en usage dans la recherche sur les prothèses de bras, en se focalisant sur leurs avantages et inconvénients respectifs.

1 Bras robotique

Une première catégorie de ces plateformes expérimentales est celle des bras robotiques. De même qu'au second chapitre, ce terme peut être pris ici dans son sens générique, bien que le cadre d'application que constitue la recherche sur les prothèses amène la plupart de ces robots à présenter une apparence humanoïde. Selon le cadre de recherche dans lequel ils interviennent, ceux-ci présentent des formes et structures diverses. Par exemple, certains sont des bras robotiques à base fixe dont le squelette imite tout (Mick *et al.*, 2019) ou partie (Dawson *et al.*, 2014) des articulations et segments du bras humain. D'autres systèmes se rapprochant davantage de prototypes appliqués sont conçus pour être portés par un humain (Legrand *et al.*, 2018; Cipriani *et al.*, 2011). On peut remarquer que ces systèmes correspondent le plus souvent à des prothèses de main ou trans-radiales et plus rarement à des prothèses trans-humérales. Enfin, certains dispositifs parmi les plus aboutis adoptent une structure modulaire (Johannes *et al.*, 2020) qui leur permet de fonctionner tantôt avec une base fixe, tantôt en étant porté.

Le développement de ces prototypes de prothèse a considérablement bénéficié des progrès récents en matière d'impression en trois dimensions (ten Kate *et al.*, 2017), qui profitent aussi bien aux systèmes destinés aux chercheurs (Krausz *et al.*, 2016) qu'à ceux destinés aux personnes handicapées elles-mêmes. En ce qui concerne les plateformes expérimentales, l'impression 3D permet de modifier le squelette du robot rapidement (*i.e.* un ou deux jours) et à bas coût (*i.e.* quelques dizaines d'euros de matière première). Cette technique de fabrication facilite ainsi les variations de modalités expérimentales et la réutilisation d'une même plateforme pour plusieurs expériences. Elle garantit également une meilleure reproductibilité en permettant à des machines différentes de fabriquer à l'identique des pièces complexes. De cette façon, le partage par un chercheur des plans de fabrication de sa plateforme expérimentale (philosophie *open hardware*) offre la possibilité à d'autres groupes de recherche de la copier pour l'employer dans leurs propres expériences.

Le principal intérêt d'un bras robotique en tant que plateforme expérimentale est sa nature tangible. En effet, celle-ci le rend capable d'interagir physiquement avec son environnement (voir figure IV.1) et de reproduire assez fidèlement les propriétés mécaniques d'une authentique prothèse. En particulier, le comportement dynamique de ses actionneurs, le plus souvent électriques, est comparable à celui des moteurs d'une prothèse, de par le délai et les erreurs que

leurs limites mécatroniques introduisent dans le contrôle. En outre, dans le cas d'un dispositif pouvant être porté, un système tangible est plus à même d'imiter une prothèse en termes d'inertie et de poids ressentis par l'utilisateur lors des mouvements.

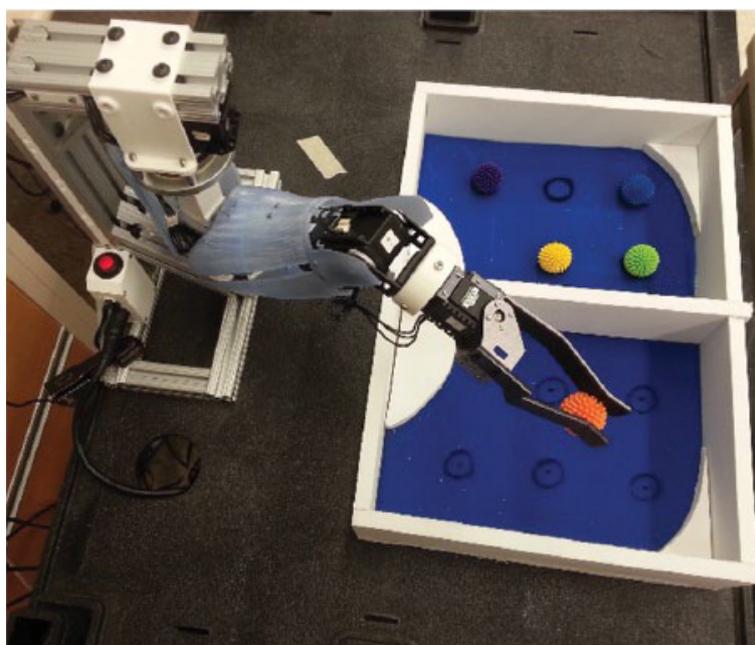


FIGURE IV.1 – Le bras robotique Bento comme substitut à une prothèse dans le cadre d'une tâche de manipulation inspirée de l'épreuve "box and blocks". Extrait d'*Edwards et al. (2016)*.

Cependant, lorsque les participants sont des personnes valides, l'emploi d'un bras robotique est incompatible avec la conservation de la congruence spatiale entre le corps de l'utilisateur et le système incarnant la prothèse. En effet, le robot ne peut évidemment pas prendre la place d'un bras valide puisque celui-ci ne comporte pas de partie absente. En outre, les spécificités anatomiques de chaque moignon rendent difficile la fixation du robot au corps d'une personne handicapée si celle-ci ne dispose pas déjà d'un manchon adapté.

Ainsi, certaines expériences placent un participant aux commandes d'un bras robotique situé devant ou à côté de lui (*Mick et al., 2020*), ce qui introduit une distance physique entre celui-ci et le robot incarnant la prothèse. Dans le cas de participants valides, cette incongruence spatiale peut néanmoins être réduite en fixant la base du robot à une partie proximale du bras du participant (*Merad et al., 2016*) comme le serait une véritable prothèse. Cette partie proximale joue alors le rôle du moignon, tandis que la partie distale du bras est immobilisée dans une posture où elle n'obstrue pas les mouvements du robot. Ainsi, bien qu'un certain décalage demeure forcément entre les segments du bras naturel et ceux du robot, cette solution permet de reproduire avec un participant valide le pilotage hybride propre à un membre appareillé d'une prothèse.

2 Prothèse simulée en environnement virtuel

Une approche alternative à l'emploi d'un bras robotique consiste à simuler par ordinateur une prothèse ou, plus largement, un bras en mouvement. Le substitut à la prothèse réelle prend alors la forme d'un système virtuel capable de se mouvoir dans un environnement simulé. Les développements de ces dernières décennies en matière de modélisation 3D et animation par ordinateur ont permis de mettre au point des simulations informatiques plus convaincantes sur le plan visuel, mais aussi plus interactives grâce à leur exécution en temps réel. Ainsi, en interfaçant une telle simulation avec des instruments de mesure réels, il devient possible de diriger un bras virtuel à partir de signaux provenant d'un utilisateur (Manal *et al.*, 2002). En particulier, le fonctionnement du bras simulé peut être conçu pour imiter le comportement d'une prothèse réagissant à des signaux de commande transmis par un utilisateur.

Plus récemment, les progrès des technologies de réalité virtuelle ont permis d'intégrer ce type de simulation à un environnement virtuel « immersif » dans lequel le point de vue de l'utilisateur est lui aussi simulé et retransmis à l'aide d'un affichage binoculaire monté sur un casque (Berthoz et Vercher, 2006). Afin d'intégrer le point de vue de l'utilisateur à la simulation, un tel système mesure les déplacements réels de sa tête dans l'espace, et les traduit en déplacements virtuels dans l'environnement simulé. En retour, les images à afficher par les écrans du casque sont recalculées de façon à correspondre au nouveau point de vue dans la simulation. De cette façon, l'utilisateur peut observer le contenu de la simulation sous différents angles en bougeant sa tête, comme il le ferait pour observer un objet réel. De plus, grâce à l'affichage binoculaire, l'utilisateur perçoit l'environnement virtuel comme un environnement en trois dimensions plutôt qu'une image projetée sur une surface en deux dimensions. De ce fait, la perception qu'a l'utilisateur de l'environnement virtuel est plus convaincante et interactive qu'un simple affichage sur un écran d'ordinateur (Burkhardt et Coquillart, 2006).

Depuis plus d'une décennie, ces outils ont été utilisés comme plateformes expérimentales pour concevoir et évaluer des techniques de pilotage de prothèse (Hauschild *et al.*, 2007; Kaliki *et al.*, 2013; Phelan *et al.*, 2015; Blana *et al.*, 2016). Dans ce contexte, l'emploi d'un bras virtuel ne risquant pas d'entrer en collision avec le bras réel permet de rétablir une certaine congruence spatiale entre le corps du participant et le substitut à la prothèse. En effet, dans l'environnement simulé, le bras virtuel peut être placé là où se situerait le bras réel par rapport au point de vue du participant (voir figure IV.2). De plus, la partie proximale du bras virtuel peut imiter la motricité proximale du bras réel, de façon à jouer le rôle qu'aurait le moignon vis-à-vis d'un membre appareillé. Ainsi, le participant voit le bras virtuel se mouvoir à *la place* de son bras réel, suivant une perspective similaire à celle qu'aurait le porteur d'une prothèse. Une telle plateforme permet également de mener des expériences auprès de personnes handicapées lorsque celles-ci ne sont pas encore en mesure d'être appareillées, par exemple pendant la période de cicatrisation du moignon.



FIGURE IV.2 – Exemple d'un bras virtuel comme substitut à une prothèse dans un environnement simulé de cuisine, selon la perspective de l'utilisateur. Extrait de *Phelan et al. (2015)*.

Cependant, la simulation d'un bras virtuel implique généralement une part de simplification dans le fonctionnement du système, ce qui peut nuire à la fidélité avec laquelle ce bras virtuel peut reproduire le comportement d'une véritable prothèse. Par exemple, le bras virtuel se meut généralement dans un espace sans gravité et sans collision, au sein duquel ses articulations peuvent « instantanément » passer d'une orientation à une autre, voire dépasser les limites angulaires correspondantes du bras humain. D'autre part, le système de réalité virtuelle s'appuie avant tout sur la modalité visuelle et ne fournit pas au participant de retour sensoriel de nature mécanique, ce qui limite les possibilités d'interaction physique avec d'autres objets, simulés ou non. À ce titre, on considère parfois qu'une prothèse simulée en environnement virtuel se comporte comme une prothèse « idéale » qui ne serait pas limitée par les contraintes physiques affectant ses moteurs, telles que les frottements, la gravité ou l'inertie.

Néanmoins, une prothèse simulée constitue une plateforme expérimentale utile pour tester une nouvelle technique de pilotage dans les premières phases de sa conception, lorsque celle-ci n'est pas encore assez mature pour être implémentée sur un dispositif tangible. Des expériences en réalité virtuelle permettent ainsi de vérifier si le principe d'une nouvelle technique est effectivement pertinent pour piloter une prothèse, et d'établir une preuve de concept quant aux performances attendues. En outre, l'emploi d'une simulation permet de mener des tests sans risquer d'accident ou de casse du matériel, ce qui s'avère utile pour corriger les erreurs qui mettraient en danger le porteur de la prothèse si celle-ci était réelle. Ce type de test peut égale-

ment servir à étudier comment la prothèse répondrait à des signaux de commande anormaux ou extrêmes, tels qu'ils pourraient être générés par une erreur de mesure ou une panne d'un autre composant.

OBJECTIFS DE LA THÈSE

Le premier chapitre de cette introduction a souligné que le taux de rejet d'une prothèse par son utilisateur demeurerait conséquent (de 20 à 60%), en particulier pour les cas de haut niveau de handicap du bras. Pour réduire ce taux de rejet, il apparaît donc nécessaire de proposer aux utilisateurs de prothèse des dispositifs répondant mieux à leurs besoins. Outre la réduction de l'inconfort lié au poids de la prothèse et au port du manchon, l'amélioration des fonctionnalités des prothèses motorisées constitue toujours une priorité majeure pour les personnes handicapées utilisant ces dispositifs (Biddiss et Chau, 2007; Cordella *et al.*, 2016). Dans ce contexte, les prothèses en tant que systèmes mécatroniques ont connu des progrès remarquables ces dernières années, avec la mise en vente des prothèses de main de dernière génération (*e.g.* i-Limb, Michelangelo, Bebionic). Pourvus de plusieurs dizaines d'articulations et capables de mouvoir chaque doigt indépendamment, ces appareils offrent à leur utilisateur des possibilités de mouvements bien plus riches qu'une simple pince, et plus proches de la motricité humaine.

Pourtant, une récente enquête auprès d'utilisateurs de prothèses de bras n'a relevé aucune différence de niveau de satisfaction entre ces mains prothétiques multi-articulées et des mains prothétiques plus rudimentaires (Resnik *et al.*, 2020). Ce résultat suggère que les avancées en matière de pilotage tardent à rattraper ces progrès en mécatronique, limitant ainsi le bénéfice que peut fournir une prothèse en termes de qualité de vie. En effet, une technique de pilotage dont l'usage serait trop coûteux cognitivement, trop complexe ou au contraire trop simplifié, empêcherait un utilisateur de profiter pleinement des capacités motrices de sa prothèse. Ainsi, l'élaboration de techniques de pilotage comblant cet écart représente encore à ce jour un défi majeur du développement des futures prothèses.

1 Problématique de dimensionnalité

Pour l'interface qui fait le lien entre l'utilisateur humain et le dispositif robotique à diriger, ce défi se traduit par un déficit d'information. Du côté de l'humain, c'est-à-dire « l'entrée » de l'interface, la quantité d'information circulant dans le système sensori-moteur est colossale, mais la fraction qui peut en être extraite pour former les signaux de commande reste limitée. Du côté du robot, c'est-à-dire la « sortie » de l'interface, le développement de mécanismes plus

richement articulés implique de disposer d'une plus grande quantité d'information pour diriger ces articulations supplémentaires. Dans ce contexte, le nombre de signaux manipulés de part et d'autre de l'interface permettent de jauger sommairement des quantités d'informations mises en jeu.

En considérant d'un point de vue algébrique les espaces respectifs de ces signaux d'entrée et de sortie, ce déficit peut alors se résumer à une problématique de **dimensionnalité** (voir figure V.1). En recourant aux définitions introduites au second chapitre, cette problématique établit en effet que la dimension de commande (espace d'entrée) est plus faible que la dimension de contrôle (espace de sortie). Du point de vue du pilotage, cette différence de dimension contraint les performances et capacités motrices d'une prothèse, réduisant ainsi le bénéfice qu'elle peut fournir en termes de motricité. En outre, plus le niveau de handicap est élevé, plus cette problématique de dimensionnalité s'aggrave : la prothèse doit compenser davantage d'articulations tout en disposant de moins de signaux physiologiques pouvant être mesurés sur son porteur.

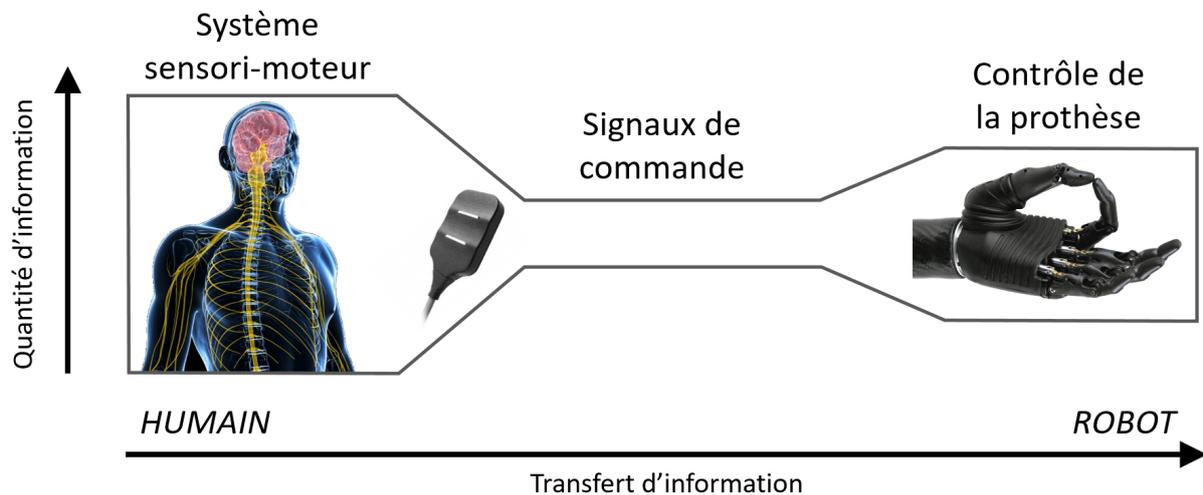


FIGURE V.1 – Diagramme décrivant la problématique de la dimensionnalité affectant l'interface entre la prothèse.

Les objectifs de cette thèse découlent de questions scientifiques correspondant à deux façons distinctes d'aborder cette problématique, selon qu'elles se rapportent plutôt à la dimension de contrôle ou à celle de commande. Elles partagent cependant le même objectif final : réduire la différence de dimension de part et d'autre de l'interface, en vue de la conception de prothèses plus performantes. Il est à noter que ces deux approches ne sont pas fondamentalement incompatibles, bien qu'elles soient ici étudiées séparément.

2 Première approche : diminuer la dimension de contrôle

La première approche s'intéresse à une technique permettant de réduire le nombre de signaux nécessaires pour piloter une prothèse conformément aux intentions de son utilisateur. Dans le

cadre de la problématique de dimensionnalité décrite plus haut, cette approche vise donc à diminuer la dimension de contrôle. En l'occurrence, cette réduction prend ici la forme d'un changement de l'espace de contrôle, c'est-à-dire l'espace dans lequel les actions de la prothèse sont commandées, exécutées et régulées. Dans la continuité d'autres techniques de pilotage de robot (Baillieul *et al.*, 1984), le principe est de piloter la prothèse en dirigeant la position de son extrémité dans l'espace opérationnel. De cette façon, le contrôle de haut niveau prend place dans un espace à trois dimensions plutôt que dans l'espace articulaire, susceptible de comporter davantage que trois dimensions. Étant donné un but formulé par un triplet de coordonnées spatiales, la tâche de déterminer la posture pour l'atteindre est alors confiée au bas niveau et réalisée par un modèle inverse.

Il a été établi dans les chapitres précédents que le choix de cette posture n'a rien de trivial, du fait de la redondance articulaire. Dans ce contexte, la stratégie suivant laquelle le modèle inverse sélectionne une posture parmi la variété des possibles est un paramètre du fonctionnement du système, définissant entre autres les coordinations motrices apparaissant dans le comportement du bras. À ce titre, elle constitue un potentiel facteur d'influence de la façon dont l'utilisateur humain pilote le système robotique. La question scientifique soulevée par cette approche est alors la suivante :

La façon dont les postures de bras sont choisies influence-t-elle la qualité du pilotage du robot par un humain ?

Pour piloter une prothèse de bras, une démarche intuitive consisterait à favoriser l'apparition de coordinations motrices proches de celles d'un bras humain, afin de maintenir une cohérence entre la motricité du membre absent et celle du membre appareillé. Or, la section consacrée à l'**interaction entre humain et bras artificiel** a souligné que l'observation de mouvements « biologiques » exécutés par un robot pouvait influencer la motricité d'un observateur humain. Il convient donc d'étudier dans quelle mesure la stratégie de résolution du modèle inverse, en tant que paramètre, affecte les performances du pilotage d'un robot par un humain. Cette étude constitue le premier objectif de cette thèse.

En termes d'application sur une véritable prothèse, il est à noter que le pilotage de la position de son extrémité ne conviendrait pas à l'appareillage d'un membre handicapé plus bas que l'épaule. En effet, la nature hybride du pilotage d'un bras composé d'un moignon et d'une prothèse est incompatible avec l'emploi d'un modèle inverse qui considère le bras entier comme un système asservi. De plus, une prothèse trans-humérale ou trans-radiale ne comporte qu'un nombre réduit d'articulations artificielles participant effectivement à l'atteinte d'un but avec l'extrémité du bras, ce qui limite l'intérêt de la réduction de dimension permise par cette approche. Cependant, l'étude de cette question scientifique demeure pertinente pour un niveau de handicap élevé tel qu'une désarticulation de l'épaule, qui requiert que la prothèse compense la plus grande part des articulations du bras. De façon plus large, elle fournit également des perspectives quant à la

façon dont le pilotage d'un bras robotique par un humain peut être affecté par la façon dont ses différentes articulations se coordonnent lors de l'exécution d'un mouvement.

3 Seconde approche : augmenter la dimension de commande

La seconde approche explore une alternative à la commande myoélectrique offrant davantage de signaux de commande qu'une unique paire de signaux myoélectriques, de façon à augmenter la dimension de commande. Cette approche s'inscrit dans la continuité de techniques exploitant la motricité résiduelle du moignon pour piloter une prothèse (Kaliki *et al.*, 2008; Merad *et al.*, 2016; Legrand *et al.*, 2018; Garcia-Rosas *et al.*, 2019). En effet, l'information véhiculée par cette motricité résiduelle peut être extraite au travers de mesures cinématiques réalisées sur le moignon, qui donnent lieu à autant de signaux de commande. Par exemple, les mouvements de la seule épaule peuvent fournir jusqu'à cinq signaux distincts correspondant aux cinq degrés de liberté anatomiques de cette articulation : trois rotations (adduction-abduction, flexion-extension, rotation humérale médiale-latérale) et deux translations (protraction-rétraction et dépression-élévation). Le principe de ces techniques est alors d'exploiter les coordinations articulaires naturelles du bras humain pour déterminer les rotations des articulations de la prothèse à partir des mesures cinématiques réalisées sur le moignon, de façon à offrir à l'utilisateur une commande intuitive de la prothèse. Dans ce contexte, cette approche met en lumière une première question scientifique :

L'information extraite de la motricité résiduelle suffit-elle à piloter les multiples degrés de liberté d'une prothèse ?

À ce jour, les techniques mentionnées plus haut traitent pour la plupart du pilotage de la flexion d'un coude prothétique en fonction de tout ou partie des mouvements résiduels de l'épaule, tandis que les articulations plus distales (*e.g.* avant-bras, poignet) demeurent fixées. Or, au-delà des seuls gestes d'atteinte d'une position dans l'espace, la capacité de l'utilisateur à réaliser des tâches avec son membre appareillé dépend aussi de son contrôle sur ces articulations distales pour diriger l'orientation de la main de la prothèse (Kanitz *et al.*, 2018). À l'aune des travaux constituant actuellement l'état de l'art, il apparaît que les signaux extraits de la motricité résiduelle de l'épaule sont moins appropriés pour déterminer des rotations d'avant-bras ou de poignet. Suivant le même objectif d'augmenter la dimension de commande, une seconde question scientifique émerge alors :

L'information extraite de la motricité résiduelle peut-elle être complétée par des informations contextuelles relatives au but à atteindre ?

La notion d'informations contextuelles désigne ici les informations se rapportant non pas à la prothèse ou à son porteur, mais à l'environnement dans lequel le membre appareillé se meut ou aux objets avec lesquels il est amené à interagir. En particulier, ces informations contextuelles

peuvent correspondre à des paramètres de la tâche à accomplir, qui conditionnent sa réalisation par le système combiné {prothèse + porteur}. Par exemple, dans le cadre d'une tâche de saisie d'objet, elles peuvent décrire l'emplacement de l'objet à saisir par rapport au porteur de la prothèse. Ainsi, l'emploi de telles données comme signaux de commande contribue au pilotage de la prothèse en fournissant au système davantage d'informations sur le but à atteindre, informations qu'il serait difficile pour l'utilisateur de transmettre explicitement à la prothèse. En outre, en dépit des coordinations motrices, des intentions de mouvement différentes peuvent donner lieu à des rotations identiques de l'épaule, ce qui génère une ambiguïté. Dans ce contexte, les informations contextuelles peuvent également lever de telles ambiguïtés lorsque l'information extraite de la motricité résiduelle ne suffit pas à déterminer l'intention de l'utilisateur.

Le second objectif de cette thèse correspond à l'étude de ces deux questions en s'appuyant sur le paradigme couramment employé dans cette ligne de recherche : le pilotage d'une prothèse trans-humérale à partir des mouvements résiduels de l'épaule. À l'instar d'autres travaux explorant des questions similaires (Kaliki *et al.*, 2013), ce pilotage implique ici davantage de degrés de liberté artificiels que la seule rotation du coude. De cette façon, l'évaluation des performances du pilotage peut s'appuyer sur une tâche contraignant l'orientation de l'extrémité de la prothèse et non plus seulement sa position.

Pour appliquer cette approche au pilotage d'une véritable prothèse, une piste pour le recueil d'informations contextuelles consiste à employer des données visuelles égocentrées (voir figure V.2.). En effet, l'analyse de signaux oculométriques et d'images du champ de vision de l'utilisateur permettrait d'identifier l'objet d'intérêt représentant le but à atteindre (Markovic *et al.*, 2015; Pérez de San Roman *et al.*, 2017; González-Díaz *et al.*, 2019). La position et l'orientation de cet objet relativement au corps de l'utilisateur peuvent alors être estimées à l'aide d'outils de vision par ordinateur, puis transmises à la prothèse en tant que signaux de commande. Cependant, il est clair que l'intégration de tels outils à la commande d'une véritable prothèse nécessite encore des avancées techniques conséquentes, qui seront discutées plus loin dans ce manuscrit. Dans ce contexte, les questions se rapportant à cette seconde approche concernent avant tout l'étude du bénéfice qui pourrait être tiré des informations contextuelles, plutôt que les moyens techniques de recueillir ces informations.

4 Quels dispositifs pour étudier ces questions ?

À un niveau plus appliqué, cette thèse a également pour objectif l'exploration et l'appropriation de dispositifs techniques permettant d'étudier ces questions scientifiques dans un cadre expérimental. Cette exploration des plateformes expérimentales potentielles s'appuie sur les pistes identifiées au chapitre précédent que sont le bras robotique tangible d'une part, la prothèse simulée en environnement virtuel d'autre part. Dans ce contexte, il convient d'identifier quel type de dispositif est approprié pour étudier l'une ou l'autre des questions scientifiques formulées

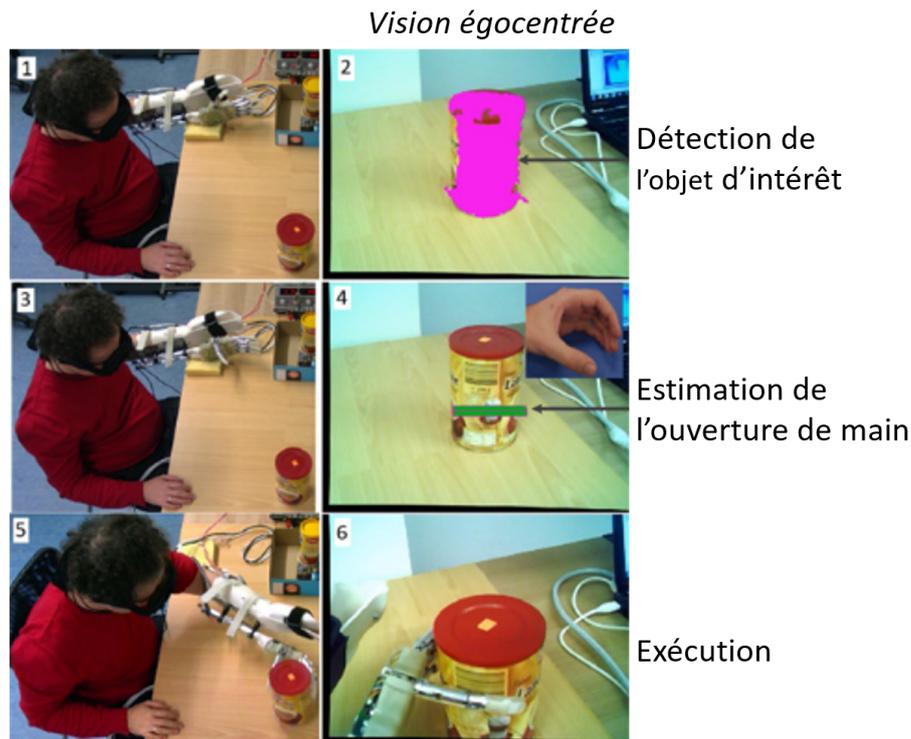


FIGURE V.2 – *Exemple d'informations contextuelles pouvant être extraites de données visuelles égocentrées. Adapté de Markovic et al. (2014).*

plus haut. Cette exploration des outils techniques mis en jeu a également pour but de déterminer dans quelle mesure un même protocole expérimental peut être implémenté sur ces deux types de dispositif.

Étant donnée la nature scientifique de la démarche dans laquelle ces plateformes expérimentales interviennent, il est nécessaire de pouvoir garantir la rigueur des protocoles qui s'appuient sur celles-ci. Du point de vue technique, cette exigence impose de maîtriser le fonctionnement chaque dispositif dans une profondeur suffisante pour s'assurer qu'il remplit effectivement le rôle qui lui est assigné. Ainsi, l'appropriation des dispositifs techniques comprend également la validation de ceux-ci, c'est-à-dire la vérification que leur comportement est conforme au cadre défini par le protocole expérimental.

Enfin, cet objectif s'inscrit dans le projet global du groupe de recherche dans lequel ces travaux ont été menés, au-delà du seul cadre (tant temporel que scientifique) de cette thèse. En effet, les plateformes mises en place au cours de ces travaux de thèse représentent pour l'équipe un bénéfice durable, en cela qu'elles fournissent un ensemble d'outils restant à disposition pour de futures expériences. Un des enjeux de cette part des travaux de thèse consiste alors à privilégier des outils garantissant l'évolutivité des plateformes expérimentales. De cette façon, de futurs expérimentateurs seront en mesure d'élaborer une grande variété de protocoles à l'aide du même dispositif, en adaptant sa structure ou ses fonctions aux besoins des différentes expériences.

CONTRIBUTIONS TECHNIQUES AUX
DISPOSITIFS EXPÉRIMENTAUX

Résumé

Une part notable des travaux réalisés au cours de cette thèse fut consacrée à l'élaboration de prototypes et dispositifs destinés à être employés dans le cadre d'expériences. Cette partie présente l'ensemble des dispositifs issus de ces travaux de nature essentiellement technique, et se structure autour des deux plateformes sur lesquelles se sont appuyées les expériences menées durant cette thèse. Chacune d'elle donne lieu à un chapitre qui établit son principe et son intérêt d'un point de vue scientifique, avant de décrire ses composants et son fonctionnement. En outre, les outils parmi ceux développés qui demeurent au stade de prototypes et n'ont pas été impliqués dans ces expériences sont également présentés dans cette partie, en tant que produits à part entière des travaux de thèse.

REACHY ET SES INTERFACES DE COMMANDE

Reachy est un bras robotique aux dimensions et proportions comparables à celles d'un bras d'humain adulte, dont les articulations sont actionnées par des servomoteurs et les pièces du squelette sont fabriquées par impression 3D. Conçu et distribué par la société [Pollen Robotics](#), ce robot a connu plusieurs itérations depuis son premier prototype (2016) jusqu'à sa version actuellement commercialisée. Cette dernière propose d'ailleurs des composants additionnels pouvant être associés au bras lui-même pour former une plateforme robotique humanoïde plus complète dotée d'un torse fixe, d'une tête articulée et de caméras montées sur celle-ci. Dans le cadre de ces travaux de thèse, le dispositif appelé Reachy se limite cependant au seul bras robotique, considéré comme sa « version standard » et qui correspond à un bras droit.

Reachy constitue la base robotique commune aux premiers prototypes et dispositifs techniques élaborés durant ces travaux de thèse, jusqu'à la mise en place d'une plateforme sur laquelle un protocole expérimental put être construit. Ce chapitre présente l'ensemble de ces dispositifs, qui prennent la forme d'interfaces de commande s'associant à Reachy pour permettre à un utilisateur de le diriger. Cette part des travaux de thèse a donné lieu à une publication dans la revue *Frontiers in Neurorobotics* ([Mick et al., 2019](#)), jointe en [annexe](#) de ce manuscrit.

1 Intérêt

Reachy peut être considéré comme un robot humanoïde ou tout du moins bio-inspiré, du fait de sa forme et de sa motricité imitant celles d'un bras humain. Il offre ainsi un support tangible à partir duquel concevoir et tester des stratégies et techniques de pilotage de bras pour des applications en lien avec l'humain. Par exemple, il permet de mettre en œuvre sur une plateforme artificielle des modèles de génération de mouvement issus du contrôle moteur humain, afin de les comparer ou de vérifier leur applicabilité au pilotage d'un robot. En ce qui concerne la prothétique, il peut être employé pour émuler le comportement d'un bras appareillé d'une prothèse, afin de tester de façon préliminaire une technique de pilotage.

En ce sens, Reachy est à rapprocher d'autres robots employés comme plateformes de test dans la recherche sur les prothèses de membre supérieur (Cipriani *et al.*, 2011; Dawson *et al.*, 2014; Krausz *et al.*, 2016). De tels robots sont utiles pour mener des tests lorsqu'une véritable prothèse n'est pas disponible ou ne peut pas être portée par la personne handicapée. Par exemple, ils permettent à une personne récemment amputée de s'entraîner à maîtriser une commande myo-électrique lorsque son moignon est encore en cours de cicatrisation. Reachy présente également l'avantage de pouvoir reproduire des mouvements de bras entier dans un espace de travail comparable à celui du bras humain, ce qui permet de réaliser des tests à « taille réelle ».

Les pièces qui forment le squelette de Reachy et lient ses moteurs entre eux sont fabriquées par impression 3D, un mode de fabrication dit « additif », fonctionnant par ajout de matière en couches successives. S'affranchissant de certaines contraintes propres à d'autres modes de fabrication tels que le moulage par injection ou l'usinage par retrait de matière (« soustractif »), l'impression 3D permet de produire des pièces complexes d'un seul tenant directement à partir d'un modèle numérique réalisé par ordinateur. Ne nécessitant pas d'étape intermédiaire entre la conception du modèle en 3D et la fabrication, ce mode de fabrication présente des avantages notables en termes de coût et de délais de production pour réaliser des pièces à l'unité ou en petite série. À titre de référence, la plus grande pièce du squelette de Reachy (correspondant à l'humérus) est imprimée en une trentaine d'heures pour un coût en matière première approchant les quinze euros. Ainsi, l'impression 3D est adaptée au prototypage dans la mesure où elle facilite la mise en œuvre d'un cycle de conception - fabrication - test - modification. Elle garantit également une grande autonomie vis-à-vis de la production, en cela qu'elle ne requiert qu'un minimum d'outillage spécialisé (*i.e.* imprimante et logiciels de modélisation 3D associés).

Dans le cas de Reachy, ce mode de fabrication permet aux expérimentateurs de facilement modifier et adapter le squelette du robot aux besoins des expériences qu'ils élaborent. Par exemple, la version « standard » de Reachy est pourvue d'une apparence et d'articulations anthropomorphes mais il serait aisé de s'en éloigner en concevant un squelette alternatif présentant une forme ou une disposition d'articulations différente. À l'inverse, la similitude avec un bras humain pourrait être poussée à l'extrême en basant le squelette d'un robot Reachy directement sur les mensurations ou l'enveloppe corporelle d'un utilisateur en particulier (Dawson *et al.*, 2014). Enfin, Reachy pourrait être « raccourci » et adapté pour se fixer à un manchon plutôt qu'à une base fixe, de façon à jouer le rôle d'une prothèse trans-humérale ou trans-radiale.

D'autre part, l'impression 3D offre une plus grande indépendance vis-à-vis de l'outil de production lui-même : une même pièce peut être fabriquée à l'identique par deux imprimantes différentes, du moment qu'elles travaillent à partir du même modèle numérique. Cette indépendance facilite le partage et la reproduction du squelette de Reachy, puisqu'il suffit de disposer d'une imprimante compatible et des modèles des différentes pièces pour en fabriquer des copies.

La conception de Reachy associe cette facilité de reproduction à l'emploi de composants mécaniques communs et au partage *open source* des composants logiciels, de façon à garantir la répliquabilité du robot dans son ensemble. Sur le plan scientifique, cette répliquabilité de Reachy en tant que plateforme participe à la reproductibilité expérimentale des protocoles dans lesquels il intervient.

2 Système robotique

Reachy est un bras robotique comportant trois segments comparables à ceux d'un membre supérieur humain (haut du bras, avant-bras, main) et conçu pour être fixé à un support au niveau de l'épaule. En guise de main, Reachy peut être équipé de différents organes terminaux, articulés ou non, tels qu'un embout conique ou une pince à deux mâchoires. Dans le cadre des expériences réalisées au cours de cette thèse, l'organe terminal de Reachy est une pièce solide prenant la forme d'une main humaine pointant l'index. Cet embout permet de consolider l'aspect humanoïde du bras tout en matérialisant l'extrémité du robot par un seul point, le bout de l'index. Muni de cet organe terminal, le robot mesure 75 centimètres depuis l'épaule jusqu'à l'index, pour une masse totale de 1,4 kilogrammes.

Les pièces du squelette de Reachy présentent une structure creuse suivant une architecture en treillis, de façon à réduire leur masse et simplifier l'assemblage en facilitant l'accès aux trous de vis. Cette structure ouverte améliore également la dissipation thermique autour des moteurs en permettant à l'air de circuler. Les pièces des spécimens de Reachy utilisés dans le cadre de cette thèse ont été imprimés en polyamide ou en acide polylactique, deux matériaux communément employés en fabrication additive du fait de leur faible coût et de leur robustesse satisfaisante pour des applications n'impliquant pas de contraintes mécaniques fortes.

Reachy est pourvu de sept degrés de liberté, chacun correspondant à un degré de liberté anatomique du bras humain et actionné par un moteur dédié (voir figure I.1). Les trois premiers moteurs actionnent l'articulation de l'épaule sous une forme simplifiée, en exécutant trois rotations successives : flexion-extension, adduction-abduction et rotation humérale latérale-médiale. Les moteurs sont placés de telle sorte que leurs axes de rotation respectifs se croisent en un point situé au centre du moyeu du second moteur. Du point de vue de l'anthropomorphisme, cet assemblage de l'épaule s'appuie sur des axes de rotation perpendiculaires deux à deux et ne comporte pas de degré de liberté en translation. Il ne reproduit donc pas le système complexe de rotations et translations interdépendantes qui forment le complexe gléno-scapulo-huméral chez l'humain et font partie intégrante de la motricité du bras (Roby-Brami *et al.*, 2016). Le système articulaire simplifié que constituent ces trois moteurs offre néanmoins une grande amplitude de mouvement au robot, chacun d'eux pouvant parcourir un intervalle de positions angulaires large d'au moins 150°.

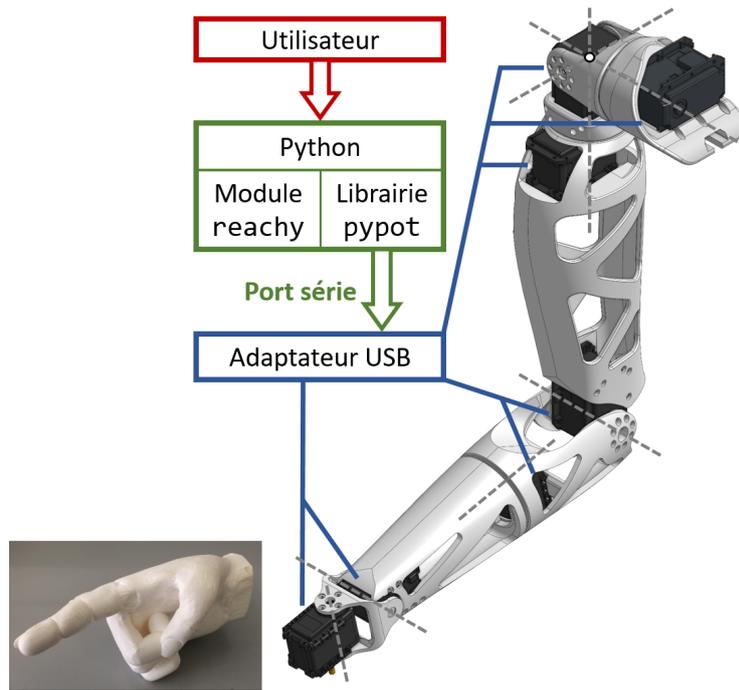


FIGURE I.1 – Le bras robotique Reachy et son organe terminal en forme de main humaine. Les lignes pointillées figurent les axes de rotation des articulations. Le diagramme décrit l'architecture logicielle permettant de communiquer avec les moteurs du robot.

Le quatrième moteur actionne la flexion-extension du coude, tandis que le cinquième moteur actionne la pronation-supination de l'avant-bras. L'axe de rotation de ce dernier est placé au centre du segment de l'avant-bras de façon à ce que celui-ci, constitué de deux pièces, conserve la même forme et modifie l'orientation du poignet sans modifier sa position par rapport au coude. Les deux derniers moteurs actionnent respectivement la déviation radiale-ulnaire et la flexion-extension du poignet. Leurs axes de rotation sont orthogonaux mais ne se croisent pas et sont distants d'environ XX centimètres, du fait des dimensions des actionneurs eux-mêmes. Cette disposition des moteurs n'est pas conforme au complexe bio-mécanique du poignet, qui comporte de multiples os et dont les axes de rotation ne sont pas tout à fait orthogonaux (An *et al.*, 1991; Tang, 2008).

Les moteurs actionnant les articulations de Reachy sont des servomoteurs [Dynamixel](#), une gamme de produits du fabricant Robotis fournissant un bon compromis entre précision, vitesse et robustesse mécanique, relativement à cette application. Ces actionneurs sont des composants « tout-en-un » intégrant chacun un moteur à courant continu, une boîte de réduction, des capteurs de position et vitesse angulaires ainsi qu'un micro-contrôleur se chargeant de la communication avec la couche logicielle du robot. Ce micro-contrôleur régule également la rotation individuelle du servomoteur à l'aide d'un correcteur à action proportionnelle-intégrative-dérivée (PID). Chaque servomoteur constitue ainsi un module capable de gérer de façon autonome et décentralisée les tâches de bas niveau liées à l'exécution d'une commande motrice. Ainsi, du fait de leurs riches fonctionnalités, la gamme des servomoteurs Dynamixel est couramment

utilisée pour élaborer des robots destinés à des applications dans la recherche, y compris des robots humanoïdes (Ha *et al.*, 2011; Ly *et al.*, 2011; Schwarz *et al.*, 2013; Lapeyre *et al.*, 2014; Dawson *et al.*, 2014).

Les sept moteurs de Reachy se connectent à un ordinateur grâce à un adaptateur USB, *via* un port série et une couche logicielle qui prend la forme d'une librairie développée en langage Python. Cette librairie, nommée **Pypot**, offre aux utilisateurs de Reachy les outils de base pour interagir avec les moteurs du robot, de façon individuelle ou groupée. Ces outils prennent en charge à la fois la transmission de commandes motrices et la réception des mesures des capteurs intégrés (*e.g.* température, charge mécanique). En matière de commande motrice, Pypot permet d'envoyer un ordre de mouvement à un moteur sous la forme d'une position angulaire à atteindre. À l'échelle individuelle du moteur (*i.e.* au bas niveau), la rotation de l'articulation est ensuite asservie à cet ordre en fonction du correcteur PID et des mesures du capteur de position angulaire intégré. Tant que le moteur est à l'état « rigide » (*stiff* en anglais), cet asservissement définit à chaque instant quel effort mécanique il doit exercer pour atteindre la position angulaire cible ou s'y maintenir. Pypot donne également accès aux réglages de bas niveau affectant l'asservissement de la position angulaire par chaque moteur, tels que la vitesse de rotation maximale ou les coefficients du correcteur PID.

Par l'envoi en parallèle de plusieurs ordres de position angulaire aux différents moteurs, il est ainsi possible de transmettre au robot une commande motrice globale, qui correspond alors à une posture du bras. De façon générale, étant donné que chaque moteur gère sa rotation de façon indépendante à partir de l'ordre qu'il reçoit, l'envoi de cette commande motrice globale ne permet pas de gérer la façon dont les différentes articulations se coordonnent au cours du mouvement. En particulier, chaque moteur est susceptible d'atteindre sa position angulaire cible en un temps différent des autres, selon la distance angulaire qu'il doit parcourir et les efforts mécaniques extérieurs qui affectent sa rotation. Par conséquent, à l'échelle du bras robotique entier, la fin d'un mouvement ne correspondrait pas à un arrêt simultané des rotations des moteurs une fois qu'ils ont atteint leurs buts respectifs.

Afin de contourner cette limite, Pypot propose également de transmettre une commande motrice en indiquant un temps de mouvement en même temps que la position angulaire à atteindre. À partir de ce temps de mouvement, une trajectoire est ensuite générée par interpolation linéaire entre la position angulaire actuelle du moteur et sa position angulaire cible, suivant un échantillonnage à 50Hz. Cette trajectoire définit la succession des ordres moteurs qui sont envoyés au moteur pour le mettre en mouvement. Étant donnée la fréquence à laquelle ces ordres sont reçus, le moteur n'a pas le temps d'atteindre sa position angulaire cible avant que celle-ci ne soit remplacée par une nouvelle valeur. De cette façon, la rotation du moteur est continue et uniforme au cours du mouvement, et celui-ci n'atteint sa position angulaire finale qu'au terme du temps de mouvement spécifié. Appliquée à une commande motrice globale définissant une

posture de bras à atteindre, cette fonctionnalité permet aux différents moteurs du robot de tous terminer leur rotation au même moment, ce qui marque de façon claire la fin du mouvement.

Les utilisateurs de Reachy disposent donc d'une grande maîtrise sur le fonctionnement du robot et peuvent l'associer, *via* Pypot, à d'autres appareils ou logiciels pour élaborer une interface de commande. En effet, les outils de base fournis par la couche logicielle prennent la forme abstraite d'instructions en code informatique, qui peuvent être intégrées à un programme pour produire des comportements complexes avec le robot. En particulier, interfacier Reachy avec des instruments de mesure permet de déclencher des actions du robot en fonction de signaux de commande, de façon à ce qu'un utilisateur puisse piloter le robot.

3 Pilotage par la position de l'extrémité

Dans le cadre de la [première approche](#) de la problématique de cette thèse, il est question de piloter une prothèse robotique en dirigeant la position de son extrémité dans l'espace. À cette fin, un premier dispositif basé sur Reachy a consisté en un interfaçage du robot avec un modèle inverse, de façon à pouvoir lui communiquer une commande motrice sous la forme d'une cible à atteindre dans l'espace opérationnel plutôt que dans l'espace articulaire. En effet, le pilotage de l'extrémité de Reachy est soumis à la redondance articulaire du fait de ses sept degrés de liberté, ce qui implique l'existence d'une infinité de postures du robot pour lesquelles l'extrémité atteint sa cible.

Dans ce contexte, l'interfaçage avec le robot permet d'automatiser la transmission aux moteurs d'ordres de mouvement en fonction des rotations articulaires correspondant à la solution déterminée par le modèle inverse. Au cours de ces travaux de thèse, deux méthodes ont été explorées pour permettre le pilotage de Reachy par la position de son extrémité, chacune correspondant à un modèle inverse différent. Dans les deux cas, la résolution mise en œuvre fut celle d'un problème géométrique inverse : étant donnée une position cible exprimée par ses trois coordonnées spatiales, on recherche une solution sous la forme d'un ensemble d'angles articulaires.

La première méthode fait appel à un outil générique de résolution de cette classe de problème, nommé IKPy ([Manceron, 2015](#)), qui emploie une approche par optimisation numérique locale. Cet outil s'appuie sur une description géométrique de la **chaîne cinématique** formée par le robot, c'est-à-dire la séquence de ses articulations et segments, depuis sa base (épaule) jusqu'à son extrémité (main). Cette description exprime la position et l'orientation de chaque articulation par rapport à l'articulation précédente le long de cette chaîne, telles que définies par la géométrie des pièces du squelette. Il est à noter que cette description est « idéale » dans le sens où elle ne tient pas compte des imprécisions et limites mécaniques affectant l'assemblage des pièces du robot ainsi que les rotations de ses moteurs.

Par défaut, la fonction de coût optimisée par IKPy correspond à la distance euclidienne séparant l'extrémité du robot (telle que définie par la chaîne cinématique) de la cible à atteindre. L'approche par optimisation numérique locale impose également de fournir un point de départ à la résolution dans l'espace articulaire, qui prend la forme d'une posture du bras robotique. Ainsi, la solution déterminée par le procédé d'optimisation correspond à un minimum local de la fonction de coût, parmi les minima locaux voisins de la posture de départ (voir figure I.2). Dans le cadre du pilotage de Reachy, la posture actuelle est donnée comme point de départ au modèle inverse, de façon à accélérer l'optimisation tout en obtenant une solution suffisamment proche de l'état actuel du robot.

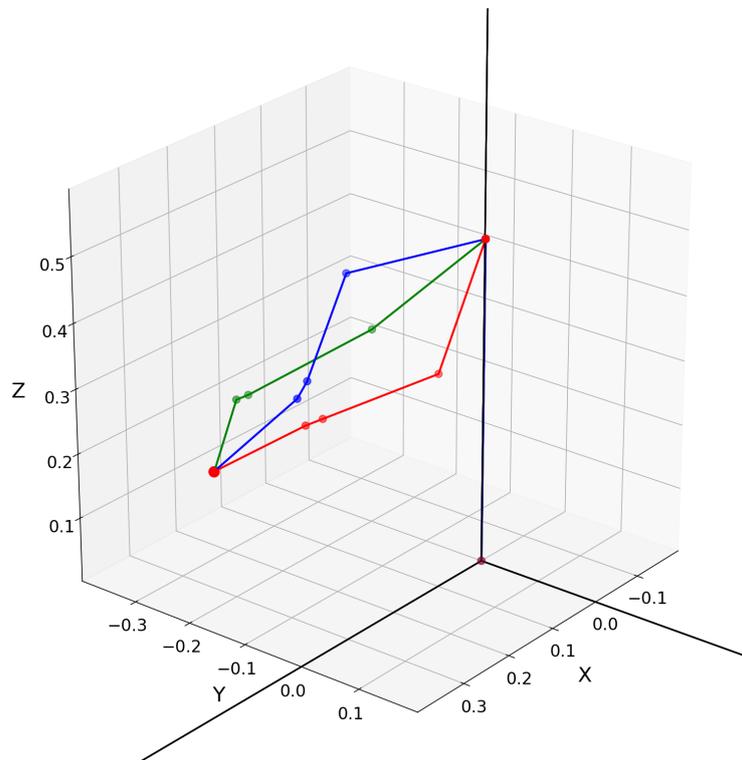


FIGURE I.2 – Trois exemples de postures générées par IKPy pour atteindre la même position cible, mais avec différents points de départ pour la résolution. Chacune de ces postures est figurée par une ligne brisée de couleur correspondant à la chaîne cinématique de Reachy. Les disques représentent les centres articulaires.

Le fonctionnement d'IKPy peut également être ajusté en réglant les paramètres du processus d'optimisation numérique (*e.g.* nombre maximum d'itérations, tolérance de convergence) de façon à équilibrer le compromis entre précision et rapidité de calcul. Pour cette application au pilotage de Reachy, la résolution a pu être paramétrée de façon à atteindre une précision de l'ordre du centimètre pour un temps de calcul inférieur à 100 millisecondes sur un ordinateur de bureau. En outre, grâce à la nature *open source* de cet outil, il est possible de modifier la fonction de coût, par exemple en y ajoutant un terme relatif aux angles articulaires de la solution. Cette fonctionnalité est exploitée dans la [première expérience](#) réalisée durant cette thèse, où l'ajout

d'un terme supplémentaire à cette fonction de coût permet d'orienter la résolution vers une classe de postures ou une autre.

Cette précision est toutefois une mesure théorique, dans la mesure où elle correspond aux performances dont serait capable la chaîne cinématique idéale, et non le robot réel. En effet, les moteurs de celui-ci sont soumis à la gravité, au jeu mécanique et à l'imprécision de leurs composants, de telle sorte que les articulations de Reachy n'atteignent jamais *exactement* les positions angulaires commandées. Une évaluation de la précision réelle de l'extrémité du robot a ainsi révélé que l'erreur d'atteinte de cible est conséquente, de l'ordre de 8 à 9 centimètres en moyenne, et se concentre le long de l'axe vertical. En effet, comme le robot ploie légèrement sous le poids de ses composants, son extrémité est systématiquement placée sous sa cible. Cependant, étant donnée la nature plutôt homogène et systématique de cette erreur sur l'ensemble de l'espace accessible du robot, elle se révèle peu apparente dès lors que la position exacte de la cible 3D définie par la commande n'est pas matérialisée devant le robot. En effet, en termes de déplacement c'est-à-dire de différence de position, le pilotage avec IKPy est conforme à la commande : un décalage de la position cible de trois centimètres vers la gauche donne lieu à un déplacement équivalent de l'extrémité du robot.

Dans le but de s'affranchir de l'erreur liée à l'écart entre chaîne cinématique idéale et robot tangible, la seconde méthode vise à modéliser le fonctionnement réel du robot plutôt que de simuler son comportement théorique. Cette méthode s'appuie sur l'enregistrement de mouvements exécutés par le robot en réponse à des commandes motrices, pour produire des données de référence à partir desquelles mettre en œuvre un apprentissage supervisé. Dans ce contexte, l'objectif est de générer un jeu de données comprenant à la fois les angles articulaires commandés aux moteurs et les coordonnées de l'extrémité du robot dans la posture correspondante, enregistrés de façon synchrone. Ainsi, un algorithme d'apprentissage supervisé peut être appliqué pour modéliser la relation que le fonctionnement du robot crée entre ces variables.

Afin d'appliquer cette méthode à Reachy, l'enregistrement de mouvements est précédé d'une étape préliminaire durant laquelle un ensemble d'exemples de postures est défini par démonstration manuelle. Durant cette étape, les moteurs du robot n'appliquent aucune résistance, de telle sorte qu'un expérimentateur peut manipuler le robot pour le placer dans différentes postures. Puis lors de l'enregistrement de mouvements, le robot exécute automatiquement des mouvements allant d'une de ces postures à une autre, suivant un ordre aléatoire. Ainsi, l'ensemble d'exemples défini lors de l'étape préliminaire délimite l'espace couvert par les mouvements au cours de l'enregistrement, et donc l'espace exploré lors de l'apprentissage par l'algorithme.

Les angles articulaires enregistrés sont ceux correspondant aux commandes reçues par les moteurs, tandis que la position 3D de l'extrémité dans l'espace est mesurée à l'aide d'un dispositif

de capture de mouvements (Optitrack V120 Trio et logiciel Motive, Natural Point Inc.). Ce dispositif optique émet de la lumière infrarouge et capte à l'aide de trois caméras les rayons que renvoient des marqueurs réfléchissants de forme sphérique. L'analyse des trois images 2D ainsi générées permet de reconstruire la position 3D de chaque marqueur dans un référentiel préalablement étalonné. À l'aide du module Python OptiRX (Astani, 2016), ce dispositif permet ainsi d'enregistrer à une fréquence de 120Hz la trajectoire d'un marqueur réfléchissant fixé au bout de l'index du robot et matérialisant son extrémité.

Concevoir un modèle inverse par apprentissage supervisé sur la base de ces données consiste alors à entraîner un algorithme à « prédire » les commandes motrices à envoyer au robot, à partir d'une position cible à atteindre avec son extrémité. Pour remplir cette fonction de prédiction, la seconde méthode emploie un réseau de neurones artificiels (RNA). Les RNA sont des outils computationnels s'appuyant sur des unités logiques élémentaires appelées « neurones » et connectées entre elles par des liens orientés et pondérés, suivant généralement une architecture de réseau particulière (Reed et Marks, 1998). L'entraînement d'un RNA dans le cadre d'un apprentissage supervisé consiste à ajuster les poids de ces liens de façon itérative à partir des données d'entraînement. Ici, le choix d'employer un RNA plutôt qu'une autre technique est motivé par la capacité de ce type d'algorithme à reproduire des relations non linéaires telles que celles typiquement impliquées dans un problème de géométrie inverse. Les RNA sont d'ailleurs des outils ayant déjà été utilisés en robotique pour résoudre cette classe de problèmes (Duka, 2014; Almusawi *et al.*, 2016).

Le réseau jouant ici le rôle du modèle inverse suit une architecture de perceptron multi-couches : les neurones sont répartis en une succession de plusieurs couches, chaque neurone ne pouvant être connecté qu'aux neurones de la couche précédente. En l'occurrence, le réseau décrit ici présente une structure dense, c'est-à-dire chaque neurone d'une couche est connecté à tous les neurones de la couche précédente. Au total, il comporte quatre couches :

- **Couche d'entrée** : 3 neurones, un pour chaque coordonnée cartésienne de la position de la cible à atteindre
- **Première couche cachée** : 64 neurones
- **Seconde couche cachée** : 128 neurones
- **Couche de sortie** : 7 neurones, un pour chaque angle articulaire à prédire

Les tailles des couches cachées furent déterminées à l'issue d'une exploration de diverses valeurs de ces paramètres, jusqu'à trouver un équilibre satisfaisant entre temps d'entraînement et précision de la prédiction. L'implémentation de ce réseau est réalisée en langage Python à l'aide de l'infrastructure TensorFlow (Abadi *et al.*, 2015) et de la librairie Keras (Chollet *et al.*, 2015). Ces outils logiciels de référence en matière de programmation de RNA prennent en charge aussi

bien la définition de la structure du réseau que son entraînement ou ses prédictions à partir de données d'entrées.

Relativement à l'emploi d'IKPy en tant que modèle inverse, cette méthode présente l'avantage de permettre un pilotage de l'extrémité de Reachy plus fidèle à son fonctionnement réel. En effet, puisque le modèle inverse n'est pas basé sur une représentation théorique du comportement cinématique du robot mais sur des exemples réels de mouvements, il prend en compte de façon implicite les écarts entre les angles articulaires commandés au robot et les angles réellement atteints par ses moteurs. Ainsi, cette méthode se révèle plus précise pour piloter le robot réel, avec une erreur d'atteinte de cible de l'ordre de 2,5 centimètres. En particulier, elle n'est pas sujette au biais systématique que la gravité introduit dans la première méthode et amène l'extrémité à se placer en dessous de sa cible. En outre, l'emploi de ce RNA pour le calcul d'une posture de robot prend moins d'une milliseconde, ce qui s'avère considérablement plus rapide que l'optimisation numérique locale par IKPy.

Cependant, la mise en œuvre de cette méthode est plus exigeante dans la mesure où elle requiert de procéder à l'enregistrement de mouvements pour disposer de données d'entraînement. En effet, cette étape implique de disposer du matériel de capture de mouvement et du temps nécessaire pour que le robot produise un jeu de données de mouvements suffisamment conséquent. En outre, l'uniformité de la précision de la prédiction du RNA dépend considérablement de l'uniformité de l'exploration de la portion de l'espace opérationnel dans laquelle sont incluses les positions de l'extrémité du robot correspondant aux exemples de postures. En particulier, la précision de la prédiction diminue dans les régions où cette exploration est moins dense, par exemple aux frontières de la portion explorée.

4 Téléopération

Qu'il emploie IKPy ou un RNA, le modèle inverse associé à Reachy traduit une position cible dans l'espace opérationnel en une posture dans l'espace articulaire. Il participe donc à la conversion du but à atteindre en une action à exécuter par le système, mais nécessite toujours une source des signaux de commande en amont. En effet, piloter le robot par la position de son extrémité requiert de fournir à l'utilisateur un moyen de définir la position 3D de ce but à atteindre, puis de la transmettre au système.

À cette fin, une interface de commande fut développée de façon à permettre un pilotage de l'extrémité du robot qui soit intuitif et transparent et puisse fonctionner en temps réel. Le principe de cette interface consiste à mesurer de façon continue la position de la main de l'utilisateur dans son espace péri-personnel, puis de transformer cette position de main réelle en une position cible pour l'extrémité du robot, dans son espace. La position de la main de l'utilisateur est mesurée à l'aide du dispositif de capture de mouvements décrit dans la section précédente (Op-

titrack V120 Trio et logiciel Motive) à la différence que c'est l'utilisateur qui porte le marqueur réfléchissant et non le robot, comme illustré par la figure I.3.



FIGURE I.3 – Exemples de postures générées par IKPy pour atteindre la même position cible, mais avec différents points de départ pour la résolution.

Ainsi, l'utilisateur transmet un ordre de mouvement en déplaçant sa propre main dans l'espace, ce qui définit la position instantanée du but que l'extrémité du robot doit atteindre. Le modèle inverse détermine ensuite la posture que le bras robotique doit adopter pour atteindre cette position cible, puis ses moteurs sont mis en mouvement en conséquence. Le pilotage est qualifié de transparent dans la mesure où le robot reproduit (à un délai près) avec sa propre extrémité les déplacements de l'extrémité du bras de l'utilisateur, sans que celui-ci n'ait besoin de gérer la rotation de chaque articulation du robot. Il se révèle également intuitif, en cela que l'apprentissage de la relation entre bras humain et bras robotique est assez immédiate et cohérente : quand la main de l'utilisateur se déplace dans une direction, celle du robot se déplace dans la même direction. Ce mode de pilotage est désigné par le terme **téléopération** étant donné qu'il permet à l'utilisateur de diriger le robot à distance et en temps réel, dans le prolongement d'autres techniques de pilotage de robot basées sur de la capture optique de mouvements, avec (Kofman *et al.*, 2005; Artemiadis et Kyriakopoulos, 2005) ou sans marqueurs (Kofman *et al.*, 2007; Grasshoff *et al.*, 2016).

La transformation de l'espace de l'utilisateur vers celui du robot se base sur la correspondance entre les extrémités de leurs bras respectifs au lancement du pilotage, lorsque ceux-ci adoptent la même posture initiale : humérus vertical le long du corps et coude fléchi à 90° . Dans l'espace de l'utilisateur, le déplacement instantané de l'extrémité du bras est exprimé comme le vecteur 3D joignant sa position initiale à sa position actuelle. Ce vecteur est ensuite transformé par une homothétie dont le facteur correspond au rapport entre la taille du bras robotique et celle du bras de l'utilisateur, de façon à ce que les déplacements du robot soient mis à l'échelle en fonction de l'amplitude maximale des mouvements de bras de l'utilisateur. Enfin, la position

3D du but à atteindre dans l'espace du robot est alors donnée par la pointe de ce vecteur lorsque son origine coïncide avec la position initiale de l'extrémité du robot. Celle-ci est constante et connue grâce à un étalonnage préalable, étant donné que le robot est à base fixe et ne change pas de dimensions.

De cette façon, la direction et l'amplitude des déplacements de l'extrémité du robot sont directement basées sur celles des déplacements de la main de l'utilisateur. Du fait des temps de calcul et des limites mécaniques des moteurs, ce mode de pilotage introduit cependant un délai entre la définition d'une position cible et son atteinte effective par l'extrémité du robot. La comparaison des trajectoires respectives des extrémités des bras de l'utilisateur et du robot a établi que ce délai est compris entre 350 et 450 millisecondes. Celui-ci est particulièrement visible lorsque l'utilisateur produit des mouvements saccadés et rapides avec son bras, ce qui impose aux moteurs de Reachy d'atteindre leur accélération angulaire maximale.

De manière évidente, le pilotage de Reachy en téléopération présente plusieurs différences notables avec le pilotage d'une prothèse de bras. En effet, le but à atteindre par le robot est défini en fonction des mouvements de la main de l'utilisateur, qui de façon évidente ne peuvent plus être mesurés en cas d'absence de tout ou partie du membre supérieur. De plus, le dispositif de téléopération place l'utilisateur à côté du robot qu'il pilote, de telle sorte qu'il l'observe se mouvoir dans un espace distinct de son propre espace péri-personnel. Enfin, le contrôle du robot mobilise toutes ses articulations depuis l'épaule jusqu'au poignet, c'est-à-dire uniquement des degrés de liberté artificiels. Un tel pilotage ne correspond pas à la motricité hybride d'un membre appareillé, qui combine articulations naturelles du moignon et articulations artificielles de la prothèse fixée au moignon.

Cependant, l'emploi de la position de la main comme source directe de signaux de commande pour définir le but à atteindre présente l'avantage de ne pas requérir d'apprentissage de la part de l'utilisateur. En effet, on peut admettre que tout participant valide maîtrise de façon experte les déplacements de sa main dans l'espace, contrairement à d'autres modes de commande s'appuyant sur la production de forces (Mick *et al.*, 2017) ou d'activités myoélectriques (de Ruyg *et al.*, 2012b). Ainsi, la téléopération permet d'éliminer des sources de perturbations qui seraient inhérentes à la nature de la commande, et susceptibles d'affecter de façon négative le pilotage du robot. Dans le cadre d'un protocole expérimental, la comparaison de différents modes de contrôle de Reachy subira ainsi une moindre influence de ce qui relève de la commande. Pour cette raison, ce mode de pilotage de Reachy a été mis en œuvre dans la [première expérience](#) de cette thèse, et dont les modalités expérimentales se distinguent par la façon dont sont choisies les postures pour atteindre une même position cible.

Dans le cadre du pilotage par téléopération, le robot est commandé en temps réel par une succession de buts instantanés à atteindre, sans que soit connu le but final du mouvement planifié

par l'utilisateur. En particulier, à tout instant, la posture générée par le système de pilotage à partir du but instantané peut s'avérer être celle que doit adopter le bras à la fin du mouvement. De ce fait, le modèle inverse traduisant un but instantané en angles articulaires ne distingue pas les postures finales des postures intermédiaires, c'est-à-dire celles intervenant au cours du trajet du bras depuis un état initial vers un état final. D'une certaine façon, on peut considérer que le pilotage par téléopération déplace le bras robotique d'une posture « potentiellement finale » à une autre, jusqu'à ce que l'utilisateur décide de mettre fin au mouvement et que le robot s'immobilise. Relativement à des mouvements humains, cette stratégie peut être rapprochée de la notion de « transitions posturales » mentionnée par [Desmurget *et al.* \(1995\)](#), selon laquelle le système sensori-moteur planifie certains mouvements d'atteinte pour qu'ils passent par des postures intermédiaires.

D'autre part, définir l'état courant du bras comme point de départ de la résolution du modèle inverse introduit une dépendance implicite entre une posture générée à un instant donné et celle générée à l'instant précédent. Par conséquent, dans le cadre d'un mouvement d'atteinte piloté par l'utilisateur, la posture finale de Reachy à l'issue du geste peut varier selon la posture initiale du robot. Un tel phénomène peut être comparé aux observations de [Soechting *et al.* \(1995\)](#) quant à la diversité des postures finales d'un bras humain à l'issue de mouvements d'atteinte depuis des positions initiales différentes.

5 Pilotage guidé par la vision

Dans le prolongement de techniques employant des informations visuelles pour piloter une prothèse ([Gigli *et al.*, 2017](#); [Markovic *et al.*, 2015](#); [Corbett *et al.*, 2014](#)) ou un bras robotique ([Frisoli *et al.*, 2012](#); [Hortal *et al.*, 2015](#)), une autre interface de commande a été développée pour explorer un pilotage de Reachy à partir de signaux d'oculométrie. L'oculométrie est la catégorie des techniques de mesure et d'analyse visant à quantifier les mouvements des yeux ou de la direction du regard ([Duchowski, 2003](#)). Cet ensemble de techniques est communément employé à des fins d'observation mais constitue également une source de signaux de commande pour des dispositifs interactifs, lorsque le traitement des données de mesure peut être fait suffisamment rapidement.

Ainsi, le principe de son application au pilotage de Reachy consiste à identifier l'intention de mouvement de l'utilisateur à partir du point de focalisation de son regard, puis déclencher une action du robot en conséquence. De cette façon, l'utilisateur peut mettre le robot en mouvement en bougeant seulement ses yeux, plutôt que ses articulations comme dans le cas de la téléopération. Le dispositif élaboré dans ce cadre repose sur une caméra filmant une « scène » située en face du robot. La caméra est placée de façon à ce que son champ de vision corresponde à la portion frontale de l'espace accessible au robot. Dans cette zone sont disposés des objets de couleurs et formes variées, qui constituent ainsi la scène dans laquelle le bras robotique se dé-

place. Les images filmées par cette caméra, qui incluent à la fois les objets et la main du robot, sont projetées sur un écran situé devant l'utilisateur, tel qu'illustré par la figure I.4.

Dans ce dispositif, l'écran intervient comme un « relais » en deux dimensions de l'espace opérationnel de Reachy vers le champ de vision de l'utilisateur, afin de pouvoir procéder à de l'oculométrie dans un contexte plus simple que celui d'un espace à trois dimensions. L'instrument d'oculométrie (GP3 HD, Gazepoint) employé ici comporte un émetteur lumineux et des caméras fonctionnant dans le domaine infrarouge, et mesure la direction du regard en analysant les reflets des pupilles de l'utilisateur. Une fois que celui-ci est installé face à l'écran, l'instrument est étalonné pour convertir les orientations des yeux, telles que mesurées avec les reflets infrarouges, en des coordonnées d'un point de focalisation dans le plan de l'écran.

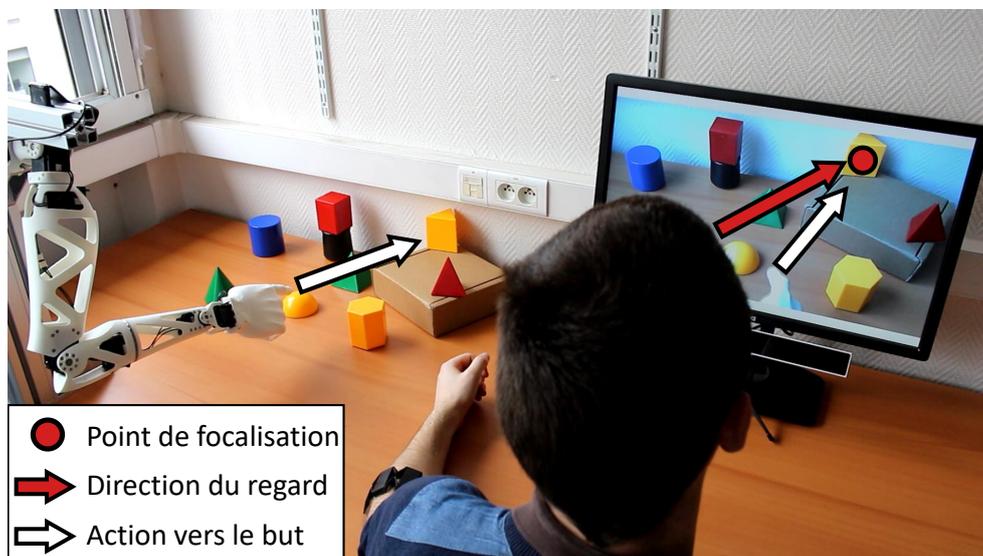


FIGURE I.4 – Dispositif de pilotage guidé par la vision. Sur la gauche, divers objets sont placés devant Reachy et la scène correspondante est filmée par une caméra placée au dessus de l'épaule du robot. Le flux vidéo est affiché sur l'écran à droite, sous lequel l'instrument d'oculométrie est installé. Le participant porte le bracelet Myo sur son avant-bras pour déclencher un mouvement du robot.

En amont du pilotage, la scène est mise en place de façon à ce que les positions respectives des objets ne génèrent pas d'occlusion visuelle suivant le point de vue de la caméra, ni d'obstruction physique vis-à-vis du robot. Une fois ce placement terminé, les coordonnées du centre de chaque objet dans le plan de l'écran sont renseignées dans le programme informatique. De plus, pour chaque objet présent dans la scène, l'expérimentateur définit par démonstration manuelle une posture par laquelle le robot pointe son extrémité vers ou sur celui-ci. Enfin, le bras de l'utilisateur est équipé d'un bracelet d'électrodes (Myo Armband, Thalmic Labs Inc.) mesurant les activités musculaires d'une partie du bras à partir de signaux EMG de surface.

Au cours du pilotage, l'estimation du point de focalisation du regard de l'utilisateur permet d'identifier l'objet que celui-ci regarde à l'écran, qui correspond à celui dont le centre est le plus proche d'après les coordonnées pré-déterminées. Contrairement à la téléopération, le pilotage

par oculométrie décrit ici ne fonctionne pas en continu, afin d'éviter les mouvements brusques et le comportement instable que le robot risquerait de produire en réponse à des saccades oculaires. Une action du robot est déclenchée lorsque l'utilisateur co-contracte ses muscles du bras, dont les activités sont mesurées par le bracelet d'électrodes. Lorsque l'activité moyenne captée par les huit électrodes dépasse un certain seuil, le robot est mis en mouvement pour atteindre l'objet correspondant à celui regardé par l'utilisateur sur l'écran. Cette mise en mouvement se fait à vitesse uniforme et dans un temps fixe, avec pour état d'arrivée la posture pré-enregistrée associée à cet objet.

Ainsi, l'utilisateur emploie son regard et ses contractions musculaires pour diriger le robot afin qu'il atteigne l'objet de son choix, sans qu'il lui soit nécessaire de déplacer son bras. En effet, les activités musculaires mesurées par le bracelets d'électrodes peuvent être produites de façon isométrique, c'est-à-dire sans induire de mouvement d'articulation. En ce sens, ce dispositif repose sur des signaux de commande qui seraient disponibles dans le cadre du pilotage d'une prothèse de bras, en combinant des mesures myoélectriques sur le moignon avec de l'oculométrie « embarquée », par exemple montée sur une paire de lunettes (*e.g.* Pupil Labs, Tobii Pro Glasses).

Relativement aux travaux de thèse décrits ici, ce pilotage par oculométrie est cependant à envisager avant tout comme une preuve de concept des capacités d'interfaçage de Reachy avec des dispositifs externes. En effet, il est ici mis en œuvre dans un contexte simplifié notablement différent de celui de l'utilisation d'une prothèse. En particulier, l'utilisateur doit conserver la tête dans une position fixe et observe par écran interposé l'espace dans lequel se meut le robot. En outre, le suivi de son regard est limité aux deux dimensions du plan de l'écran, tandis que le robot est mis en mouvement à partir de postures angulaires pré-enregistrées. Ainsi, ce mode de commande n'a pas vocation à être transféré sous cette forme simplifiée au pilotage d'une véritable prothèse de bras, et n'intervient pas non plus dans les plateformes sur lesquelles s'appuient les expériences décrites plus bas.

Ce dispositif illustre néanmoins la diversité des stratégies de pilotage qui peuvent être mises en œuvre avec Reachy, de par les options offertes par sa couche logicielle. De plus, il peut fournir une base à partir de laquelle élaborer ou tester des techniques plus complexes, tant en matière de commande que de contrôle. Par exemple, l'intégration d'algorithmes de vision par ordinateur permettrait d'identifier et localiser les objets dans l'image 2D, mais aussi dans la scène 3D correspondante (Pérez de San Roman *et al.*, 2017; González-Díaz *et al.*, 2019) plutôt que d'employer des placements pré-déterminés. D'autre part, la mise en mouvement du robot par postures pré-enregistrées du robot pourrait être remplacée par un pilotage de son extrémité à l'aide d'un modèle inverse. En ce sens, ce dispositif se révèle également adapté à l'étude de techniques pour le pilotage d'autres systèmes d'assistance et de suppléance, tels qu'un bras

robotique fixé à un fauteuil roulant, destiné aux personnes affectées par des handicaps plus étendus et ayant perdu l'usage de leurs bras.

ENVIRONNEMENT SIMULÉ EN RÉALITÉ VIRTUELLE

De manière complémentaire aux fonctionnalités offertes par Reachy en tant que dispositif tangible, une seconde plateforme expérimentale a été élaborée pour mener des expériences dans un environnement virtuel, c'est-à-dire simulé numériquement. Cette plateforme emploie des outils de **réalité virtuelle** (RV) pour permettre à un utilisateur d'interagir de façon immersive avec le contenu virtuel de cet environnement simulé (Burkhardt et Coquillart, 2006). C'est cette interactivité qui permet d'élaborer des protocoles expérimentaux à partir de cette plateforme, dans laquelle les participants aux expériences peuvent jouer le rôle d'un utilisateur de prothèse de bras.

Comme le terme l'indique, les outils de RV retranscrivent certains éléments du réel au sein de l'environnement virtuel pour donner au participant l'illusion que celui-ci se substitue à l'environnement réel (Berthoz et Vercher, 2006). En particulier, le principe des dispositifs de RV contemporains repose sur la projection d'images stéréoscopiques affichées directement en face des yeux, et adaptées en temps réel aux mouvements de la tête. De cette façon, les informations visuelles transmises par cet affichage binoculaire conservent la cohérence avec les autres modalités sensorielles du participant (*e.g.* système vestibulaire, proprioception). De plus, ces images stéréoscopiques fournissent au participant une perception de l'environnement simulé dans ses trois dimensions et occupent l'essentiel de son champ de vision, tandis que l'environnement réel en est complètement occulté pour éviter toute interférence. Ainsi, on parle d'immersion dans la mesure où le participant « baigne » dans l'environnement qui lui est présenté visuellement : celui-ci l'entoure de façon continue et homogène.

Ce chapitre présente la plateforme expérimentale de réalité virtuelle élaborée au cours de ces travaux de thèse, dans le prolongement de multiples travaux employant ces outils pour la recherche sur les prothèses de bras (Hauschild *et al.*, 2007; Kaliki *et al.*, 2013; Phelan *et al.*, 2015; Blana *et al.*, 2016). Il présente les composants techniques choisis pour mettre en place cette plateforme, ainsi que les principaux éléments de son fonctionnement en relation avec le pilotage d'un membre appareillé.

1 Intérêt

Relativement à un robot physique tel que Reachy, l'intérêt d'un dispositif en réalité virtuelle réside dans sa capacité à s'affranchir des contraintes mécaniques ou pratiques qui affectent habituellement la conception d'un protocole expérimental. En effet, les lois conditionnant le fonctionnement d'une prothèse simulée ne relèvent non pas de la physique, mais des paramètres de simulation propres à l'environnement virtuel et aux objets qu'il contient. De par leur maîtrise sur ces paramètres, les concepteurs de la plateforme peuvent alors explorer des modalités expérimentales qui seraient difficiles voire impossibles à mettre en œuvre avec un dispositif tangible.

Ainsi, un bras virtuel simulant une prothèse de bras peut être conçu de façon à ne pas être soumis aux limites de fonctionnement d'actionneurs mécaniques, qui contraindraient le comportement de ses articulations en réponses à des commandes motrices. En particulier, un tel bras virtuel peut passer d'une posture à une autre sans que ses articulations ne parcourent toutes les positions angulaires intermédiaires. La vitesse à laquelle cette transition se fait dépend seulement du taux de rafraîchissement de la simulation (au moins 60Hz avec le matériel contemporain), de telle sorte qu'elle est perçue comme instantanée par l'utilisateur. De plus, ce bras virtuel peut atteindre *exactement* la posture définie par les commandes motrices qu'il reçoit, étant donné que la précision de ses rotations articulaires n'est pas affectée par le jeu mécanique ou la résolution de capteurs. Cette précision s'accompagne également d'une stabilité « parfaite », dans la mesure où le maintien d'une articulation à une position angulaire donnée n'est pas perturbé par l'inertie ou les vibrations.

En termes de réactivité et de précision de mouvement, un tel bras virtuel peut donc offrir des performances bien supérieures à ce qui pourrait être atteint avec un bras robotique tangible. Du point de vue du pilotage, cela signifie que le contrôle du système, c'est-à-dire ce qui relève de l'exécution et de la régulation de l'action, ne produit aucune erreur et accomplit parfaitement ce que lui prescrit la commande. Dans ce contexte, un dispositif en RV peut être employé pour évaluer une technique de pilotage de prothèse dans des conditions idéales, ce qui fournit une mesure des meilleures performances que celle-ci permettrait théoriquement à l'utilisateur d'atteindre si la prothèse était mécaniquement idéale. De manière corollaire, une technique offrant des performances insuffisantes dans un dispositif en RV aurait toutes les chances de se révéler encore plus médiocre pour le pilotage d'une véritable prothèse.

L'emploi d'un bras virtuel facilite également la modification des dimensions et proportions de celui-ci au début ou au cours d'une expérience, selon les besoins du protocole. En effet, le modèle numérique 3D qui donne au bras virtuel son apparence (*i.e.* enveloppe corporelle) et ses propriétés géométriques (*i.e.* squelette et articulations) peut être transformé directement par le logiciel gérant l'environnement virtuel, étant donné que celui-ci a la maîtrise sur tout ce

que contient l'environnement virtuel. Cette modification, réalisée de façon automatique ou par réglage manuel de l'expérimentateur, peut ainsi être instantanément appliquée au bras virtuel, sans interrompre la simulation ni affecter le reste de l'environnement virtuel.

À l'inverse, changer la morphologie d'un bras robotique réel requiert d'immobiliser le système pour intervenir manuellement sur sa structure mécanique, par exemple afin de remplacer certaines pièces par d'autres. Une telle intervention peut se révéler contraignante en termes de temps, de moyens techniques (*e.g.* outils) et de coût (*e.g.* fabrication des pièces de rechange). Relativement à ces contraintes d'ordre pratique, employer un bras virtuel offre davantage de souplesse dans la conception d'un protocole expérimental. Par exemple, le squelette d'un bras virtuel peut être adapté en fonction de l'anatomie réelle d'un participant humain dès que les mensurations de celui-ci sont relevées, sans besoin d'anticiper cet étalonnage ou de fabriquer des pièces sur mesure.

En outre, une telle adaptation anatomique peut être appliquée sans affecter les autres propriétés mécaniques du bras virtuel. En effet, si le bras virtuel n'est soumis ni à la gravité ni à l'inertie, de telles variations de ses dimensions n'influent pas sur son comportement dynamique. Ainsi, on peut considérer que ces variations n'ont pas d'effet sur le contrôle du bras virtuel, qui reste idéal et sans erreur quelle que soit la morphologie du bras. De cette façon, chaque participant à l'expérience peut se retrouver aux commandes d'un bras virtuel adapté à sa morphologie, sans que cette adaptation n'avantage ou ne désavantage un participant par rapport à l'autre.

De façon générale, le champ des modifications morphologiques envisageables avec un bras virtuel est également plus vaste qu'avec un robot tangible. En effet, ces modifications s'affranchissant des propriétés mécaniques, elles peuvent donner au bras virtuel une forme qui serait impossible à obtenir avec un robot, du fait de la résistance mécanique des pièces ou de l'encombrement des moteurs. En outre, la simulation permet dans une certaine mesure de dissocier les propriétés géométriques du bras virtuel de ses propriétés visuelles. Ainsi, tout ou partie du bras virtuel peut être rendue invisible au sein de l'environnement virtuel, tout en laissant le participant aux commandes des mouvements de celui-ci.

Il apparaît donc qu'un dispositif en réalité virtuelle permet de mettre en œuvre des protocoles expérimentaux qui seraient autrement inaccessibles, du fait de contraintes pratiques (*e.g.* temps, coût) ou d'impossibilités physiques (*e.g.* transparence). Il est cependant à noter qu'il n'est pas toujours souhaitable d'employer un bras virtuel au comportement idéal, étant donné qu'un tel écart avec la réalité peut être considéré comme une simplification excessive du contexte d'utilisation. Ainsi, d'autres approches de simulation ont pour objectif de reproduire un comportement plus fidèle à celui qu'aurait un dispositif tangible, par exemple en intégrant les effets de la gravité et de l'inertie ou en modélisant les propriétés dynamiques des moteurs actionnant les articulations. Dans le cadre de recherches sur les prothèses de bras, de telles approches

peuvent intervenir pour faire la transition entre un dispositif virtuel au fonctionnement idéal et un dispositif tangible.

Enfin, la simulation sur laquelle repose l'environnement virtuel peut également constituer une source de signaux à la place d'instruments de mesure réels. En effet, le logiciel de simulation a accès à tout instant aux données et paramètres définissant l'état de tous les objets contenus dans l'environnement virtuel. Ainsi, le simulateur peut se substituer à des instruments réels pour recueillir des signaux, par exemple des images du champ de vision du participant ou la localisation d'un objet avec lequel le bras virtuel peut interagir. Dans ce contexte, les signaux ainsi recueillis peuvent ensuite être employés comme mesures expérimentales à des fins d'analyse, mais aussi jouer le rôle de signaux de commande dans le cadre du pilotage d'une prothèse simulée. C'est cette dernière approche qui a été explorée dans le cadre de la [seconde expérience](#) réalisée durant cette thèse, et qui s'intéresse au pilotage de la partie distale du bras virtuel à partir des rotations de l'épaule du participant.

2 Matériel et logiciel

La plateforme expérimentale de réalité virtuelle élaborée durant cette thèse s'appuie sur des produits destinés au marché du jeu vidéo : le matériel de la gamme Vive™ (HTC Corporation), l'interface logicielle SteamVR (Valve Corporation) et le simulateur Unity (Unity Technologies). Le choix de ces produits a été motivé par leur disponibilité dans le commerce ainsi que la facilité à les associer entre eux pour former une plateforme fonctionnelle. En effet, les concepteurs de ces différents composants fournissent aux utilisateurs des « ponts » logiciels prêts à l'emploi qui simplifient la connexion d'un logiciel à un autre. D'autre part, les concepteurs ainsi que la communauté des utilisateurs fournissent de nombreuses ressources pour l'installation, le développement et le dépannage de ces outils, ce qui contribue à faciliter leur mise en œuvre au sein d'une plateforme.

Pour « immerger » un participant dans l'environnement virtuel, celui-ci est équipé du casque Vive™ Pro. Ce casque comporte deux écrans indépendants, un pour chaque œil, qui affichent le contenu de l'environnement virtuel à l'aide d'images stéréoscopiques. Afin de retranscrire sur ces images les mouvements de tête du participant, le casque est intégré à un dispositif de capture de mouvement mesurant sa position et son orientation dans l'espace. Ce dispositif fonctionne à l'aide de deux balises fixes qui suivent les déplacements du casque à l'aide de signaux optiques, en complément de mesures inertielles réalisées par des capteurs embarqués dans le casque.

Afin de suivre les mouvements du bras du participant en même temps que les mouvements de sa tête, celui-ci est également équipé de quatre appareils Vive™ Tracker, dont la position et l'orientation dans l'espace sont mesurées suivant le même principe que pour le casque. Ces

capteurs sont portés par le sujet à l'aide de bretelles ou de brassards, et chacun est fixé à une partie du corps : buste, haut du bras, avant-bras, main (voir figure II.1). L'ensemble des mesures provenant du casque et de ces capteurs est recueilli à une fréquence de 90Hz, tandis que l'affichage binoculaire du casque est rafraîchi de manière synchrone, à 90Hz.



FIGURE II.1 – Participant équipé avec le casque et les capteurs de mouvement.

Avant la première utilisation du matériel, le placement et l'étalonnage des balises définissent la zone dans laquelle les mouvements du casque peuvent être mesurés, ainsi que le référentiel spatial dans lequel sont exprimées ces mesures. Ici, l'étalonnage est réalisé de telle sorte que le sol de l'environnement virtuel correspond au sol de la salle expérimentale où est installé le participant. De plus, la disposition des balises permet au dispositif de capture de mouvement de couvrir une zone de plusieurs mètres d'envergure, au centre de laquelle est placé le participant, assis sur une chaise.

3 Correspondance entre bras réel et bras virtuel

L'objet virtuel sur lequel repose l'interaction du participant au sein de l'environnement simulé est un bras droit humanoïde, extrait d'un mannequin virtuel basé sur le modèle MakeHumanTM. Ce bras virtuel est pourvu d'une apparence comparable à celle d'un bras d'humain adulte de modeste corpulence, et d'un squelette composé d'articulations sphériques permettant d'animer ses trois segments (haut du bras, avant-bras et main) ainsi que ses cinq doigts. Au sein de cette plateforme expérimentale, ce bras virtuel a pour fonction d'imiter le bras réel d'un participant, ou de jouer le rôle d'un membre appareillé d'une prothèse.

Afin de remplir la première de ces fonctions, les capteurs installés sur le bras du sujet permettent de mesurer les mouvements réels du bras du participant de façon à les reproduire dans l'environnement virtuel. La correspondance cinématique entre bras réel et bras virtuel est établie au cours d'un étalonnage comportant cinq étapes :

1. Pendant dix secondes, le participant produit avec son bras des mouvements libres à faible vitesse, tandis que les mesures d'orientation et de position des capteurs sont enregistrées. Il est demandé au participant de mobiliser à la fois l'épaule, le coude et le poignet au cours de cet enregistrement.
2. À partir des données enregistrées pendant ces dix secondes, la méthode décrite par [O'Brien et al. \(1999\)](#) est utilisée pour estimer la position de chaque centre articulaire relativement à un capteur parent : épaule par rapport au capteur du buste, coude par rapport au capteur du haut du bras, poignet par rapport au capteur de l'avant-bras.
3. Les centres articulaires estimés sont affichés dans l'environnement virtuel à l'aide de sphères rouges, de façon à pouvoir vérifier la qualité de l'estimation par cette méthode. Durant cette étape, les silhouettes des capteurs sont également affichées pour servir de repères anatomiques dans la comparaison entre les positions réelles et estimées des centres articulaires. Dans le cas d'une estimation jugée insuffisamment précise, la procédure d'étalonnage est reprise du début jusqu'à obtenir un résultat satisfaisant.
4. À partir de ces centres articulaires estimés, les longueurs des segments du bras du participant sont calculées et le bras virtuel est mis à l'échelle en conséquence. Celui-ci est ensuite verrouillé dans une posture de référence et placé de façon à ce que son épaule coïncide avec le centre estimé de l'épaule du participant.
5. Le participant place son bras dans la même posture que le bras virtuel en superposant les sphères rouges qui représentent les centres articulaires estimés, avec les articulations du bras virtuel (voir figure II.2). Une fois qu'une superposition correcte est atteinte, les orientations des segments du bras virtuel sont liées à celles des capteurs portées par le participant. Enfin, les sphères rouges et silhouettes des capteurs disparaissent, et le bras virtuel est « déverrouillé » de sa posture de référence.

À l'issue de cet étalonnage, le bras virtuel imite les mouvements que le participant produit avec ses articulations depuis l'épaule jusqu'au poignet. Les mouvements des articulations de la main (*e.g.* mouvements des métacarpes et des doigts) ne sont pas mesurés sur le participant, ni retranscrits par l'extrémité du bras virtuel. Cependant, les articulations correspondantes de celui-ci peuvent être mobilisées pour placer la main virtuelle dans une posture pré-définie, par exemple celle d'une main ouverte ou fermée. En ce sens, l'organe terminal du bras virtuel n'est pas fixe comme celui du robot *Reachy*, mais n'est pas non plus pilotée directement par les mouvements du participant.

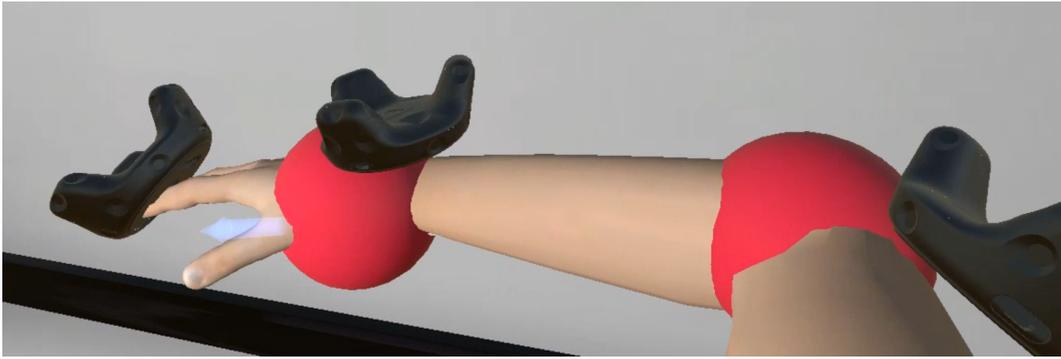


FIGURE II.2 – Étape de superposition des centres articulaires estimés avec les articulations du bras virtuel.

La position du centre de l'épaule virtuelle, qui constitue la « racine » du squelette du bras virtuel, est liée au capteur du buste de telle sorte qu'elle suit les mouvements que le participant produit avec son tronc. Ainsi, les déplacements de l'épaule produits par des degrés de liberté « en amont » de celle-ci (e.g. protraction-rétraction scapulo-thoracique, flexion antéro-postérieure du tronc) provoquent des déplacements équivalents du bras virtuel dans l'environnement simulé. De cette façon, celui-ci conserve sa position par rapport au point de vue du participant, qui est toujours congruente avec la position du bras réel.

À des fins de mesure, la correspondance entre bras réel et bras virtuel est également associée à un modèle cinématique du bras de façon à calculer les angles articulaires correspondant aux orientations des différents segments. Ce modèle considère sept degrés de liberté en rotation : flexion-extension et adduction-abduction de l'épaule, rotation humérale médiale-latérale, flexion-extension du coude, pronation-supination de l'avant-bras, flexion-extension du poignet et déviation radiale-ulnaire. Par construction, il existe un seul ensemble d'angles articulaires, c'est-à-dire une seule posture pour laquelle les segments du modèle cinématique adoptent les mêmes orientations que ceux du bras virtuel.

Il est à noter que les capteurs de mouvements dont est équipé le bras du participant sont en contact avec des parties molles du corps de celui-ci, et fixés à l'aide d'attaches souples. De ce fait, les mouvements de bras réalisés par le participant peuvent introduire un certain glissement dans la liaison mécanique entre un capteur et le segment correspondant. En particulier, ce phénomène affecte la reproduction et la mesure de la rotation humérale, sous la forme d'un décalage entre la rotation du capteur pivotant autour de l'axe de l'humérus, et la rotation réelle du segment. De telles conséquences indésirables de ce phénomène peuvent être limitées en plaçant le brassard en bout de segment *i.e.* peu avant le coude, plutôt qu'à proximité de l'épaule.

En outre, l'information recueillie par le capteur de l'avant-bras peut être employée en complément de celle du capteur du haut du bras pour déterminer la rotation humérale correcte, c'est-à-dire sans glissement. En effet, du point de vue anatomique, la rotation humérale définit le plan

de flexion du coude, qui peut être déterminé à partir des axes de l'humérus et de l'avant-bras tels que mesurés par les capteurs correspondants. De cette façon, l'orientation correcte du haut du bras est calculée de manière composite, en combinant l'orientation du capteur correspondant et le plan de flexion du coude. La mesure de l'orientation du haut du bras peut ainsi être corrigée pour compenser le décalage angulaire induit par ce glissement.

4 Amputation virtuelle

Plutôt que d'appliquer la correspondance réel-virtuel à l'échelle du membre entier, il est également possible de programmer le bras virtuel pour qu'il n'imité qu'une partie des articulations du bras réel. En suivant le principe technique décrit plus haut, celui-ci impose toutefois des limites quant au choix des articulations pouvant être ainsi imitées. En effet, la correspondance entre bras réel et virtuel repose sur des relations entre orientations de capteurs et orientations de segments du bras virtuel. De ce fait, les articulations imitées par celui-ci sont nécessairement « groupées » selon le segment qu'elles mobilisent : par exemple, le bras virtuel ne peut imiter seulement une des deux rotations du poignet. En outre, l'ensemble des articulations imitées doit être contigu et partir de la racine du squelette du bras virtuel, c'est-à-dire l'épaule. Ainsi, le bras virtuel ne peut pas reproduire les mouvements d'épaule et de poignet sans reproduire aussi les mouvements de coude.

Malgré ces contraintes, ce principe de correspondance permet de programmer le bras virtuel de façon à ce que les rotations de son épaule imitent celles du participant, tandis que son coude et son poignet obéissent à un pilotage différent. Dans ce contexte, la partie proximale du bras virtuel (*i.e.* haut du bras) joue le rôle du moignon tandis que la partie distale (*i.e.* avant-bras et main) simule le comportement d'une prothèse. Au sein de l'environnement simulé, il est ainsi possible de donner au participant l'illusion qu'il pilote un membre appareillé d'une prothèse trans-humérale plutôt qu'un membre valide. On parle alors d'**amputation virtuelle** pour désigner ce pilotage hybride du bras virtuel semblable à celui d'un membre appareillé.

À l'instar des moteurs d'une prothèse, la façon dont les articulations distales du bras virtuel sont mises en mouvement repose alors sur une technique de pilotage artificielle. De même que pour les moteurs de Reachy, les commandes motrices sur lesquelles ce pilotage s'appuie prennent la forme de positions angulaires définissant les rotations articulaires à appliquer. Or, au sein du simulateur, la posture du bras virtuel est commandée par les orientations absolues des trois segments de son squelette. Afin de convertir les angles articulaires distaux en orientations absolues de segments, la méthode de l'amputation virtuelle emploie le même modèle cinématique que pour le calcul d'angles articulaires à partir des orientations de capteurs de mouvement. Suivant ce modèle, les angles articulaires permettent d'exprimer, sous la forme d'une rotation composite, l'orientation (relative) d'un segment par rapport au segment précédent *e.g.* la rotation depuis la rotation depuis l'orientation du haut du bras vers celle de l'avant-bras.

Ainsi, en parcourant le modèle cinématique du proximal (racine à l'épaule) vers le distal (extrémité à la main), les orientations absolues des segments peuvent être calculées de proche en proche puis appliquées au bras virtuel. Dans le cadre de l'amputation virtuelle, l'orientation absolue du haut du bras virtuel est définie par l'orientation du capteur correspondant porté par le participant. Cette orientation permet ensuite de déterminer celle de l'avant-bras en y appliquant la rotation correspondant aux angles de flexion du coude et de prono-supination. Enfin, l'orientation absolue de la main est obtenue à partir des angles de flexion-extension du poignet et de déviation radiale-ulnaire.

En ce qui concerne la façon dont ces angles articulaires distaux sont déterminés, le choix revient aux expérimentateurs. Par exemple, un objectif peut être de reproduire une commande myoélectrique telle qu'employée sur de véritables prothèses, en équipant le participant d'électrodes de surface en complément des capteurs de mouvement. Le cadre de l'amputation virtuelle permet aussi de mettre en œuvre des techniques de pilotage alternatives, par exemple s'appuyant sur des signaux de commande différents de ceux typiquement employés par les prothèses du commerce. Ainsi, la [seconde expérience](#) de cette thèse emploie l'amputation virtuelle pour qu'un utilisateur pilote les articulations distales du bras virtuel suivant des coordinations motrices bio-mimétiques.

CONTRIBUTIONS EXPÉRIMENTALES

Résumé

Outre les contributions techniques que représentent les plateformes et outils présentés dans la partie précédente, les travaux rapportés dans ce manuscrit comportent également une part de contributions expérimentales. Celles-ci prennent la forme de deux expériences s'intéressant aux questions scientifiques décrites dans les objectifs de thèse, chacune se rapportant plus particulièrement à l'une des approches de la problématique. Ces expériences, menées auprès de participants valides, se placent à un niveau de recherche plutôt fondamental et emploient chacune l'une des deux plateformes expérimentales élaborées durant cette thèse comme substituts à une véritable prothèse.

Cette partie consacre un chapitre pour chacune de ces deux expériences, dans lequel sont d'abord présentés le principe de l'expérience ainsi que les hypothèses associées. Il décrit ensuite le dispositif et le protocole expérimentaux grâce auxquels des mesures ont été recueillies. Enfin, il détaille les résultats obtenus par l'analyse de ces mesures, puis les met en perspective des hypothèses précédemment formulées et les discute à l'aune de travaux similaires.

COORDINATIONS MOTRICES D'UN BRAS ROBOTIQUE PILOTÉ PAR LA POSITION DE SON EXTRÉMITÉ

Cette part des travaux de thèse a donné lieu à une publication dans la revue *Human Factors* (Mick *et al.*, 2020), jointe en [annexe](#) de ce manuscrit.

1 Principe

La première expérience menée au cours de cette thèse s'inscrit dans l'approche de la problématique qui consiste à diminuer la dimension de contrôle du système à piloter. En particulier, cette expérience s'intéresse au pilotage d'un bras robotique par la position de son extrémité, de manière à réduire cette dimension à trois (autant que de coordonnées cartésiennes définissant cette position) plutôt que de contrôler directement ses multiples degrés de liberté (au nombre de sept). Suivant cette approche, le contrôle du système prend ainsi place dans l'espace opérationnel plutôt que dans l'espace articulaire. Or, il a été établi que ce changement d'espace de contrôle introduit un nouveau paramètre dans le fonctionnement du bras robotique : le choix d'une stratégie de résolution de la redondance articulaire. En effet, le comportement cinématique du robot, c'est-à-dire la façon dont celui-ci est mis en mouvement, dépend de la stratégie suivant laquelle sont choisies les postures qu'il doit adopter pour atteindre la position cible définie par la commande.

Pour faire ce choix, il existe une infinité de stratégies différentes étant donnée la variété des modèles inverses existants et des valeurs que peuvent prendre leurs paramètres. Dans le contexte du pilotage une prothèse de bras, dont la fonction est de remplacer un membre absent, il peut cependant sembler intuitif de privilégier une stratégie produisant des coordinations motrices similaires à celles d'un bras humain valide, c'est-à-dire biomimétique. Afin d'étudier l'influence d'une stratégie biomimétique sur le pilotage d'un bras robotique, l'expérience décrite dans ce chapitre compare deux stratégies élaborées *ad hoc* pour se distinguer par la **vraisemblance biologique** des postures qu'elles produisent. L'une sélectionne des postures vraisemblables re-

lativement à celles qui pourraient être observées dans des mouvements naturels d'un bras humain, tandis que l'autre sélectionne des postures invraisemblables. Chacune des deux stratégies donne lieu à une condition expérimentale, et leur comparaison s'appuie sur une tâche d'atteinte de cible en trois dimensions. Au cours de celle-ci, le participant pilote l'extrémité du robot vers la cible en déplaçant sa propre main dans l'espace, suivant le principe de la [téléopération](#) décrit dans la partie précédente (section I.4).

Le participant est donc amené à observer un bras humanoïde se déplacer pendant qu'il produit lui-même des mouvements avec son bras. Or, la section de l'introduction consacrée à [interaction avec un bras artificiel](#) a présenté comment cette observation pouvait affecter la production de mouvements au travers de l'amorçage visuomoteur. Suivant la distinction de [Bouquet et al. \(2007\)](#) entre informations statiques et dynamiques, il apparaît que chaque condition de cette expérience véhicule des informations statiques identiques. En effet, elles s'appuient toutes deux sur le même bras robotique, dont la forme (*i.e.* enveloppe corporelle) et la structure mécanique (*i.e.* squelette) sont constantes tout au long de l'expérience. Cependant, chaque condition expérimentale produit des coordinations motrices différentes, ce qui véhicule une information dynamique différente *via* le comportement du robot. De façon évidente, une incongruence entre mouvements observés et produits par le participant est davantage susceptible d'intervenir lorsque le robot adopte des postures biologiquement invraisemblables. De ce fait, les perturbations causées par l'amorçage visuomoteur risquent moins d'affecter le pilotage du robot dans la condition de vraisemblance biologique des postures.

D'autre part, le pilotage du robot à partir de mouvements du bras du participant est susceptible d'induire un transfert d'incarnation de celui-ci vers le robot ([Ogawa et al., 2012](#)). Relativement à la définition à deux facettes de l'incarnation, le cadre de cette expérience stimule davantage l'agentivité que la propriété corporelle. En effet, les retours sensoriels fournis par le dispositif reposent principalement sur la modalité visuelle et ne comportent aucune composante tactile, ce qui limite la possibilité d'induire des stimulations congruentes de plusieurs modalités sensorielles. Dans ce contexte, lorsque le robot adopte des postures biologiquement plausibles, la similitude entre les angles articulaires du robot et ceux du bras du participant pourrait mener celui-ci à avoir l'impression qu'il pilote effectivement ces articulations, renforçant ainsi la sensation d'agentivité. De plus, le décalage spatial induit par le placement du robot à côté du participant est plus susceptible de perturber la sensation de propriété corporelle que la sensation d'agentivité ([Kalckert et Ehrsson, 2012](#)). En ce qui concerne l'usage de prothèse, les travaux d'([Imaizumi et al., 2016](#)) s'intéressant à l'effet de incarnation d'une prothèse sur le maintien postural de la personne handicapée rapportent que l'agentivité joue un rôle plus décisif que la propriété corporelle dans cet effet. Les résultats de ces travaux suggèrent que l'induction d'un transfert d'incarnation vers le bras robotique serait plus forte avec des coordinations motrices biologiquement vraisemblables qu'avec des coordinations invraisemblables.

Dans le contexte de cette expérience, les éléments concernant l'amorçage visuomoteur aussi bien que le transfert d'incarnation supportent l'hypothèse selon laquelle de meilleures performances de pilotage du robot seront atteinte lorsque celui-ci adopte des postures biologiquement vraisemblables plutôt qu'in vraisemblables.

2 Dispositif expérimental

Cette expérience s'appuie sur le robot Reachy en tant que plateforme expérimentale, qui se substitue à une véritable prothèse et est pilotée en continu par le participant. Le dispositif associe à ce robot plusieurs des outils décrits dans le [premier chapitre](#) de la partie précédente à des fins de pilotage du robot, mais aussi de mesure et recueil de données expérimentales. Cette section décrit la façon dont ces différents composants s'organisent pour remplir leurs fonctions, ainsi que la place du participant au sein de ce dispositif.

A Organisation du dispositif

Le participant est assis sur une chaise tandis que le robot est placé à sa gauche, son épaule étant solidement fixée à un mur. La hauteur à laquelle est fixé le robot est ajustée de façon à ce que son épaule soit située approximativement au même niveau que celle du participant. Le participant fait face à la même direction que le bras robotique et est installé légèrement derrière celui-ci, de telle sorte que le robot est situé plutôt dans la partie frontale de son champ de vision. De cette façon, le participant est également hors de portée du robot, ce qui le met à l'abri de mouvements imprévus ou brusques qui pourraient s'avérer dangereux.

Le bras du participant est équipé de douze marqueurs réfléchissants et fixés au membre par groupe de quatre, à l'aide de brassards. Chaque segment du bras (*i.e.* haut du bras, avant-bras, main) est ainsi associé à un groupe de quatre marqueurs qui définit un « corps rigide ». De cette façon, le dispositif de capture optique de mouvements (Optitrack V120 Trio et logiciel Motive, Natural Point Inc.) peut déterminer l'orientation absolue de chaque segment. Le brassard de la main maintient les doigts du participant de façon à ce que l'index soit tendu et les autres doigts recourbés vers la paume (voir figure I.1). De cette façon, la posture de la main du participant est similaire à celle de la pièce qui constitue l'organe terminal de Reachy. De plus, un des marqueurs réfléchissants de ce brassard est placé au bout d'une tige, à hauteur du bout de l'index. Ce marqueur est appelé « marqueur guide » et matérialise l'extrémité du bras du participant. Enfin, un treizième marqueur réfléchissant est fixé au bout de l'index de Reachy et matérialise l'extrémité du bras robotique.

Un programme développé en langage Python et s'appuyant sur le module OptiRX ([Astанин, 2016](#)) et les bibliothèques de l'écosystème SciPy ([Virtanen *et al.*, 2020](#)) recueille et enregistre les mesures réalisées à 120Hz par le dispositif de capture de mouvement. Ces mesures comprennent

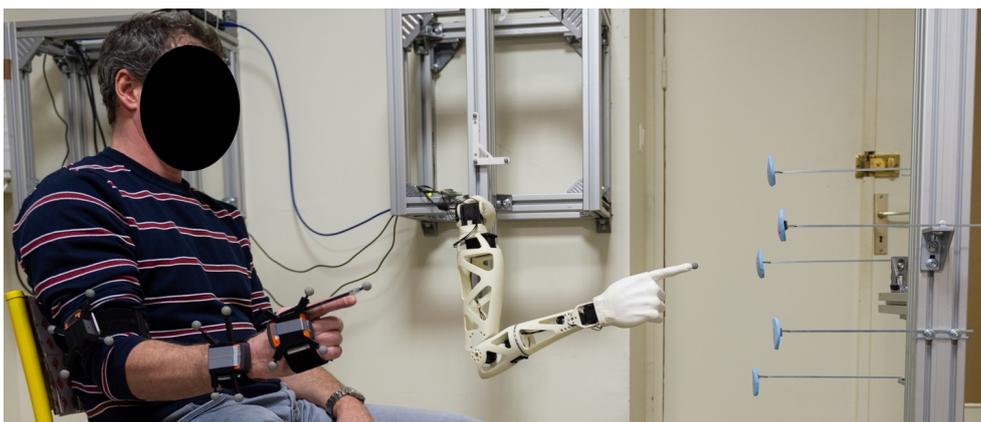


FIGURE I.1 – *Dispositif expérimental : le participant et le robot sont placés dans la même direction et font face à l'ensemble de cibles, matérialisées par des disques en mousse.*

les trajectoires du marqueur guide et du marqueur de l'index du robot, ainsi que les orientations des segments du bras du participant, qui permettent de calculer « hors ligne » (*a posteriori*) les angles articulaires correspondant. Ce calcul repose sur la méthode décrite dans la section II.3 traitant de la [correspondance entre bras réel et bras virtuel](#) et emploie le même modèle cinématique à sept degrés de liberté. Afin de limiter l'occurrence de déplacements du tronc qui pourraient affecter la mesure de ses mouvements de bras, il est demandé au participant de maintenir son dos contre le dossier de la chaise tout au long de l'expérience. Dans le même temps, les angles articulaires du robot sont recueillis à partir des mesures des capteurs de rotation intégrés aux moteurs, et enregistrés.

Un ensemble de cinq cibles est disposé dans l'espace accessible au robot situé face à lui. Les cibles sont des sphères de 25mm de rayon délimitant une zone en trois dimensions, mais sont matérialisées à l'aide de disques de mousse, de façon à permettre à l'extrémité du robot de physiquement entrer dans la zone d'une cible. Chaque disque coïncide avec une cible par son centre et son rayon, et est placée verticalement de façon à présenter une de ses faces au robot. De cette façon, le participant est en mesure de visuellement identifier la position et la taille d'une cible au sein de l'espace opérationnel du robot. Les disques en mousse sont maintenus en position à l'aide de ressorts, de façon à ce qu'un choc avec le robot n'endommage pas le montage et qu'un disque revienne à sa position initiale après un contact avec le robot.

B Génération de posture

Au cours de l'expérience, le participant commande les mouvements du robot en déplaçant sa propre main dans son espace péri-personnel, suivant la méthode décrite dans la section relative au [pilotage par la position de l'extrémité](#). Le dispositif mis en œuvre dans cette expérience emploie IKPy en tant que modèle inverse, afin de pouvoir élaborer différentes stratégies de génération de posture en modifiant la fonction de coût à minimiser. Cette modification de la fonction de coût prend la forme d'un terme supplémentaire, dit de **régularisation**, qui biaise

la résolution vers une classe de postures donnée. L'expression de ce terme est inspirée d'un principe décrit par (Cruse, 1986) et associe un coût individuel à chaque articulation, en fonction de l'écart entre sa position angulaire courante et une position angulaire de référence. Pour une articulation i , le calcul de ce coût individuel dépend de deux paramètres : l'angle de référence, dit **angle régulier** et noté α_i , et un poids noté p_i . Le terme donne ensuite la valeur totale du coût supplémentaire issu de l'ensemble des coûts individuels, qui correspond à la norme de second ordre du vecteur des écarts pondérés aux angles réguliers :

$$R = \sqrt{\sum_i (p_i (q_i - \alpha_i))^2} \quad (I.1)$$

où q_i est la position angulaire courante de l'articulation i . Ce terme de régularisation est ensuite ajouté à la distance euclidienne entre la position 3D de la cible à atteindre et la position 3D de l'extrémité du robot.

Dans le cadre de la génération de postures pour Reachy, la définition d'un terme de régularisation requiert donc de choisir quatorze paramètres, deux pour chacun des sept degrés de liberté. De cette façon, chaque stratégie de génération de postures correspond à un jeu différent de quatorze paramètres. L'ensemble des angles réguliers définit une posture « idéale » vers laquelle la résolution est biaisée, tandis que les poids définissent la prépondérance de chaque articulation dans le coût total. Un poids plus élevé associé à une articulation donnée résulte en un impact plus important de son écart à son angle régulier sur le terme de régularisation.

Les paramètres définissant la première stratégie de génération de posture sont choisis de façon à biaiser la résolution vers des postures biologiquement vraisemblables relativement à des mouvements d'atteintes naturels d'un bras humain. À cette fin, les angles réguliers prennent des valeurs assez distantes des limites articulaires (voir table I.1) et définissent une posture « idéale » qui correspondrait à une posture de repos confortable pour un humain (voir figure I.2, A et B). De plus, le poids appliqué à la rotation humérale est légèrement inférieur à ceux des autres articulations, étant donné l'impact plus réduit de la rotation de cette articulation sur les couples générés par la gravité sur les actionneurs du robot. Enfin, les trois articulations les plus distales du robot (prono-supination de l'avant-bras, flexion-extension du poignet, déviation radiale-ulnaire) sont fixés dans une position neutre au cours des mouvements.

À l'inverse, la seconde stratégie de génération de posture est élaborée pour produire des postures biologiquement invraisemblables. Pour obtenir un tel résultat, les angles réguliers sont choisis pour que les articulations aient tendance à atteindre des positions angulaires hors de leur « zone de confort » ou proches de leurs valeurs limites (voir figure I.2, C et D). En particulier, les postures générées suivant cette stratégie ont tendance à ramener le coude vers l'intérieur et comporter des rotations excessives vers la supination de l'avant-bras, l'extension du poignet et la

déviations ulnaire. De plus, les poids sont répartis de façon à ce que le modèle inverse privilégie des déviations des articulations distales plutôt que proximales lors de la résolution.

TABLE I.1 – Paramètres de régularisation définissant les stratégies « bio » et « non bio ». *FlexEp* : flexion de l'épaule, *AbdEp* : abduction de l'épaule, *RotHum* : rotation humérale, *FlexCoude* : flexion du coude, *SupAvBras* : supination de l'avant-bras, *DevUln* : déviation ulnaire, *ExtPoign* : extension du poignet.

Articulations		FlexEp	AbdEp	RotHum	FlexCoude	SupAvBras	DevUln	ExtPoign
« Bio »	Poids	0.013	0.013	0.0065	0.013	0.02275	0.026	0.026
	Angle régulier	0	20	0	75	0	0	0
« Non bio »	Poids	0.0075	0.015	0.0225	0.0075	0.0225	0.0225	0.015
	Angle régulier	20	5	-25	70	40	25	35

La première stratégie est appelée stratégie « bio », tandis que la seconde est appelée stratégie « non bio ». Il est à noter que l'appellation « bio », employée ici pour des raisons pratiques, doit être comprise comme une abréviation de « bio-inspiré » plutôt que « bio-mimétique » ou « biologique » au sens strict. Étant donné que chacune de ces deux stratégies est associée à une condition expérimentale, on parle de la même façon de condition « bio » ou « non bio ».

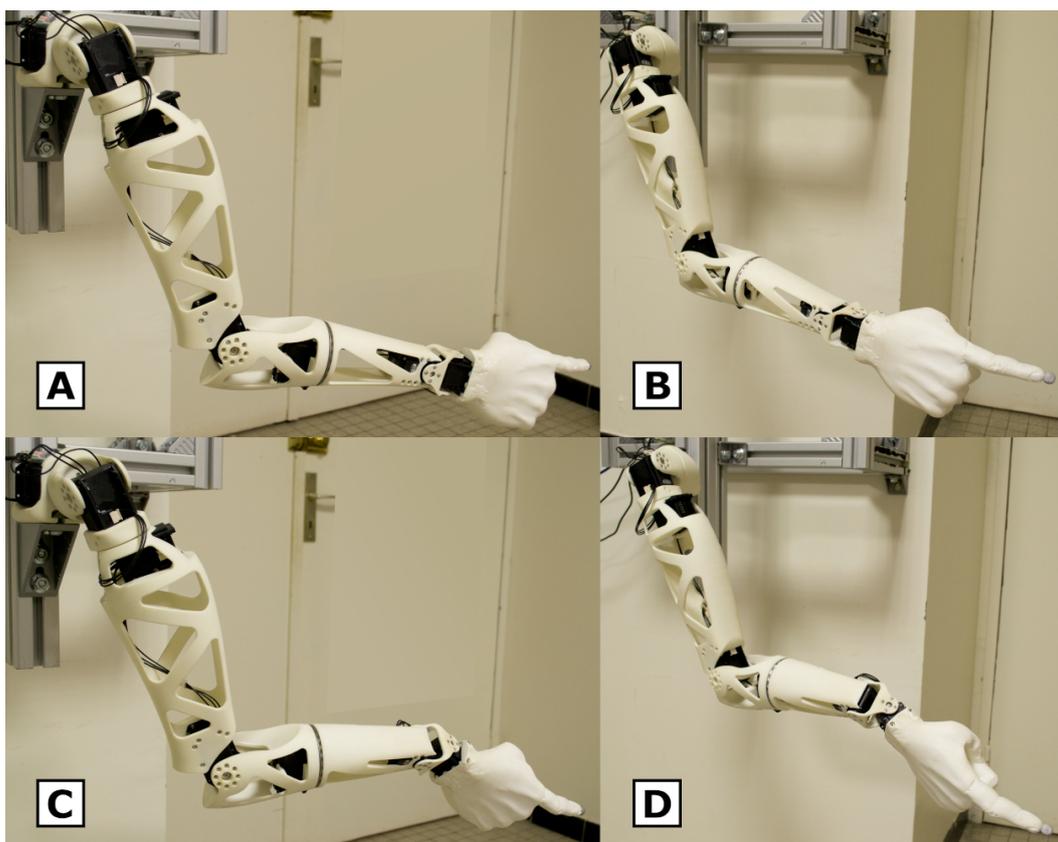


FIGURE I.2 – Postures moyennes du robot à l'instant de la première entrée dans la zone de la troisième cible. **A et B** : avec la stratégie « bio ». **C et D** : avec la stratégie « non bio ».

3 Protocole

L'expérience décrite dans ce chapitre fut menée auprès de 22 participants valides (13 hommes) âgés de 19 à 25 ans (moyenne 21,8; écart-type 1,13). Tous les participants étaient droitiers et dotés d'une vue normale ou corrigée. Aucun participant ne souffrait de trouble moteur ou neurologique qui pourrait affecter leur capacité à réaliser la tâche. La passation d'une expérience durait entre 45 et 75 minutes, et aucun participant n'a rapporté se sentir fatigué à l'issue de celle-ci.

A Tâche

L'expérience s'appuie sur une tâche d'atteinte et maintien sur cible, au cours de laquelle le participant doit piloter le robot de façon à placer l'extrémité de celui-ci à l'intérieur d'une des cinq cibles sphériques et l'y garder pendant 800 millisecondes. La position du centre de chaque cible est connue suite à un étalonnage et considérée comme constante, tandis que la position du marqueur matérialisant l'extrémité du robot est mesurée en continu par le dispositif de capture optique de mouvement. Ainsi, à tout instant, le logiciel gérant le déroulement de l'expérience peut déterminer si cette extrémité est à l'intérieur ou non de la zone cible.

Au début de la tâche, afin de satisfaire la correspondance initiale requise par le pilotage en téléopération, les bras du robot et du participant sont tous les deux placés dans la même posture : humérus le long du corps, coude fléchi à 90°, main verticale et index pointant vers l'avant. Le début de la tâche est déclenché manuellement par l'expérimentateur et signalé au participant par un stimulus sonore court et aigu. Cependant, le chronomètre de la tâche n'est déclenché qu'à partir de l'instant où l'index du participant s'éloigne de plus de 2 centimètres de sa position initiale. À partir de cette sortie de la zone de départ (instant $t = 0$), le participant dispose d'un maximum de 15 secondes pour réaliser la tâche.

Tant que l'extrémité du robot est située dans la zone cible, un stimulus sonore différent est émis en continu pour indiquer au participant que l'extrémité est correctement placée. Si le placement correct est maintenu pendant les 800ms ou que le délai imparti de 15s est épuisé, la tâche prend fin immédiatement et l'issue (échec ou réussite) est enregistrée. À partir de cet instant, le participant n'est plus aux commandes du robot, qui est ramené automatiquement à sa posture initiale. Un stimulus sonore long et grave indique que la tâche prend fin et que le robot n'est plus piloté par le participant.

B Phases et plan expérimental

Avant le début de l'expérience, l'expérimentateur présente au participant le principe du pilotage en téléopération : l'extrémité du robot est mise en mouvement conformément au mouvement mesuré de la main du participant dans l'espace. Aucun autre détail n'est donné au participant

en ce qui concerne la génération de posture ou l'emploi d'un modèle géométrique inverse. Après avoir installé les marqueurs réfléchissant et étalonné les instruments de mesure, l'expérimentateur décrit également la tâche en précisant que les cibles sont des sphères « virtuelles » matérialisées par des disques de même rayon, mais délimitant une zone en trois dimensions. Ainsi, le participant est informé du but de la tâche et de ses conditions de réussite. De plus, le déroulement d'une tâche est illustré par un essai « blanc », au cours duquel l'expérimentateur déplace manuellement le robot et présente les différents stimuli sonores émis par le dispositif. Le participant n'effectue aucun essai blanc lui-même et n'a aucune expérience préalable avec le système de pilotage du robot.

Une phase expérimentale correspond à la répétition de trente essais de cette tâche suivant la même stratégie de génération de posture. Au cours d'une phase, l'ordre des cibles à atteindre est mélangé suivant un tirage par bloc : les trente essais sont divisés en six groupes de cinq essais, et pour chaque groupe les cinq cibles sont réparties aléatoirement. De cette façon, chaque cible apparaît six fois dans l'ordre et deux essais consécutifs ne correspondent jamais à la même cible. Cet ordre est commun à tous les participants et toutes les phases expérimentales. Chaque participant effectue deux phases au cours de la passation, chacune correspondant à une des deux stratégies de génération de posture, pour un total de soixante essais. L'ordre des phases est mélangé de telle sorte qu'une moitié des participants commence par la phase employant la stratégie « bio » (groupe I) tandis que l'autre moitié commence par celle employant la stratégie « non bio » (groupe II).

Afin de tenir compte d'une potentielle influence de l'ordre de phase sur le pilotage du robot, les différentes phases expérimentales sont rassemblées en quatre classes, en combinant groupes et phases expérimentales (voir figure I.3). Chaque classe correspond à trente essais par onze participants et est désignée selon la stratégie de génération de posture associée (B ou NB désignant « bio » ou « non bio » respectivement) et la position de la phase au cours de la passation (1^{ère} ou 2^{ème} position).

C Analyses

À l'issue de la période d'inclusion des participants, les données enregistrées au cours de 1320 essais (60 essais \times 22 participants) furent traitées à des fins d'analyse. Les enregistrements de 74 essais (5,6% du jeu de données total) étaient trop perturbés par le bruit de mesure pour permettre un traitement approprié, et furent donc retirés des analyses. Les 1246 essais restants constituent le jeu de données valide. Au sein de celui-ci, le taux de réussite se révéla systématiquement excellent (supérieur à 95%) pour tous les participants, quelle que soit la stratégie de génération de posture. Ce résultat confirme que la tâche n'était pas trop difficile pour les participants, mais souligne également le besoin d'autres critères pour évaluer leurs performances au cours de l'expérience. À cette fin, deux métriques furent conçues pour quantifier les performances

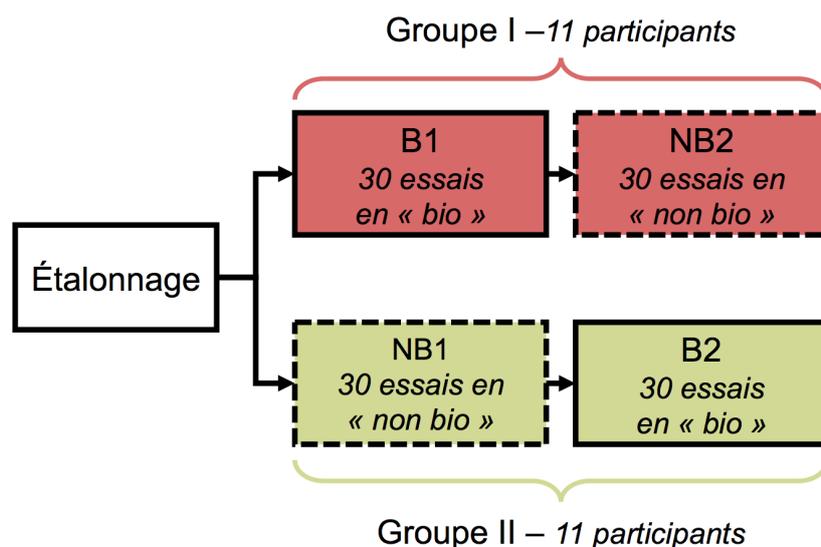


FIGURE I.3 – Plan expérimental : l'ensemble des participants est divisé en deux groupes de taille égale, chacun correspondant à un ordre différent des conditions expérimentales.

atteintes durant la tâche, en s'intéressant à différents aspects du pilotage. Ces métriques furent utilisées pour comparer les deux stratégies de génération de posture, sur la base de la capacité des participants à correctement piloter le robot dans l'une ou l'autre modalité.

La **vitesse d'approche** (VA) évalue la rapidité avec laquelle les participants sont parvenus à piloter le robot jusqu'à la cible. Pour un essai donné, sous réserve que l'extrémité du robot soit entrée au moins une fois dans la zone cible, il est possible de déterminer le **temps d'approche** c'est-à-dire le temps écoulé depuis la sortie de la zone de départ jusqu'à la première entrée dans la zone cible. Sur les 1246 essais valides, un seul essai ne satisfait pas la condition d'occurrence d'au moins une entrée de la zone cible, et pour lequel un temps d'approche ne peut être déterminé. Cependant, étant donné que les cibles sont localisées à différentes distances de la position initiale de l'extrémité du bras du participant, cette mesure de temps n'est pas appropriée pour définir une métrique équitable pour toutes les cibles. Ainsi, l'utilisation de la vitesse d'approche moyenne comme métrique de performance est préférée. Celle-ci est définie comme le rapport de la distance au centre de la cible par le temps d'approche.

La **brieveté du chemin** (BC) se rapporte au contrôle de la trajectoire et à la stabilité du mouvement, en quantifiant la distance totale parcourue par l'extrémité du robot au cours d'une tâche, quelle que soit la durée de celle-ci. En effet, un chemin excessivement long peut être associé à un contrôle moins performant du robot, en cela qu'il serait une conséquence de grandes déviations par rapport au chemin le plus court, ou de multiples allers et retours autour de la cible. La brieveté du chemin est définie comme le rapport de la longueur totale du chemin de l'extrémité du robot par la longueur du chemin le plus court jusqu'à la cible. En l'occurrence, la ligne droite constituant le chemin le plus court est comparable au chemin typiquement emprunté par

l'extrémité du bras lors de mouvements d'atteinte (Morasso, 1981; Soechting et Lacquaniti, 1981).

Pour chacune de ces métriques, les valeurs calculées à partir du jeu de données valide sont triées par classe et donnent lieu à une analyse statistique. En premier lieu, des tests de Kruskal-Wallis sont réalisés pour détecter la présence de différences significatives entre classes. Le cas échéant, des tests *post hoc* de Mann-Whitney sont réalisés sur chaque paire de classes afin d'identifier celles présentant des différences significatives. De multiples tests étant conduits simultanément sur les mêmes données, une correction de Bonferroni est appliquée pour ajuster le seuil de significativité : $\alpha_{corr} = 0,05/6 = 0,0083$

Outre les valeurs de ces métriques de performance, l'analyse des données enregistrées se focalise également sur les postures du bras du participant et du bras robotique à l'instant de la première entrée dans la zone cible. Les premières sont calculées *a posteriori* à partir des orientations de chaque segment du bras telles qu'enregistrées par le dispositif de capture optique de mouvement. Les secondes sont issues des mesures de position angulaire fournies par les capteurs de rotation intégrés aux moteurs. Ces postures à l'entrée de la cible sont considérées comme représentatives du comportement moteur de chaque bras (humain ou robot) lorsque celui-ci atteint son but.

4 Résultats

A Postures de bras à l'entrée dans la cible

Une analyse qualitative de ces angles articulaires à l'instant de la première entrée dans la cible confirme que, de façon globale, les stratégies « bio » et « non bio » génèrent effectivement des postures différentes pour le bras robotique (voir figure I.4). Cette différence est particulièrement frappante pour les trois degrés de liberté les plus distaux, étant donné que ces articulations étaient verrouillées à un angle neutre de 0° par la stratégie « bio », mais préférentiellement sollicitées pour produire de grandes déviations par la stratégie « non bio ». De plus, cette analyse révèle que les distributions des angles articulaires des participants demeurent notablement similaires dans les deux conditions expérimentales. En effet, les médianes et intervalles de valeurs de ces angles apparaissent très proches entre les conditions « bio » et « non bio » pour chacun des sept degrés de liberté.

Enfin, cette analyse permet de vérifier que la stratégie « bio » génère effectivement des postures comparables à celles d'un bras humain. En effet, les distributions des angles articulaires en condition « bio » s'avèrent plutôt similaires entre bras des participants et bras robotique pour la flexion de l'épaule et la flexion du coude. De plus, la supination de l'avant-bras, la dévia-

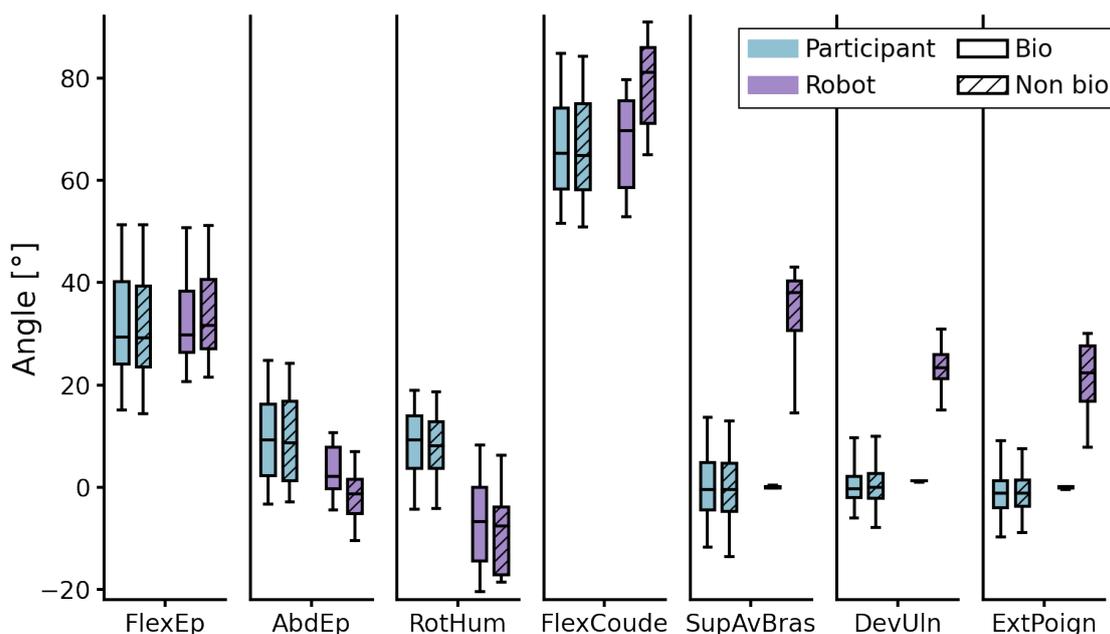


FIGURE I.4 – Distributions des angles articulaires des participants et du robot à l'instant de la première entrée dans la zone cible, pour chaque stratégie de génération de posture. Les boîtes indiquent les premier et troisième quartiles, les moustaches indiquent les cinquième et quatre-vingt-quinzième centiles. Bleu : participants, violet : robot. Uni : condition « bio », hachuré : condition « non bio ». FlexEp : flexion de l'épaule, AbdEp : abduction de l'épaule, RotHum : rotation humérale, FlexCoude : flexion du coude, SupAvBras : supination de l'avant-bras, DevUln : déviation ulnaire, ExtPoign : extension du poignet.

tion ulnaire et l'extension du poignet sont centrées sur des positions angulaires proches de 0° pour les participants comme pour le robot. Cependant, les différences demeurent notables pour l'abduction de l'épaule et la rotation humérale, ce qui indique que les paramètres de régularisation initialement choisis pourraient être raffinés de façon à produire des postures davantage bio-mimétiques.

B Métriques de performance

Bien que le temps d'approche ne soit pas considéré comme une variable dépendante dans le traitement des données, les valeurs de cette mesure sont analysées de façon sommaire afin de fournir des données de référence. En particulier, les temps d'approche s'étendent de 0,66 à 12,92 secondes sur l'ensemble du jeu de données valide, avec une valeur moyenne de 2,87 secondes. Ce résultat souligne qu'en dépit des taux de succès globalement très élevés, la rapidité avec laquelle les participants parviennent à piloter l'extrémité du robot demeure variable.

L'analyse des valeurs de vitesse d'approche moyenne montre que les périodes d'approche étaient plus lentes lorsque les participants réalisaient leur première phase expérimentale suivant la condition « non bio » (voir figure I.5, gauche). En effet, la vitesse d'approche pour la classe NB1 (médiane 7,47 cm/s) est significativement différente de celles des trois autres classes (mé-

dianes supérieures à 8,9 cm/s, $p < 0,0001$). En particulier, en comparant les classes B1 et NB1, c'est-à-dire les premières phases de chaque groupe, ce résultat suggère que les participants se familiarisent plus facilement avec le pilotage du robot lorsque celui-ci suit la stratégie « bio ». Étant donné qu'une telle différence n'est pas observée entre les phases en seconde position (*i.e.* B2 et NB2), cela pourrait indiquer que cet effet s'atténue voire disparaît après une période de première exposition au pilotage du robot. On parle de **période de familiarisation** pour désigner cette période qui, de façon évidente, prend place durant la première phase expérimentale. Il est à noter que cette période ne correspond pas à un bloc d'essais destinés à permettre au participant de s'entraîner.

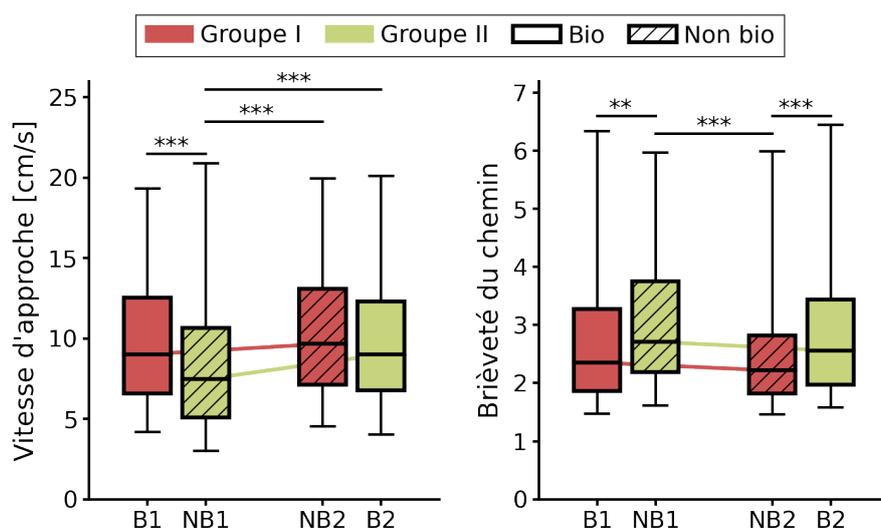


FIGURE I.5 – Résultats des métriques de performance. Les boîtes indiquent les premier et troisième quartiles, les moustaches indiquent les cinquième et quatre-vingt-quinzième centiles. **Gauche** : vitesse d'approche. **Droite** : brièveté du chemin. Rouge : groupe I, jaune : groupe II. Uni : condition « bio », hachuré : condition « non bio ». Les différences significatives sont indiquées par des étoiles : ** $p < 0,001$; *** $p < 0,0001$.

En ce qui concerne la brièveté du chemin (figure I.5, droite), des différences significatives apparaissent entre les classes B1 et NB1 ($p = 0,00028$), NB1 et NB2 ($p = 1,7e-10$), NB2 and B2 ($p = 2,5e-5$). En particulier, les chemins parcourus par l'extrémité du robot sont significativement plus longs pour la classe NB1 (médiane 2,71) que pour la classe B1 (médiane 2,35), ce qui suggère que la qualité de pilotage du robot est détériorée par la stratégie « non bio » au début de l'expérience. À l'inverse, les chemins jusqu'à la cible sont significativement plus courts pour la classe NB2 (médiane 2,22) que pour la classe B2 (médiane 2,56). Ce résultat pourrait indiquer qu'employer la stratégie « bio » auparavant aurait bénéficié aux participants du groupe I durant leur seconde phase, tandis que le fait de réaliser la première phase avec la stratégie « non bio » aurait détérioré les performances des participants du groupe II en seconde phase.

5 Discussion

Il a été établi que la similarité des postures entre bras robotique et bras du participant est susceptible de renforcer la sensation d'agentivité (Kalckert et Ehrsson, 2012), ce qui pourrait avoir un effet bénéfique sur l'intégration du robot aux représentations corporelles du participant (Imai-zumi *et al.*, 2016). D'autre part, l'observation par le participants de mouvements incongruents de la part du bras robotique est de nature à perturber sa propre production de mouvements (Press *et al.*, 2005; Bouquet *et al.*, 2007). Pour ces raisons, il était attendu que les performances atteintes lors de la téléopération du bras robotique soit affectées par la nature biologiquement vraisemblable ou non des postures adoptées par celui-ci. Les résultats rapportés plus haut montrent qu'une telle influence intervient effectivement lors de la première exposition à la tâche de pilotage du robot jusqu'aux cibles. En effet, les participants réalisant leur première phase en condition « bio » obtiennent de meilleures performances (*i.e.* approches plus rapides et chemins plus courts) que les participants réalisant leur première phase en condition « non bio ».

Cependant, aucun effet similaire ne fut identifié lors de la comparaison des performances entre les conditions « bio » et « non bio » pour la seconde phase expérimentale, c'est-à-dire après qu'une période de familiarisation a eu lieu au cours de la phase précédente. Relativement à l'hypothèse selon laquelle une incongruence entre postures du bras du participant et du robot interfère avec le pilotage de celui-ci, ce constat suggère qu'une telle interférence intervient de façon prédominante lors de la première exposition à un nouveau système de pilotage. La familiarisation au pilotage du robot ayant lieu au cours de cette première exposition, ce raisonnement est également supporté par les résultats de Dragan et Srinivasa (2014). En effet, ceux-ci montrent que la familiarisation aux mouvements d'un bras robotique peut rendre ses actions plus prévisibles lorsqu'il produit des mouvements naturels, mais que ce mécanisme « sature » (*i.e.* atteint une borne supérieure) lorsque des mouvements moins naturels sont employés.

D'autre part, au cours de la seconde phase expérimentale, les participants pourraient s'être reposés davantage sur la tendance naturelle des humains à fixer le regard sur l'extrémité du bras qu'ils observent (Matarić et Pomplun, 1998) plutôt que sur le reste du membre. De ce fait, ils pourraient avoir fini par prêter une moindre attention aux postures du robot relativement à la première phase, pour laquelle une influence de la vraisemblance biologique de ces postures est observée. Un tel phénomène serait cohérent avec le fait que plusieurs participants ont rapporté ne pas avoir remarqué de différence dans le comportement du bras robotique d'une phase à l'autre.

De plus, en ce qui concerne la qualité du pilotage du robot dans la même condition mais durant une phase différente, les résultats obtenus indiquent que la stratégie « non bio » a donné lieu à de meilleures performances en seconde phase (NB2) qu'en première (NB1). À l'inverse, aucune différence de performance n'apparaît entre la première et la seconde phases lorsque celles-ci sont réalisées en condition « bio » (B1 et B2). Cela suggère que les participants ayant

réalisé leur seconde phase en condition « non bio » ont bénéficié de leur précédente expérience avec la stratégie « bio » en première phase. De manière opposée, les participants ayant réalisé la seconde phase en condition « bio » n'ont pas bénéficié de, voire ont été perturbés par leur précédente expérience avec la stratégie « non bio ». Ainsi, la condition dans laquelle les participants ont construit leur modèle sensorimoteur du système de téléopération du robot pourrait être plus critique que la nature des coordinations motrices employées par la suite. Une telle interprétation de ces constats rejoint le principe de l'effet de guidage (*guidance* en anglais) intervenant dans l'apprentissage par observation (Shea *et al.*, 2000; Blandin et Proteau, 2000). Cet effet prend la forme d'une amélioration des performances de participants à une tâche lorsque ceux-ci ont préalablement observé un modèle d'exécution de cette tâche, au travers de l'élaboration d'une représentation cognitive de la tâche qui guide ainsi efficacement sa mise en pratique par la suite.

Il est à noter que seulement deux stratégies de génération de posture parmi une infinité de possibles ont été étudiées durant cette expérience. En particulier, les deux jeux de paramètres de régularisation correspondants ont été choisis pour offrir un compromis satisfaisant entre la précision de la résolution par le modèle inverse, le biais introduit dans la sélection de posture et la sécurité du robot. Sur la base du même modèle inverse, d'autres compromis pourraient être envisagés pour obtenir une similitude plus marquée, ou au contraire une incongruence plus importante avec des postures humaines, avec des jeux différents de paramètres de régularisation. De plus, une telle incongruence pourrait être obtenue par une multitude de classes de postures différentes, dont celle employée ici dans la condition « non bio » n'est qu'un exemple. Ainsi, une stratégie « non bio » alternative biaisant la résolution vers une autre classe de postures biologiquement invraisemblables pourrait avoir induit une interférence plus marquée des mouvements du robot sur ceux du participant, accentuant ainsi les différences de performance observées.

On peut également supposer que le verrouillage strict des trois articulations les plus distales ait rendu le comportement du bras robotique plus prévisible, facilitant ainsi le pilotage du robot indépendamment de la nature biologiquement vraisemblable ou non des postures. L'influence de ce verrouillage pourrait être explorée en fixant les angles articulaires à des valeurs peu naturelles ou extrêmes, de façon à obtenir des postures aussi prévisibles mais biologiquement invraisemblables.

En termes d'applications au pilotage d'un bras robotique, les résultats rapportés dans ce chapitre fournissent une base pour des recommandations en faveur de l'emploi de coordinations motrices bio-mimétiques lors de la résolution de la redondance articulaire. De façon évidente, une prothèse de bras ne pourrait être pilotée comme Reachy l'est ici, à partir des mouvements de l'extrémité d'un membre valide. Cependant, des recommandations similaires sont applicables

aux techniques de commande simultanée de prothèse s'appuyant sur des primitives motrices pour réduire la dimension de contrôle.

Ainsi, de telles techniques de commande simultanée pourraient exploiter les coordinations naturelles pour associer entre elles les rotations des multiples articulations d'une prothèse, et ainsi tirer parti d'une réduction de la dimension de contrôle. Suivant un principe similaire, une approche explorée dans la littérature consiste à exploiter la motricité résiduelle du moignon et les coordinations articulaires naturelles pour commander une prothèse (Popovic *et al.*, 2006; Kaliki *et al.*, 2013; Blana *et al.*, 2016; Alshammary *et al.*, 2017; Merad *et al.*, 2018; Garcia-Rosas *et al.*, 2019). Cette approche, qui constitue une piste de choix pour surmonter l'obstacle du pilotage d'un plus grand nombre d'articulations à partir d'une moindre quantité de signaux musculaires, est explorée dans la seconde expérience menée durant cette thèse et décrite dans le chapitre suivant. En effet, dans le cadre du pilotage hybride d'un membre appareillée, les coordinations articulaires fournissent également un moyen d'associer la motricité artificielle de la prothèse à la motricité résiduelle que produit l'utilisateur avec son moignon. Dans ce contexte, les résultats de l'expérience décrite dans ce chapitre suggèrent que l'emploi de coordinations bio-mimétiques par ces techniques de commande n'interférerait pas avec le pilotage de la prothèse.

COMMANDE DE LA MOTRICITÉ DISTALE À PARTIR DE LA MOTRICITÉ PROXIMALE

Cette part des travaux de thèse a donné lieu à la soumission d'un article dans la revue *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (Mick *et al.*), jointe en [annexe](#) de ce manuscrit.

1 Principe

La seconde expérience menée durant cette thèse se rapporte à l'approche de la problématique qui consiste à augmenter la dimension de commande du système à piloter. À cette fin, la commande repose ici non pas sur des signaux myoélectriques mais sur des signaux cinématiques, c'est-à-dire des mesures de mouvements que produit l'utilisateur avec son corps. Appliqué au pilotage d'une prothèse de bras, ce mode de commande peut reposer sur la mesure de la motricité résiduelle du porteur, qui prend la forme de mouvements du moignon auquel la prothèse est fixée. Dans le contexte d'une invalidité trans-humérale, de multiples travaux se sont intéressés à l'emploi de ces mesures de la motricité (proximale) du moignon pour commander les articulations (distales) de la prothèse (Popovic *et al.*, 2006; Kaliki *et al.*, 2013; Blana *et al.*, 2016; Alshammary *et al.*, 2017; Merad *et al.*, 2018; Garcia-Rosas *et al.*, 2019). Cette stratégie de commande repose sur la modélisation de coordinations ou synergies motrices associant les articulations proximales et distales dans les mouvements naturels du bras humain. À partir d'une formulation mathématique de ces relations, il est alors possible de prédire les angles articulaires distaux correspondant aux angles articulaires proximaux mesurés. La commande explorée dans cette expérience emploie une stratégie similaire, en simulant le pilotage hybride d'un membre appareillé d'une prothèse trans-humérale à l'aide de la méthode d'[amputation virtuelle](#) décrite dans la partie précédente (section II.4).

Or, il est à noter que la plupart des mises en œuvre d'un tel mode de commande sont limités au pilotage du seul coude à partir de mouvements d'épaule (Popovic *et al.*, 2006; Alshammary *et al.*, 2017; Merad *et al.*, 2018; Garcia-Rosas *et al.*, 2019). Pour un utilisateur de prothèse trans-humérale, piloter le coude est en principe suffisant pour réaliser des gestes d'atteinte et placer l'organe terminal de la prothèse à une position dans l'espace. Cependant, l'absence de

commande des articulations les plus distales (*e.g.* avant-bras, poignet) se relève limitant dès lors qu'il est nécessaire d'orienter cet organe terminal, par exemple pour saisir un objet ou effectuer une manipulation. Pour étendre la commande à ces articulations les plus distales, des travaux ont exploité la mesure des translations de l'épaule en complément de ses rotations (Kaliki *et al.*, 2008, 2013). En particulier, ces signaux supplémentaires offrent un moyen de commander la pronation-supination de l'avant-bras ainsi que l'ouverture-fermeture d'une main à l'extrémité de la prothèse. Cependant, la commande des deux degrés de liberté du poignet (flexion-extension et déviation radiale-ulnaire) reste à déterminer, pour permettre la saisie d'objets dans des orientations diverses sans exiger d'importants mouvements compensatoires du tronc et de l'épaule.

Vis-à-vis de cette problématique, l'expérience rapportée dans ce chapitre évalue un prototype de commande hybride basée sur l'inclusion d'**informations contextuelles** en complément de la mesure des rotations de l'épaule. Ici, ces informations prennent la forme de données décrivant la position et l'orientation de l'objet à saisir dans l'espace péri-personnel du participant. Elles sont qualifiées de « contextuelles » dans la mesure où elles ne correspondent pas à des ordres transmis par l'utilisateur, mais se rapportent au contenu de l'environnement dans lequel le mouvement est exécuté. L'intégration de ces deux types de mesures se fait au travers de l'entraînement d'un réseau de neurones, qui prend en entrée ces différents signaux de commande pour prédire les angles articulaires distaux (*i.e.* coude, avant-bras et poignet).

À des fins de comparaison, l'expérience met des participants aux commandes d'un bras virtuel suivant deux stratégies de commande différentes, l'une exploitant uniquement les signaux cinématiques de l'épaule tandis que l'autre exploite également les informations contextuelles. À titre de référence, l'expérience évalue également les performances atteintes pour un pilotage naturel du bras virtuel, lorsque celui-ci reproduit les mouvements du bras du participant. De cette façon, cette expérience permet d'aborder les deux questions scientifiques formulées dans la seconde approche de la problématique de thèse. En premier lieu, elle explore à quel point les seules coordinations motrices peuvent être mises à profit pour piloter de multiples articulations distales d'une prothèse trans-humérale. En second lieu, elle fournit une évaluation du bénéfice que peut fournir l'inclusion d'informations contextuelles à la commande.

En effet, l'ajout de tels signaux relatifs à la cible du mouvement pourraient lever certaines ambiguïtés affectant la commande et offrir une meilleure maîtrise de l'orientation de la main. Ainsi, on peut supposer que la stratégie de commande incluant les informations contextuelles permettra aux participants d'atteindre de meilleures performances au pilotage du bras virtuel. En outre, à l'aune des résultats de travaux similaires où seul le coude est piloté suivant des coordinations articulaires, on peut s'attendre à ce que la stratégie n'incluant pas les informations contextuelles soit moins performante du fait d'une moindre qualité du pilotage du poignet. Enfin, ce pilotage

moins performant du poignet pourrait donner lieu à un recours plus important à des mouvements compensatoires du tronc et de l'épaule pour placer l'extrémité dans l'orientation correcte.

2 Dispositif expérimental

Cette expérience emploie le **dispositif de réalité virtuelle** décrit dans la partie précédente (chapitre II) pour mettre le participant aux commandes d'un bras simulé, de façon à ce que celui-ci apparaisse à la place de son bras réel dans l'environnement virtuel. Elle s'appuie sur une tâche de prise et pose d'objet dans l'espace, au cours de laquelle le participant doit placer correctement la main du bras virtuel par rapport à une cible orientée. Cette section décrit le contenu de l'environnement virtuel dans lequel cette tâche prend place, ainsi que les données qui sont employées comme informations contextuelles.

A Tâche

Durant cette expérience, il est demandé au participant de piloter le bras virtuel de façon à atteindre et saisir une bouteille cylindrique à un emplacement donné dans la scène virtuelle (figure II.1 A) puis la poser à un autre emplacement (figure II.1 B). Ici, le mot « tâche » désigne une seule des deux étapes de ce processus : soit l'étape de prise de bouteille, soit l'étape de pose de bouteille. Les participants ne commandent pas les doigts du bras virtuel, la tâche n'implique pas que celui-ci commande la fermeture ou l'ouverture de la main virtuelle pour saisir ou lâcher la bouteille. À la place, le participant accomplit la tâche en maintenant la main virtuelle dans une zone cible pendant une seconde, ce qui déclenche automatiquement la prise ou la pose de la bouteille. Dans l'espace à six dimensions des placements de main (position 3D \times orientation 3D), cette zone cible correspond à la région contenant tous les placements de main avec la même position et la même orientation que la cible, dans une certaine marge. Cette marge est définie par deux paramètres géométriques : une tolérance spatiale et une tolérance angulaire. La première détermine la distance maximale entre le centre de la main et le centre de la cible, tandis que la seconde détermine l'angle maximal entre l'axe de la main et l'axe de la bouteille.

Au cours d'une tâche de prise de bouteille, la main virtuelle est vide et la cible correspond à la bouteille elle-même. Ainsi, le centre de la cible est placé à mi-hauteur de la bouteille et son axe correspond à l'axe de révolution du cylindre qui lui donne sa forme. Au cours d'une tâche de pose de bouteille, la main tient la bouteille et la cible correspond à un petit plateau rectangulaire (voir figure II.1). Ainsi, l'axe de la cible est normal au plan du plateau et son centre est positionné de telle sorte qu'un placement correct de la main amène le dessous de la bouteille contre le plateau. De cette façon, la consigne « placer la bouteille sur le plateau » demeure intuitive pour le participant. En guise de repère visuel, une flèche semi-transparente est liée à la main virtuelle pour indiquer le centre de la main (base de la flèche) et son axe (direction de la flèche). De plus, tant que la main est à l'intérieur la zone cible, la bouteille devient rouge pour

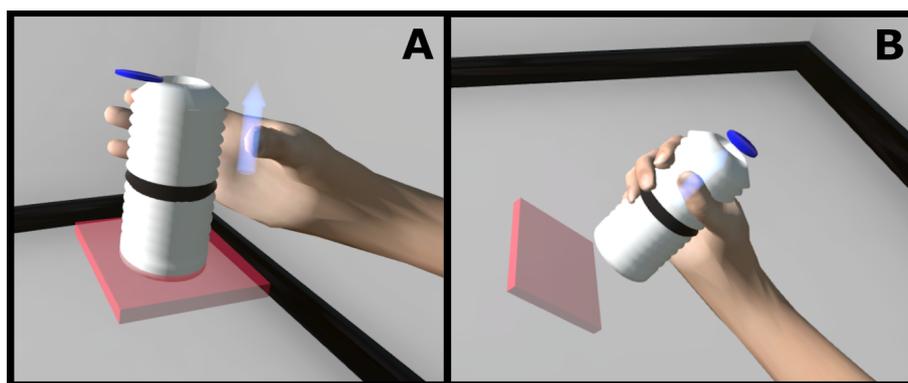


FIGURE II.1 – Les deux types de tâche réalisés durant l'expérience. **A** : prise de la bouteille, immobile et « posée » sur un plateau. **B** : pose de la bouteille sur un autre plateau.

signaler que la main est correctement placée. Enfin, dans ce dispositif, les collisions entre objets virtuels ne sont pas prises en compte, de telle sorte que la main peut traverser une bouteille ou un plateau au cours de la tâche sans affecter le placement de la cible.

Le participant est assis sur une chaise et son point de vue virtuel est situé au centre de la scène dans laquelle la bouteille et les plateaux sont affichés. Son buste n'est pas immobilisé, mais il reçoit la consigne de garder le tronc contre le dossier de la chaise sauf si des mouvements de buste sont nécessaires pour réussir la tâche. Le participant dispose de 15 secondes pour réaliser chaque tâche, prise ou pose. En cas d'épuisement de ce temps imparti, un court signal sonore indique la fin de l'essai en cours et l'essai suivant est déclenché automatiquement. De plus, la main virtuelle prend automatiquement l'état qu'elle aurait eu si la tâche avait été réussie, c'est-à-dire main fermée tenant la bouteille, ou main vide et ouverte.

B Cibles et informations contextuelles

Chaque cible, c'est-à-dire chaque emplacement de prise ou pose de bouteille, est définie par quatre paramètres spatiaux. Trois de ces paramètres sont les coordonnées cartésiennes du centre de la cible dans la scène virtuelle. Le quatrième paramètre est l'angle selon lequel l'objet correspondant (bouteille ou plateau rectangulaire) est orienté dans le plan frontal uniquement. Ce paramètre peut prendre 5 valeurs différentes (en degrés) : -45 ; -22,5 ; 0 ; 22,5 ; 45. Une valeur positive correspond à une rotation dans le sens antihoraire. Les positions possibles du centre de la cible sont réparties suivant une grille orthogonale en trois dimensions (voir figure II.2) dont les mailles sont régulièrement espacées de 8 centimètres avec leurs voisines. La grille est haute de 5 mailles (de haut en bas), large de 5 mailles (de gauche à droite) et profonde de 2 mailles (d'avant en arrière) pour un total de 50 mailles.

La grille est ajustée de façon à ce que son centre soit approximativement aligné avec l'épaule du participant. De cette façon, les positions de cibles couvrent une portion relativement petite de l'espace péri-personnel du participant, correspondant à une région où les atteintes non

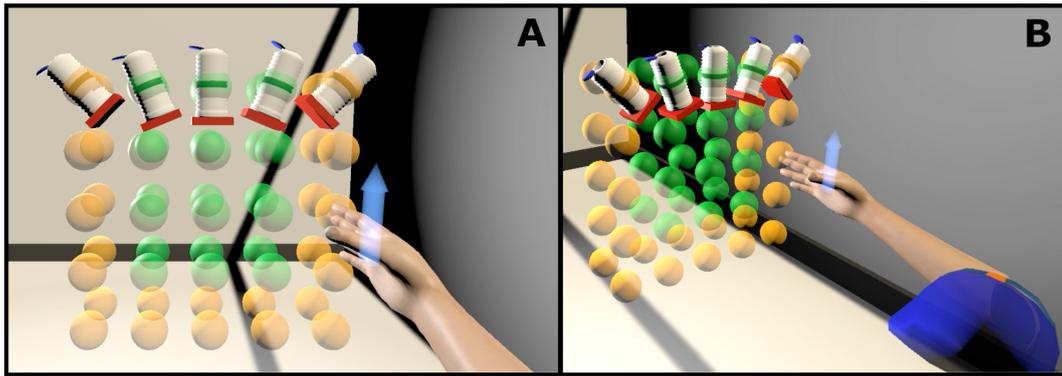


FIGURE II.2 – *Disposition des cibles sur la grille orthogonale, suivant un point de vue égo-centré (A, vue à la « première personne ») ou de trois quarts (B, vue à la « troisième personne »). L'ensemble de cibles entier inclut toutes les sphères (jaunes et vertes) tandis que l'ensemble restreint n'inclut que les sphères vertes. Sur la ligne supérieure de la grille, les 5 orientations possibles de la bouteille et du plateau sont illustrées.*

contraintes se font de façon confortable. Après la procédure d'étalonnage qui permet d'associer le bras virtuel au bras réel, une estimation de la longueur du bras du participant permet de vérifier que toutes les positions de la grille sont accessibles sans mettre le bras dans une posture extrême ou inconfortable.

L'expérience emploie deux ensembles de cibles distincts. L'un est appelé l'**ensemble entier** et inclut toutes les combinaisons des 50 positions avec les 5 orientations, pour un total de 250 cibles. L'autre est appelé l'**ensemble restreint** et inclut les combinaisons de seulement 24 positions avec les 5 orientations, pour un total de 120 cibles. Ces 24 positions sont obtenues en excluant les mailles de la grille les plus à gauche, à droite et en bas (sphères vertes dans la figure II.2). Pour chaque participant, deux ordres de cibles sont générés à partir de ces deux ensembles. Un ordre de cibles définit une séquence alternant entre les emplacements de prise (bouteille) et les emplacements de pose (plateau rectangulaire). Suivant un ordre de cibles donné, les tâches se succèdent sans que le participant n'ait à ramener le bras virtuel dans une posture initiale. De cette façon, la position de la main virtuelle à la fin d'une tâche est aussi sa position au début de la tâche suivante. À la fin d'une tâche de pose, la bouteille et le plateau sont instantanément déplacés vers leurs nouveaux emplacements, de telle sorte que le cycle suivant de prise et pose peut commencer immédiatement.

Le processus de génération d'un ordre de cibles consiste à tirer aléatoirement des cibles d'un ensemble donné de façon à éviter que deux cibles consécutives soient situées à des positions voisines. Ce processus se termine lorsque plus aucune cible adéquate ne peut être tirée pour succéder à la dernière cible tirée. Par conséquent, les ordres de cibles peuvent avoir des tailles différentes selon les participants. Cependant, une contrainte a été implémentée pour qu'un ordre contienne au moins 200 cibles s'il est généré à partir de l'ensemble entier, et au moins 100 cibles s'il est généré à partir de l'ensemble restreint. Pour un participant donné, le même ordre de

cibles est utilisé lors de l'évaluation des performances des différentes stratégies de commande du bras virtuel.

3 Protocole

L'expérience décrite dans ce chapitre fut menée auprès de 10 participants valides (6 hommes) âgés de 23 à 48 ans (moyenne 29,6; écart-type 7,7). Tous les participants étaient droitiers et dotés d'une vue normale ou corrigée. Aucun participant ne souffrait de trouble moteur ou neurologique qui pourrait affecter leur capacité à réaliser la tâche. La passation d'une expérience durait entre 60 et 75 minutes, et aucun participant n'a rapporté se sentir fatigué à l'issue de celle-ci.

Le protocole expérimental est divisé en cinq phases distinctes, chacune comprenant plusieurs répétitions de la tâche. Au sein d'une phase, les essais sont regroupés par blocs de 50, c'est-à-dire 25 cycles de prise et pose de la bouteille. Le participant peut prendre une courte pause (moins d'une minute) entre chaque bloc, de façon à se reposer et relâcher son bras si nécessaire. De plus, le temps nécessaire à la réalisation du bloc précédent est affiché pendant la pause, et le participant est invité à essayer de compléter le bloc suivant en un temps inférieur, du moment que cela ne se fait pas au détriment de la précision ou de la réussite de la tâche.

A Familiarisation et acquisition de données initiale

Le protocole expérimental commence par l'étape d'étalonnage décrite dans la section consacrée au [bras virtuel](#), de telle sorte que celui-ci reproduit initialement les mouvements que le participant réalise avec son propre bras. Lorsque les mouvements du bras virtuel correspondent ainsi à ceux du bras réel, on parle de pilotage par **mimétisme**. Deux ordres de cibles propres au participant sont ensuite générés : un pour chaque ensemble de cibles (entier ou restreint).

La première phase du protocole est une phase de **familiarisation** durant laquelle le participant réalise un seul bloc de 50 essais en pilotant le bras virtuel de cette façon. Aucune donnée expérimentale n'est enregistrée durant ces essais. Les cibles de cette phase suivent les 50 premiers éléments de l'ordre généré à partir de l'ensemble entier. Sur la base d'une expérience pilote, les tolérances spatiale et angulaire sont fixées à 2 centimètres et 5 degrés respectivement. La limite de temps de 15 secondes est désactivée durant cette phase, de telle sorte que le participant n'est pas interrompu durant un essai et peut ainsi librement explorer le comportement du dispositif et les contraintes de la tâche. Dans le cas où le participant se retrouve bloqué sur un essai trop difficile, l'expérimentateur peut déclencher manuellement la fin de l'essai pour que la familiarisation se poursuive.

La deuxième phase du protocole est consacrée à l'**acquisition de données** de mouvements dans le cadre de la tâche de prise et pose de bouteille. Les cibles de cette phase suivent l'ordre

généralisé à partir de l'ensemble entier, pour un total d'au moins 200 essais. De même que pour la familiarisation, ces essais sont réalisés avec le pilotage par mimétisme. La limite de temps de 15 secondes est réactivée pour cette phase et les tolérances spatiale et angulaire conservent leurs valeurs de 2cm et 5°. Les données du dispositif de capture de mouvements sont enregistrées tout au long de cette phase, et comprennent les positions 3D des centres articulaires estimés ainsi que les orientations 3D des segments du bras virtuel. Les enregistrements incluent également les positions et orientations des cibles au cours du temps, ainsi que les instants de début et fin de chaque essai.

B Prédiction d'angles articulaires

Les données enregistrées au cours de cette seconde phase sont filtrées pour ne conserver que les échantillons durant lesquels le placement de la main virtuelle est correct (*i.e.* main dans la zone cible). Ces échantillons sont ensuite traités pour construire un jeu de données d'entraînement. Les angles articulaires sont calculés à partir des orientations des segments du bras virtuel et du modèle cinématique à sept degrés de liberté, suivant la méthode décrite dans la section consacrée au [bras virtuel](#). De cette façon, les mouvements du bras virtuel au cours de cette phase sont décrits par les trajectoires angulaires de ses articulations. De plus, des **informations contextuelles** sont calculées à partir de la position estimée du centre de l'épaule, et de l'emplacement (*i.e.* position et orientation) de la cible. Ces informations contextuelles incluent les coordonnées du vecteur 3D joignant le centre de l'épaule au centre de la cible, ainsi que l'angle de rotation de la cible. Pour chaque échantillon du jeu de données d'entraînement, ces informations contextuelles prennent donc la forme d'un ensemble de quatre valeurs décrivant l'emplacement de la cible dans un référentiel lié à l'épaule.

Ce jeu de données est ensuite employé pour l'entraînement de deux réseaux de neurones artificiels, dont la fonction est de prédire les quatre angles des articulations distales du bras (flexion-extension du coude, pronation-supination de l'avant-bras, déviation radiale-ulnaire et flexion-extension du poignet). Ces deux réseaux produisent les mêmes signaux de sortie mais emploient des signaux d'entrée différents (voir figure II.3). Le premier de ces réseaux, appelé « réseau sans contexte » et noté C-, reçoit en entrée seulement les trois angles articulaires de l'épaule (flexion-extension, abduction-adduction, rotation humérale). Le second, appelé « réseau avec contexte » et noté C+, reçoit en entrée ces trois angles ainsi que les informations contextuelles, pour un total de 7 valeurs.

À l'exception de leur couche d'entrée (de taille 3 et 7 respectivement), les deux réseaux partagent la même architecture de perceptron multi-couche :

- **Couche d'entrée** : 3 ou 7 neurones, selon la présence ou non d'informations contextuelles
- **Première couche cachée** : 256 neurones

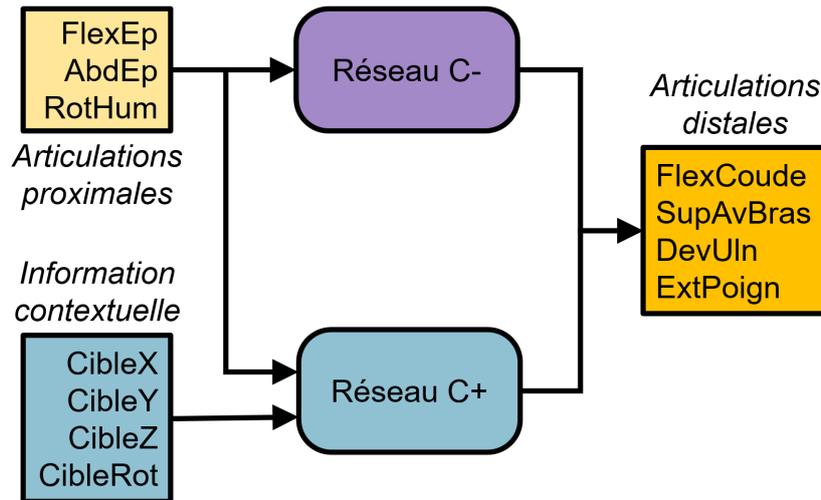


FIGURE II.3 – Diagramme décrivant les entrées et sorties respectives des deux réseaux de neurones. *FlexEp* : flexion de l'épaule, *AbdEp* : abduction de l'épaule, *RotHum* : rotation humérale, *FlexCoude* : flexion du coude, *SupAvBras* : supination de l'avant-bras, *DevUln* : déviation ulnaire, *ExtPoign* : extension du poignet.

- **Seconde couche cachée** : 256 neurones
- **Troisième couche cachée** : couche de « retrait » (*dropout* en anglais). Cette couche intervient comme un crible, qui met à zéro aléatoirement une fraction des sorties des neurones de la couche précédente à chaque itération de l'entraînement.
- **Quatrième couche cachée** : 64 neurones
- **Couche de sortie** : 4 neurones, un pour chaque angle articulaire à prédire

De même que pour le réseau de neurones jouant le rôle de modèle inverse, l'implémentation de ces deux réseaux est réalisée en langage Python à l'aide de l'infrastructure TensorFlow (Abadi *et al.*, 2015) et de la librairie Keras (Chollet *et al.*, 2015).

C Phases de test

Au cours des troisième et quatrième phases du protocole, l'épaule virtuelle continue d'imiter les mouvements d'épaule du participant, mais l'avant-bras et la main du bras virtuel cessent de suivre les mouvements des capteurs correspondants. Suivant le principe de l'**amputation virtuelle**, le coude, l'avant-bras et le poignet virtuels sont commandés à partir des angles articulaires prédits par l'un de ces réseaux. Cette stratégie de commande permet d'émuler le pilotage hybride d'un membre appareillé d'une prothèse trans-humérale, combinant la motricité résiduelle du moignon et la motricité artificielle de la prothèse. Par conséquent, le comportement du bras virtuel ne correspondait pas forcément avec celui du bras réel du participant, qui n'est pas visible au sein de l'environnement virtuel. Par opposition au pilotage par mimétisme, on parle alors de **pilotage hybride** pour désigner cette façon de mouvoir le bras suivant l'amputation virtuelle et les prédictions de l'un ou l'autre des deux réseaux.

Avant le début de la troisième phase, le participant est averti que seul le haut du bras virtuel imite encore ses mouvements réels, tandis que les autres articulations du bras virtuel sont pilotées selon un algorithme basé sur les mouvements de son épaule. Les tolérances spatiale et angulaire sont également élargies pour valoir désormais 4 centimètres et 10 degrés respectivement. Cet assouplissement des contraintes d'entrée dans la zone cible est appliqué de façon à rendre la tâche assez facile pour être réussie avec un pilotage hybride.

Les troisième et quatrième phases du protocole sont appelées phases de **test** dans la mesure où elles sont consacrées à l'évaluation des performances atteinte par un pilotage hybride dans le cadre de la tâche. De cette façon, il est possible de comparer la qualité du pilotage du bras qui peut être atteinte à partir des prédictions de chacun des deux réseaux précédemment entraînés. Pour chaque phase de test, les angles articulaires distaux du bras virtuel sont commandés par les prédictions d'un des deux réseaux, C+ ou C-. L'ordre dans lequel ces réseaux sont employés est contre-balancé sur la population des participants, de telle sorte que la moitié réalise la première phase de test avec C+ tandis que l'autre la réalise avec C- (voir figure II.4).

Les cibles présentées au cours d'une phase de test suivent l'ordre généré à partir de l'ensemble restreint, pour un total d'au moins 100 essais. De cette façon, les prédictions du réseau correspondent à des cibles situées dans la région à l'intérieur de l'espace couvert par les données d'entraînement recueillies lors de la seconde phase. Cette restriction de l'espace de cibles est appliquée de façon à éviter les effets néfastes qui pourraient être causés par une perte de précision de la prédiction aux frontières de l'espace exploré dans le jeu de données l'entraînement. En effet, une expérience pilote a révélé que le pilotage hybride du bras virtuel se détériorait considérablement pour des cibles sur et au-delà des bords de l'ensemble entier. Ce constat pourrait être lié au même phénomène que celui des erreurs de classification causées par les « exemples antagonistes » (*adversarial examples* en anglais) mentionnées dans la littérature sur les réseaux de neurones artificiels (Szegedy *et al.*, 2014).

De même que durant la phase d'acquisition initiale, les emplacements de cible (position et rotation) et les instants de début et fin d'essai sont enregistrés, tandis que les données du dispositif de capture de mouvements sont recueillies tout au long de chaque phase de test. Ces données comprennent les positions 3D des centres articulaires estimés, les orientations 3D des segments du bras virtuel suivant le pilotage hybride, ainsi que les orientations 3D des capteurs eux-mêmes. De cette façon, il est possible de calculer la posture que le bras virtuel aurait prise si le pilotage par mimétisme avait été conservé, c'est-à-dire la posture correspondant à celle du bras réel du participant.

D Phase de référence

Au cours de la cinquième phase du protocole, le pilotage par mimétisme du bras virtuel est rétabli pour que celui-ci reproduise de nouveau les mouvements du bras réel du participant.

Cette phase est qualifiée de phase de **référence** dans la mesure où elle fournit une évaluation des performances atteintes dans le cadre de la tâche lorsque le bras virtuel est piloté à partir des mouvements naturels du bras du participant. Afin de permettre la comparaison avec les phases de test, les cibles présentées durant cette phase suivent l'ordre généré à partir de l'ensemble restreint, et les tolérances conservent leurs valeurs de 4cm et 10°. Les consignes données au participant et les données recueillies par le dispositif sont identiques à celles des phases de test.

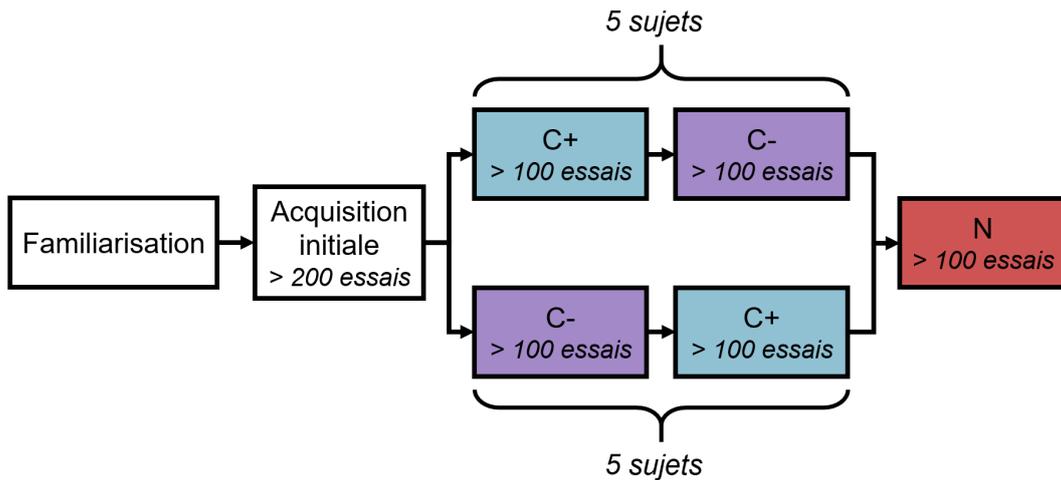


FIGURE II.4 – Déroulement des phases au sein du protocole expérimental. L'ensemble des participants est divisé en deux groupes de taille égale, chacun correspondant à un ordre différent des conditions expérimentales lors des phases de test. **C+** : pilotage hybride par le réseau avec contexte. **C-** : pilotage hybride par le réseau sans contexte. **N** : pilotage par mimétisme reproduisant les mouvements naturels du bras du participant.

4 Analyses

A Évaluation hors ligne de la qualité de prédiction

Une première étape de l'analyse consiste à évaluer « hors ligne » (*i.e.* hors du cadre de la tâche) la qualité des prédictions des réseaux précédemment entraînés, de façon à quantifier à quel point chaque réseau est capable de remplir sa fonction. À titre de « vérité terrain », cette évaluation emploie les données de capture de mouvements recueillies lors de l'acquisition de données initiales (deuxième phase) et la phase de référence (cinquième phase). Durant ces deux phases, le bras virtuel obéissait à un pilotage par mimétisme.

Pour chaque participant, l'évaluation de la qualité de prédiction emploie deux jeux de données, qui sont transmis en entrée des réseaux avec et sans contexte. Le premier jeu de données est le même que celui utilisé pour entraîner les réseaux, généré à partir des enregistrements de la seconde phase. Le second jeu est construit à partir des enregistrements de la phase de référence en appliquant le même filtrage, qui ne conserve que les échantillons au cours desquels la main

virtuelle est dans la zone cible. Pour un jeu de données transmis en entrée, la sortie du réseau prend la forme d'une liste de quadruplets d'angles articulaires prédits, avec autant de quadruplets que d'échantillons donnés en entrée. La qualité de la prédiction est quantifiée en calculant la racine de l'erreur quadratique moyenne (REQM, *root mean square error*, *RMSE* en anglais) entre ces angles prédits par le réseau et les angles réels, tels que calculés à partir des orientations de segments. De cette façon, une valeur de REQM est calculée pour chaque combinaison de participant, réseau (C+ ou C-) et origine du jeu de données (acquisition initiale ou phase de référence).

Afin de comparer les performances atteintes par les participants avec les différentes stratégies de pilotage du bras virtuel, la suite de l'analyse considère trois conditions expérimentales :

- **C+** : pilotage hybride à partir des prédictions du réseau avec contexte
- **C-** : pilotage hybride à partir des prédictions du réseau sans contexte
- **N** : pilotage par mimétisme, reproduisant les mouvements naturels du bras réel

Le jeu de données correspondant inclut donc les enregistrements recueillis lors des phases de test et de la phase de référence, pour un total de 30 phases enregistrées (10 participants \times 3 conditions) desquelles 4062 essais ont été analysés. Sur l'ensemble des conditions, le taux de succès dépasse 90% pour 28 phases sur 30, et seulement une phase a donné lieu à un taux de succès en dessous de 85%. Ce résultat confirme que la tâche pouvait effectivement être réalisée lorsque les participants utilisaient un pilotage hybride du bras virtuel. Il révèle également que d'autres critères sont nécessaires pour quantifier le niveau de performance atteint par les participants dans les différentes conditions. Dans le cadre de cette expérience, deux métriques de performance supplémentaires sont employées à cette fin. Contrairement aux REQM précédemment calculées, ces métriques quantifient les performances « en ligne », c'est-à-dire qu'elles se rapportent aux capacités des participants à réaliser la tâche, telles que mesurées lors des phases expérimentales.

B Volume de dispersion de la position de l'épaule

Le **volume de dispersion de la position de l'épaule** (notée VD) quantifie à quel point les positions successives de l'épaule sont disséminées dans l'espace au cours d'une phase, afin d'évaluer la magnitude des mouvements compensatoires que le participant produit avec son tronc. Cette métrique correspond au volume d'une forme en trois dimensions représentative de la portion de l'espace parcourue par toutes les positions d'épaule enregistrées, telles qu'estimées à partir du capteur du buste. Cette forme est un ellipsoïde dont les dimensions sont proportionnelles à la variabilité des positions d'épaule dans chaque direction de l'espace, et qui contient au moins

90% des positions enregistrées (voir figure II.5). De cette façon, un volume élevé indique que les positions de l'épaule étaient très dispersées.

Par conséquent, il est admis que de hautes valeurs de VD sont associées à des mouvements compensatoires fréquents ou de grande amplitude, produits avec le tronc, la clavicule ou la scapula et déplaçant le centre de l'épaule. À l'inverse, on suppose que de faibles valeurs de VD reflètent seulement la part de motricité scapulo-claviculaire impliquée dans les coordinations motrices naturelles du haut du corps dans les mouvements d'atteinte. Pour des raisons de clarté de formulation, le terme « déplacement d'épaule » désigne ici les mouvements du centre de l'épaule, quels que soient les degrés de liberté du haut du corps qui y participent (e.g. colonne vertébrale, complexe gléno-scapulo-huméral).

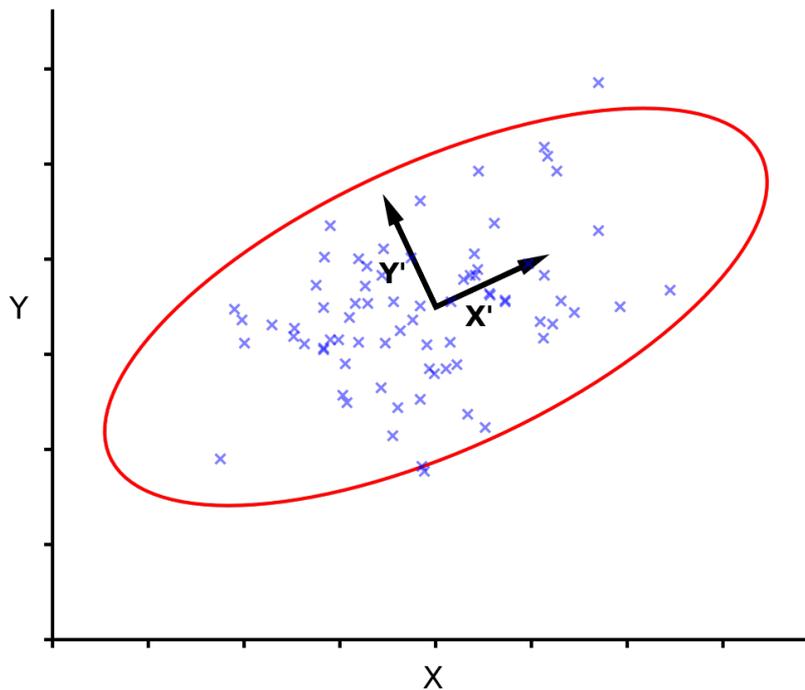


FIGURE II.5 – Illustration, dans un espace à deux dimensions, de la méthode de calcul du volume de dispersion de la position de l'épaule. Les croix bleues forment un nuage de points dont on souhaite évaluer la dispersion. Les vecteurs X' et Y' constituent le référentiel alternatif dans lequel la matrice de covariance de ce nuage de points est diagonale. Ce référentiel est obtenu par une rotation dans le plan, qui ne transforme pas les dimensions. L'ellipse rouge est centrée sur le point moyen du nuage, son demi-grand axe vaut trois fois l'écart-type selon X' et son demi-petit axe vaut trois fois l'écart-type selon Y' . L'aire de cette ellipse donne la valeur de la métrique quantifiant la dispersions du nuage.

Ainsi, cette métrique attribue une valeur à chaque phase, à partir de la trajectoire entière des positions enregistrées du centre estimé de l'épaule. Pour chaque phase considérée, la matrice de covariance Cov_{ep} des coordonnées 3D du centre estimé de l'épaule est calculée sur l'ensemble des échantillons de cette trajectoire. En tant que matrice symétrique, Cov_{ep} est diagonalisable et ses vecteurs propres forment une matrice orthogonale. Le changement de base correspondant

est une transformation isométrique vers un référentiel dans lequel les coordonnées de l'épaule « co-varient » purement selon les axes du repère cartésien. L'ellipsoïde employé pour calculer le VD est ensuite construit dans ce référentiel alternatif. Cet ellipsoïde est centré sur la position moyenne de l'épaule. Suivant chacune des trois directions du repère cartésien, son demi-axe a une longueur valant trois fois l'écart-type de la coordonnée de l'épaule correspondant à cette direction.

Le volume de cet ellipsoïde est calculé à partir de ses demi-rayons et donne la valeur de la métrique VD. À titre de référence, si les positions 3D de l'épaule suivaient une distribution normale multivariée, un tel ellipsoïde contiendrait environ 97% de toutes les positions. Étant donné que le référentiel alternatif est obtenu par une transformation isométrique, le volume calculé dans ce référentiel est égal au volume calculé dans le référentiel original de la scène virtuelle.

C Vitesse d'approche

De même que la vitesse d'approche employée dans l'expérience précédente, cette métrique (notée VA) quantifie la rapidité avec laquelle le participant parvient à placer la main virtuelle dans la zone cible. Dans le cadre de la tâche, une faible valeur de VA indique que le pilotage du bras virtuel permet moins facilement au participant de diriger la main virtuelle jusqu'à la cible. À l'inverse, une haute valeur de VA signifie que le participant est en mesure de piloter efficacement la main virtuelle. Cette métrique attribue une valeur à chaque essai au cours duquel la main virtuelle est entrée au moins une fois dans la zone cible, condition satisfaite par 3918 essais sur 4062 (plus de 96%).

Pour tout essai parmi ceux-ci, un **temps d'approche** peut être calculé, c'est-à-dire le temps écoulé entre le début de l'essai et l'instant de la première entrée de la main virtuelle dans la zone cible. Cependant, étant donné que les positions initiale et finale de la main virtuelle varient d'un essai à un autre, cette mesure temporelle n'est pas appropriée pour constituer une métrique indépendante de l'ordre des cibles. Pour cette raison, la VA est employée à la place, définie comme le rapport de la distance entre le centre de la main au début de l'essai et le centre de la cible, par le temps d'approche.

D Postures d'atteinte moyennes

Afin d'étudier le comportement du bras lorsque le participant accomplit la tâche, cette étape de l'analyse se focalise sur les postures du bras virtuel lorsque la main virtuelle est à l'intérieur de la zone cible. En particulier, elle s'intéresse à la variabilité des angles articulaires lorsqu'elle est maintenue dans la zone cible pour la dernière fois. En effet, une faible variabilité de ces postures d'atteinte indiquerait que le pilotage du bras virtuel donne lieu à un comportement homogène du bras pour amener la main virtuelle à différents emplacements de la scène. À l'in-

verse, une haute variabilité de ces postures révélerait que le participant a recours à des postures de bras notablement différentes pour atteindre les cibles, impliquant possiblement des mouvements compensatoires des articulations proximales.

De même que pour la vitesse d'approche, cette partie de l'analyse n'est applicable qu'aux essais au cours desquels la main virtuelle est entrée au moins une fois dans la zone cible. Elle porte spécifiquement sur les échantillons de la dernière période durant laquelle la main virtuelle est demeurée dans la zone cible, période qui correspond souvent au délai d'une seconde requis pour réussir la tâche. Pour chaque échantillon de cette période, les angles articulaires du bras virtuel sont calculés *a posteriori* à partir des orientations enregistrées des segments virtuels. De plus, pour les échantillons issus des conditions C+ et C-, les enregistrements des orientations des capteurs de mouvement permettent également de calculer les angles articulaires que le bras virtuel aurait adoptés si le pilotage par mimétisme avait été maintenu. Pour chaque articulation et chaque type de pilotage, ces angles sont ensuite moyennés sur l'ensemble des échantillons de la période de maintien. Ainsi, un essai en condition N donne lieu au calcul d'une posture moyenne, tandis qu'un essai en condition C+ ou C- donne lieu au calcul de deux postures moyennes.

Ce traitement résulte donc en cinq groupes de postures de bras composées de 7 angles articulaires. Trois de ces groupes correspondent au comportement authentique du bras virtuel dans les conditions N, C+ et C-. Les deux autres correspondent à un comportement « simulé » du bras virtuel si celui-ci avait continué à reproduire les mouvements naturels du bras du participant, pendant les essais en condition C+ ou C-. Ces deux groupes sont notés respectivement MC+ et MC- pour indiquer qu'ils sont basés sur des données issues des conditions en pilotage hybride, mais représentent un bras hypothétique piloté par mimétisme. Étant donné que les rotations de l'épaule virtuelle suivent celles du bras réel du participant, les angles articulaires de l'épaule sont identiques pour les groupes C+ et MC+ ainsi que pour les groupes C- et MC-. Pour chaque phase, les écarts-types des angles articulaires de ces postures d'atteinte moyennes, regroupés en une série de 10 valeurs (une par participant) pour chaque combinaison d'articulation et groupe. Ces séries de 10 valeurs sont ensuite réparties pour former deux ensembles, comprenant un groupe pour chaque condition :

- Ensemble correspondant au comportement authentique du bras virtuel, c'est-à-dire {**N, C+, C-**}
- Ensemble correspondant au mimétisme du bras réel du participant, c'est-à-dire {**N, MC+, MC-**}

E Analyse en composantes principales des synergies motrices

En complément de l'étude de la variabilité des angles articulaires lors des atteintes, cette partie de l'analyse s'intéresse aux synergies émergentes des angles articulaires du bras virtuel lorsque la cible est atteinte. En comparant ces synergies, il est possible d'évaluer à quel point chaque stratégie de pilotage hybride était similaire à des mouvements naturels de bras en termes de coordinations articulaires. Cette extraction des synergies motrices s'appuie sur une analyse en composantes principales (ACP) menée sur les postures d'atteinte moyennes précédemment calculées. Pour chaque combinaison de participant et groupe, une ACP est conduite sur ces postures et génère 7 composantes principales (CP) qui prennent la forme de vecteurs dans l'espace articulaire à 7 dimensions. Une première étape de l'exploitation des données résultant de ces ACP consiste à comparer entre les cinq groupes (C+, C-, MC+, MC-, N) les fractions cumulées de variance expliquée en considérant de une à sept CP. Dans ce contexte, la part de variance expliquée par un nombre donné de CP représente la prédominance des synergies articulaires correspondantes dans les mouvements du bras.

Une seconde étape consiste à évaluer la similarité entre synergies articulaires extraites des données issues de différents groupes. Cette évaluation repose sur un calcul de la proximité géométrique entre deux sous-espaces générés par les vecteurs des CP respectivement produites par deux ACP distinctes. Ce calcul suit la méthode de comparaison de synergies décrite dans [Bockemühl *et al.* \(2010\)](#) et détaillée ci-après.

Soit un entier $n < 7$; les n premières CP produites par une ACP génèrent un sous-espace dans l'espace articulaire à 7 dimensions. Par construction, les vecteurs correspondant aux composantes principales extraites lors d'une ACP sont tous orthogonaux deux à deux. Ainsi, les n premières composantes principales forment une base orthogonale et génèrent un sous-espace de dimension n dans l'espace des angles articulaires. En normalisant chacun de ces vecteurs, on obtient une base orthonormée décrivant le même sous-espace et pouvant s'écrire sous la forme d'une matrice de vecteurs colonnes, de taille $7 \times n$.

Soient deux matrices U et V construites de cette façon et issues de deux ACP distinctes. L'écart angulaire entre les deux sous-espaces associés est définie comme le plus petit angle de rotation par lequel U est transformé en V . Cet angle est calculé à partir de la plus petite valeur singulière de la matrice $U^T V$, de taille $n \times n$ et dont les coefficients sont les produits scalaires de toutes les paires de vecteurs-colonnes de U et V . Cette valeur singulière minimale peut être estimée numériquement par la méthode de décomposition en valeurs singulières (DVS) et correspond au cosinus de l'angle de rotation minimal. L'écart angulaire entre les sous-espaces est alors donné par :

$$dist(U, V) = \arccos(s_{min}(U^T V)) \quad (\text{II.1})$$

Un écart angulaire faible indique une forte proximité : 0° correspond à l'identité parfaite entre les sous-espaces, tandis que 90° correspond à l'orthogonalité. Ainsi, plus cet écart angulaire est faible, plus les deux synergies articulaires comparées sont similaires. Il est à noter que l'emploi de cette méthode est rendu possible par le fait que toutes les valeurs numériques décrivant les postures de bras sont des angles exprimés en degrés. De ce fait, les sept dimensions de l'espace articulaire sont homogènes, équivalentes en termes d'échelle et ainsi immédiatement comparables.

Deux types de comparaisons entre groupes ont été identifiés pour cette partie de l'analyse :

- Entre un pilotage hybride et le pilotage par mimétisme dans la phase de référence *i.e.* C+ versus N et C- versus N
- Entre un pilotage hybride et le pilotage hypothétique par mimétisme au cours de la même phase de test *i.e.* C+ versus MC+ et C- versus MC-

F Analyses statistiques

Les valeurs de REQM calculées lors de l'évaluation hors ligne de la qualité de prédiction des réseaux sont comparées à l'aide de tests de Student appariés. Pour chaque provenance du jeu de données (acquisition initiale ou phase de référence), un test est réalisé sur les REQM obtenues avec les réseaux C+ et C- (10 valeurs pour chaque réseau, une par participant).

Des tests statistiques sont également réalisés pour comparer les valeurs des autres métriques de performance (*i.e.* VA et VD) obtenues dans les différentes conditions. Bien que le temps d'approche (TA) ne soit pas considéré comme une variable dépendante dans l'exploitation des résultats, cette grandeur a été analysée de manière qualitative à titre de référence, mais pas incluse dans les analyses statistiques. Afin que tous les participants aient le même poids dans l'analyse en dépit de la légère variabilité du nombre d'essais valides, les valeurs de VA et TA sont regroupées par participant et condition puis moyennées sur tous les essais. De cette façon, on obtient une série de 10 valeurs (une par participant) pour chaque combinaison de métrique (VA ou TA) et condition (C+, C- ou N).

Une analyse de variance à une voie (*one-way ANOVA* en anglais) est conduite en premier lieu sur les valeurs de VA et VD pour détecter la présence de différences significatives entre conditions. Selon la vérification des hypothèses de normalité et d'homoscédasticité des distributions des échantillons, cette analyse de variance est menée dans sa forme paramétrique ou à l'aide de l'alternative non-paramétrique que fournit le test de Kruskal-Wallis. Dans les cas où l'analyse de variance indique la présence de différences significatives, des tests *post hoc* (tests de Student appariés ou de Wilcoxon) sont ensuite réalisés pour identifier les paires de condition présentant de telles différences. Du fait de la simultanéité de ces trois tests *post hoc*, une correction de

Bonferroni est appliquée pour ajuster le seuil de significativité : $\alpha_{corr} = 0,05/3 = 0,0167$

Les écarts-types des angles articulaires issus des postures d'atteinte moyennes sont analysés suivant la même méthode. Pour chaque degré de liberté, les valeurs issues des différents groupes de postures sont comparées suivant les ensembles précédemment définis : {C+, C-, N} et {MC+, MC-, N}. Pour les rotations de l'épaule, seul un de ces ensembles est analysé, étant donné qu'ils sont tous deux identiques.

5 Résultats

A Métriques de performance

Quelle que soit l'origine du jeu de données d'évaluation hors ligne (acquisition initiale ou phase de référence), l'erreur entre angles articulaires réels et prédits est significativement plus faible pour le réseau C+ que le réseau C- ($p < 0,00001$). En moyenne, à partir des données issues de l'acquisition initiale, la REQM sur les prédictions du réseau C+ atteint $6,0^\circ$, contre $12,7^\circ$ pour le réseau C-. À partir des données issues de la phase de référence, l'analyse indique des erreurs de prédiction moyennes de $4,0^\circ$ et $9,7^\circ$ pour les réseaux C+ et C-, respectivement. Ces résultats de l'évaluation hors ligne montrent que l'ajout des informations contextuelles aux données d'entrée permet au réseau avec contexte d'atteindre une qualité de prédiction significativement meilleure que celle du réseau sans contexte.

Une analyse qualitative des temps d'approche moyens révèle que la condition C- donne lieu aux approches les plus longues. En effet, les temps d'approche moyens dans cette condition sont supérieurs à 1,4s pour tous les participants tandis que ce n'est le cas que pour deux participants sur 10 dans la condition C+, et aucun dans la condition N (voir figure II.6). Cette analyse souligne également qu'en termes de temps d'approche, certains participants employant le pilotage hybride avec le réseau C+ sont parvenus à atteindre un niveau de performance comparable à celui atteint avec le pilotage par mimétisme. De manière globale, les temps d'approche moyennés sur l'ensemble des participants valent 0,82s ; 1,22s et 2,31s pour les conditions N, C+ et C- respectivement.

En ce qui concerne les vitesses d'approche, les résultats apparaissent significativement différents pour chaque condition ($p < 0,001$), en cohérence avec le motif se dégageant des résultats sur les temps d'approche. En particulier, le pilotage hybride avec le réseau C- a donné lieu à des périodes d'approche plus lentes qu'avec le réseau C+ (VA moyennes de 13,6 cm/s et 20,9cm/s respectivement). Ce résultat suggère que le réseau C- fournit un pilotage de moindre qualité, ce qui cause au participant des difficultés à amener la main virtuelle dans la zone cible. Comme on pouvait s'y attendre, les atteintes les plus rapides sont obtenues avec le pilotage par mi-

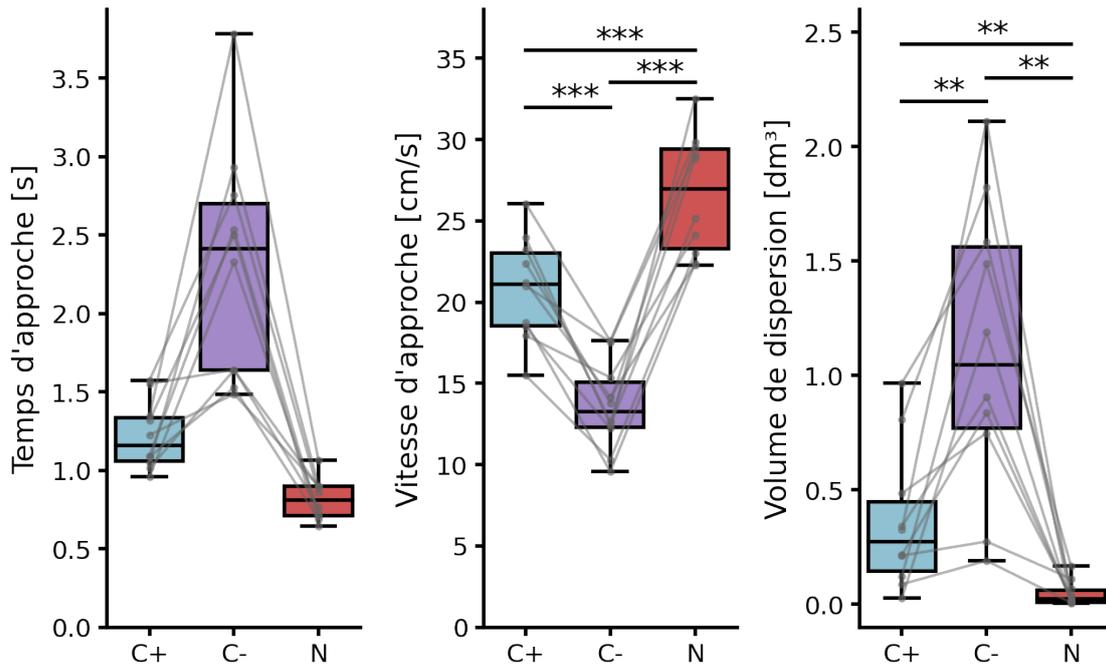


FIGURE II.6 – Résultats des métriques de performance en ligne, moyennées sur l'ensemble des essais. Chaque ligne grise correspond à un participant. Les boîtes indiquent les premier et troisième quartiles, les moustaches indiquent les valeurs minimale et maximale. **Gauche** : temps d'approche. **Milieu** : vitesse d'approche. **Droite** : volume de dispersion de la position de l'épaule. Bleu : pilotage hybride avec réseau C+, violet : pilotage hybride avec réseau C-, rouge : pilotage par mimétisme. Les différences significatives sont indiquées par des étoiles : ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$.

métisme, lorsque le bras virtuel reproduit les mouvements naturels du bras réel (VA moyenne 26,7cm/s).

L'analyse révèle également que la dispersion des positions d'épaule est significativement différente entre chaque paire de conditions ($p < 0,01$). Le pilotage par mimétisme (condition N) a donné lieu à très peu de déplacements d'épaule de la part des participants (VD moyen 47cm³ soit environ le tiers du volume d'une balle de tennis). Ce volume est vraisemblablement celui correspondant à la part de motricité scapulo-claviculaire naturellement présente dans les mouvements d'atteinte. À l'opposé, les participants ont tendance à produire bien plus de déplacements d'épaule lorsque le bras virtuel obéit à un pilotage hybride avec le réseau C- (VD moyen 1,12dm³, soit environ sept fois le volume d'une balle de tennis). La condition C- se caractérise également par une importante variabilité entre participants. En effet, certains d'entre eux parviennent à accomplir la tâche avec une part réduite de déplacements d'épaule (VD minimal 0,19dm³) tandis que d'autres doivent avoir recours à de très larges ou fréquents déplacements d'épaule (VD maximal 2,11dm³). Dans de tels cas, les déplacements d'épaule dépassent largement l'amplitude de la motricité scapulo-claviculaire, ce qui implique que des mouvements compensatoires ont été produits avec le tronc. Pour tous les participants, la dispersion des positions de l'épaule était plus faible pour un pilotage hybride avec le réseau C+ (VD moyen

0,36dm³, soit environ trois fois le volume d'une balle de tennis) qu'avec le réseau C-. Pour certains participants, le volume de dispersion dans la condition C+ se révèle du même ordre de grandeur que celui obtenu dans la condition N.

B Variabilité des postures d'atteinte

Cette partie de l'analyse s'intéresse en premier lieu aux postures d'atteinte moyennes de l'ensemble {C+, C-, N}, qui décrivent le comportement authentique du bras virtuel, tel que piloté par le participant et visible dans la scène virtuelle durant les phases expérimentales. Pour la flexion du coude, aucune différence entre groupes n'est révélée par l'analyse (écarts-types moyen autour de 20°). En ce qui concerne l'abduction d'épaule, la variabilité pour le groupe N (écart-type moyen 12,4°) est significativement plus faible que pour les deux autres groupes, C+ et C- (écarts-types moyens supérieurs à 14,8° ; $p < 0,002$). Les angles de rotation humérale du groupe C- (écart-type moyen 24,9°) sont significativement plus variables que ceux des groupes C+ et N (écarts-types moyens SD inférieurs à 21,6° ; $p < 0,006$). En outre, on constate une certaine tendance à la différence entre les groupes C+ et N (écarts-types moyens de 21,6° contre 18,1° respectivement, $p = 0,047$).

Globalement, ce motif de résultats sur deux des trois rotations de l'épaule suggère que ces angles articulaires sont plus variables pour le pilotage hybride, relativement au pilotage par mimétisme (voir figure II.7). Pour une de ces articulations, l'analyse révèle également une variabilité notablement plus élevée en condition C- relativement à la condition C+. Ces résultats sont cohérents avec l'observation de mouvements compensatoires plus importants dans la condition C- que dans la condition C+, ainsi que dans ces deux conditions relativement à la condition N.

En ce qui concerne les articulations distales, la variabilité de la flexion du coude est significativement différente entre chaque paire de groupes de l'ensemble {C+, C-, N}. En particulier, les angles prédits par le réseau C+ sont notablement plus variables que ceux prédits par le réseau C- (écarts-types moyens de 10,3° contre 5,5° respectivement ; $p < 0,0001$). Une différence similaire entre les groupes C+ et C- est observée pour la déviation ulnaire (écarts-types moyens de 12,9° contre 9,4° respectivement ; $p < 0,0002$) mais pas pour la supination de l'avant-bras ou l'extension du poignet. Cependant, l'analyse sur ces deux degrés de liberté révèle que la variabilité de leurs angles articulaires est supérieure suivant le pilotage par mimétisme (écarts-types moyens de 18,6° et 9,4° respectivement) relativement aux deux conditions de pilotage hybride (écarts-types moyens inférieurs à 15,1° et 7,1° respectivement ; $p < 0,007$).

De manière globale, ces résultats suggèrent que les angles articulaires distaux prédits par le réseau C- présentent un certain manque de variabilité qui pourrait détériorer la qualité du pilotage, comme le soulignent les métriques de performance. En particulier, le coude est une articulation essentielle dont l'amplitude angulaire est critique pour la production de mouvements d'atteinte au sein de l'espace péri-personnel entier. Dans ce contexte, une trop faible variabilité

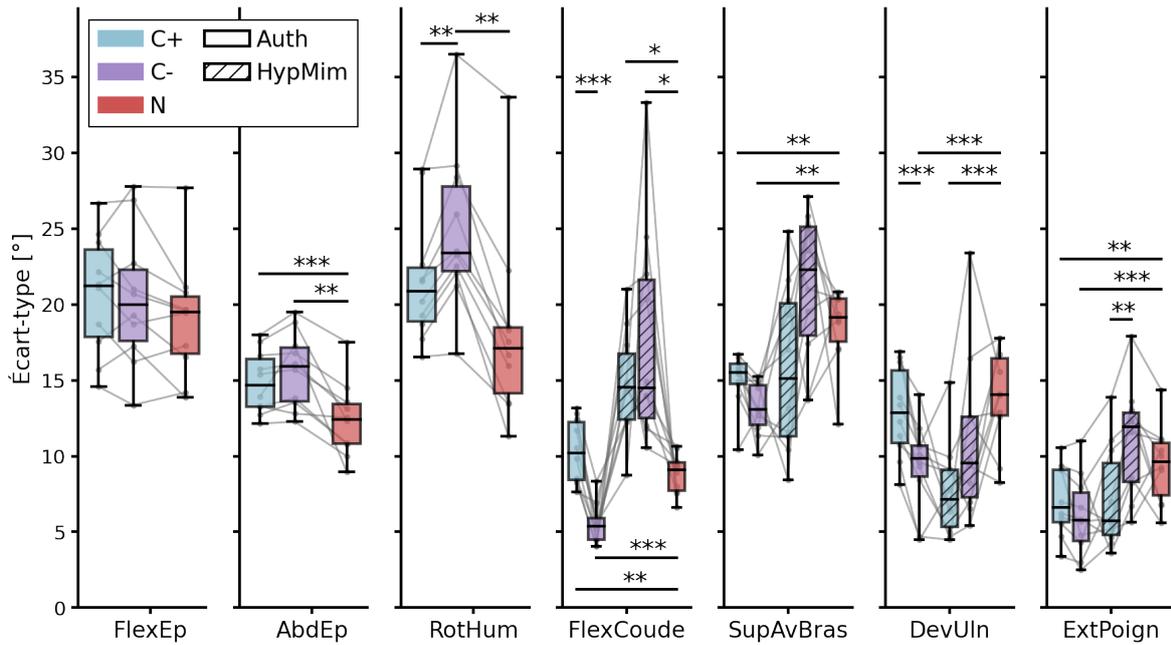


FIGURE II.7 – Variabilité des angles articulaires des postures d'atteinte moyennes. Chaque ligne grise correspond à un participant. Les boîtes indiquent les premier et troisième quartiles, les moustaches indiquent les valeurs minimale et maximale. Bleu : pilotage hybride avec réseau C+, violet : pilotage hybride avec réseau C-, rouge : pilotage par mimétisme. Uni : postures authentiques du bras virtuel, hachuré : postures simulées du pilotage hypothétique par mimétisme. Les différences significatives sont indiquées par des étoiles : * $p < 0,0167$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$.

de cet angle articulaire peut restreindre la portion de l'espace effectivement accessible par des mouvements de bras uniquement, induisant ainsi le recours à davantage de mouvements compensatoires du tronc.

En second lieu, l'analyse des postures d'atteinte moyennes se focalisent sur l'ensemble {MC+, MC-, N} afin d'évaluer à quel point la motricité distale réelle du bras du participant est similaire à celle du bras virtuel, telle que prédite par un des réseaux de neurones. Les mouvements du coude réel produits dans les conditions C+ et C- sont significativement plus variables que dans la condition N (groupes MC+ et MC- : écarts-types moyens inférieurs à $14,6^\circ$; groupe N : écart-type moyen de $8,8^\circ$; $p < 0,006$). L'analyse ne révèle aucune différence significative pour la supination de l'avant-bras. À l'inverse, la variabilité de la déviation ulnaire est significativement plus élevée pour le groupe N (écart-type moyen de $13,9^\circ$) que pour le groupe MC+ (écart-type moyen de $7,8^\circ$; $p < 0,0008$). Enfin, la seule différence significative constatée pour l'extension du poignet concerne les groupes MC+ et MC- (écarts-types moyens de $7,1^\circ$ contre 11° respectivement; $p < 0,003$).

C Synergies motrices

L'analyse des synergies articulaires observées dans les mouvements de bras s'intéresse tout d'abord à la distribution de la variance expliquée parmi les différentes composantes principales (CP) extraites par les ACP. Pour chaque ACP conduite, les CP sont ordonnées par fraction de variance expliquée décroissante, de telle sorte que les premières CP correspondent aux principales synergies apparaissant dans les données de postures d'atteinte moyennes. En effet, plus cette fraction est élevée, plus la coordination articulaire représentée par la CP est prédominante. La part cumulée de la variance expliquée est ensuite calculée pour un nombre de CP allant de 1 à 7. Ces fractions cumulées sont organisées par nombre de CP et groupe, puis moyennées sur l'ensemble des sujets. La distribution moyenne de la variance expliquée est illustrée par la figure II.8.

Cette étape de l'analyse révèle que les CP extraites des postures du groupe C- expliquent globalement plus de variance que celles extraites dans les autres groupes, et en particulier le groupe C+. En effet, pour tous les participants, les fractions cumulées pour un nombre de CP de 2 à 4 étaient supérieures pour le groupe C- que pour le groupe C+. Ainsi, la part de variance expliquée par les trois premières CP atteint une moyenne de 96% pour le groupe C- tandis qu'elle demeure inférieure à 90% pour le groupe C-. Ce résultat est cohérent avec l'observation d'une moindre variabilité des angles articulaires distaux du bras virtuel dans la condition C-, possiblement en lien avec un recours plus important aux déplacements d'épaule compensatoires.

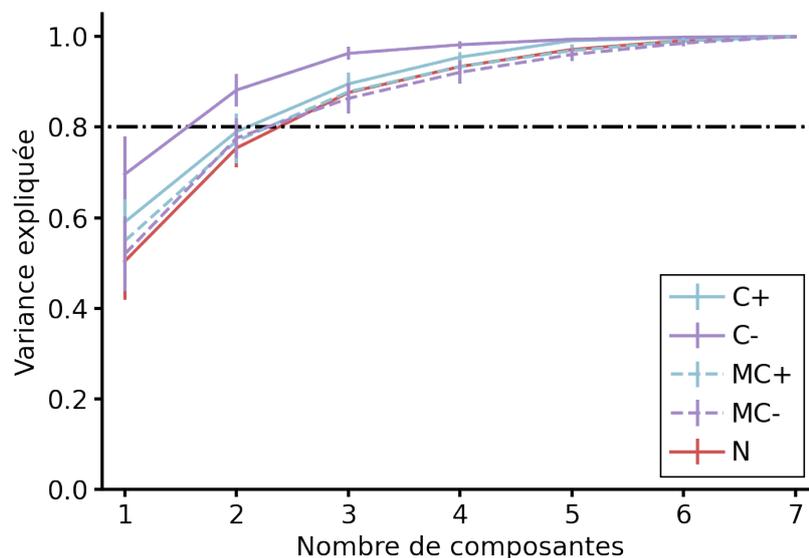


FIGURE II.8 – Fractions cumulées de variance expliquée en fonction du nombre de composantes principales (CP), par groupe. Bleu : condition C+, violet : condition C-, rouge : condition N. Ligne pleine : postures authentiques du bras virtuel, ligne pointillée : postures simulées du pilotage hypothétique par mimétisme. La ligne mixte indique 80% de variance expliquée.

La similarité entre synergies articulaires est ensuite évaluée à partir des mesures de proximité géométrique entre sous-espaces générés par les vecteurs des CP. La méthode détaillée dans la

section consacrée aux **analyses en composantes principales** emploie un calcul d'écart angulaire pour quantifier cette proximité géométrique. Cette méthode requiert de choisir une valeur de n le nombre de CP qui génèrent les sous-espaces ainsi comparés. L'identification des valeurs de n pour lesquelles un tel sous-espace englobe les principales synergies articulaires s'appuie sur les fractions cumulées de variance expliquée précédemment calculées. D'une part, au moins 3 CP sont nécessaires pour expliquer 80% de la variance ou plus pour tous les groupes. D'autre part, employer 6 ou 7 CP réduit notablement le bénéfice qu'offre une décomposition en synergies en termes de réduction de dimension. Pour ces raisons, il a été décidé de considérer des valeurs de n de 3 à 5 dans le cadre de cette étape d'analyse.

La méthode de calcul de l'écart angulaire est appliquée pour réaliser deux types de comparaison entre groupes. D'une part, la comparaison porte sur la similarité entre le pilotage hybride et le pilotage par mimétisme (*i.e.* C+ versus N et C- versus N). D'autre part, l'analyse compare le pilotage hybride avec le pilotage hypothétique par mimétisme simulé à partir des données de la même phase (*i.e.* C+ versus MC+ et C- versus MC-). Pour chaque valeur de n de 3 à 5, les écarts angulaires correspondant à ces quatre comparaisons sont calculés pour chaque participant, donnant ainsi quatre séries de dix angles. Ces séries d'écarts angulaires sont ensuite comparées deux à deux selon le type de comparaison et le nombre de CP, à l'aide de tests de Student appariés ou de Wilcoxon selon la normalité des échantillons. Les résultats de cette étape d'analyse sont rapportés dans la figure II.9.

En ce qui concerne la similarité entre pilotages hybride et par mimétisme, l'analyse révèle que l'écart angulaire entre sous-espaces est significativement plus grand dans la condition C- quand on considère les trois ou cinq premières CP ($p < 0.015$). Ce résultat montre que les principales synergies articulaires émergent du pilotage hybride sont plus proches des synergies naturelles lorsque les angles articulaires distaux sont prédits par le réseau C+ que par le réseau C-. Cette observation est cohérente avec les différences de variabilité des angles articulaires précédemment rapportées. En effet, les écarts-types des angles prédits par le réseau sont plus proches de ceux observés dans les mouvements naturels du bras du participant, tels que reproduits par le pilotage par mimétisme.

Pour la comparaison entre pilotage hybride et pilotage hypothétique par mimétisme, la seule différence significative est constatée entre les sous-espaces générés par les trois premières CP ($p = 0.023$). De nouveaux, les synergies émergent du pilotage hybride sont plus proches de celles du bras réel du participant en condition C+ qu'en condition C- (écarts moyens $49,8^\circ$ contre $71,7^\circ$). L'écart angulaire entre sous-espaces générés par les cinq premières CP semble présenter une tendance similaire, bien qu'aucune différence significative ne soit observée ($p = 0.07$). Globalement, ces résultats suggèrent que les coordinations articulaires apparaissant dans les prédictions du réseau C+ sont plus similaires aux coordinations naturelles que celles émergent des prédictions du réseau C-.

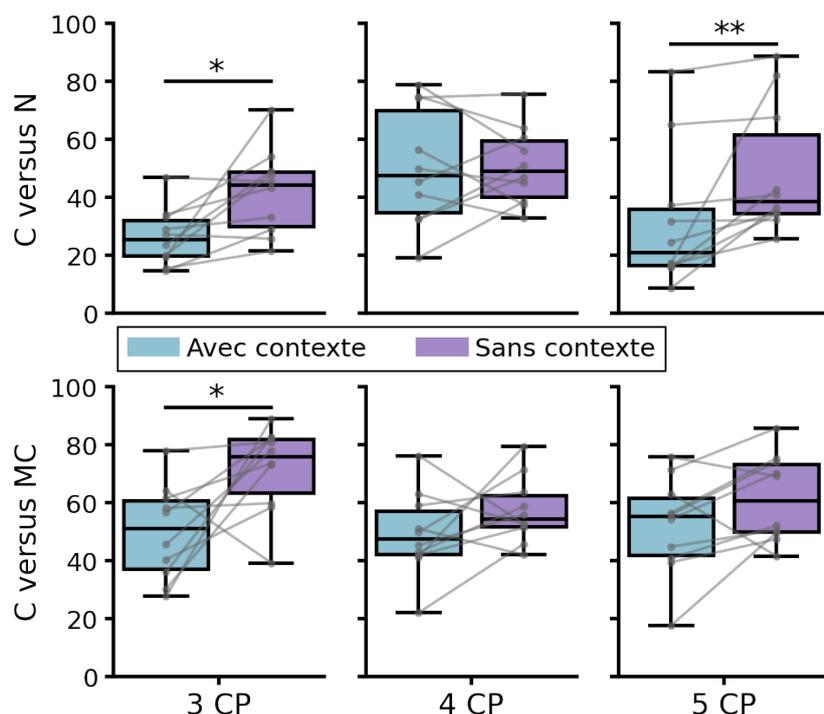


FIGURE II.9 – Résultats sur les écarts angulaires entre sous-espaces générés par les CP. **Haut :** entre pilotages hybride et par mimétisme. Chaque ligne grise correspond à un participant. **Bas :** entre pilotage hybride et pilotage hypothétique par mimétisme dans la même phase de test. Bleu : condition C+, violet : condition C-. Les différences significatives sont indiquées par des étoiles : * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$.

6 Discussion

A Temps et vitesse d'approche

L'analyse des métriques de performances souligne que les temps d'approche dans la condition C+ sont du même ordre de grandeur que dans la condition N, sans que les participants ne se soient entraînés de façon prolongée. En effet, le temps d'approche moyen atteint 1,22s pour le pilotage hybride à partir du réseau avec contexte tandis qu'il atteint 0,82s pour le pilotage par mimétisme. À l'opposé, le temps d'approche moyen pour le pilotage hybride avec le réseau sans contexte est presque deux fois supérieur (TA moyen 2,31s). Toutefois, les vitesses d'approche observées dans la condition C+ sont notablement plus faibles que dans la condition N, ce qui indique qu'une nette marge d'amélioration demeure.

Parmi les nombreux travaux ayant exploré la prédictions d'angles articulaires distaux à partir de la motricité proximale pour le pilotage de prothèse (Popovic *et al.*, 2006; Kaliki *et al.*, 2008; Blana *et al.*, 2016; Alshammery *et al.*, 2017; Merad *et al.*, 2018; Garcia-Rosas *et al.*, 2019), une seule étude proposait un pilotage incluant suffisamment de degrés de liberté distaux pour permettre d'orienter la main (Kaliki *et al.*, 2013). Or, dans le cadre de l'utilisation d'une prothèse de bras, l'orientation de la main est un élément critique de la motricité en cela qu'il permet

de saisir et manipuler des objets de formes variées placés à des positions variées. L'étude décrite dans les travaux de [Kaliki et al. \(2013\)](#) rapporte des temps de mouvement moyens bien supérieurs, même après dix sessions d'entraînement. En effet, à la dixième session, le pilotage par reconstruction (équivalent du pilotage hybride de l'expérience décrite ici) donna lieu à un temps de mouvement moyen de 9,49s, tandis qu'avec le pilotage naturel (équivalent du pilotage par mimétisme), ce temps moyen atteint 5,76s. Il est à noter que la tâche sur laquelle s'appuie cette étude comportait plusieurs étapes : atteindre et saisir une bouteille, l'amener à la bouche, puis la reposer à un emplacement donné. Cependant, les temps d'approche pour la première étape uniquement (atteinte et saisie) demeuraient entre 4 et 6 secondes avec le pilotage par reconstruction, et autour de 3 secondes avec le pilotage naturel.

Plusieurs raisons pourraient expliquer la différence observée ici entre ces temps de mouvement. Tout d'abord, cette première étape de la tâche à réaliser exigeait du participant qu'il commande activement la fermeture de la main sur la bouteille tandis que dans l'expérience rapportée ici, la bouteille était automatiquement saisie au bout d'une seconde de maintien de la main dans un placement correct. Bien que les tolérances définissant la marge de ce placement correct soient assouplies durant les phases de test (4cm et 10° contre 2cm et 5° durant l'acquisition initiale), elles restent plus strictes que les valeurs de 6cm et 30° utilisées dans [Kaliki et al. \(2013\)](#). Il demeure que la commande active de la fermeture de la main est susceptible d'avoir donné lieu à des mouvements plus longs dans cette étude, et devra à terme être intégrée au pilotage de véritables prothèses.

De plus, dans cette étude, le pilotage en reconstruction employé par un participant n'utilisait pas toujours un réseau de neurones entraîné sur des données issues de ce même participant. En effet, les participants alternaient des sessions avec un réseau entraîné sur leurs propres données, mais aussi un réseau « étranger », entraîné sur des données d'un autre individu parmi ceux ayant pris part à l'expérience. Pour un participant donné, ce réseau étranger était choisi pour être celui dont les prédictions étaient les plus mauvaises, de telle sorte que le participant faisait l'expérience du pilotage par reconstruction à la fois dans sa meilleure et sa pire formes. Il est à remarquer que les performances des participants étaient comparables dans les deux cas à l'issue des sessions d'entraînement, ce qui indique qu'ils étaient capables de s'adapter à un pilotage basé sur les données d'autres sujets. Ce constat est encourageant pour l'emploi d'un tel pilotage sur une authentique prothèse, étant donné que celui-ci impliquera nécessairement d'avoir recours à des données de mouvements produites par d'autres individus que le porteur de la prothèse. Dans le cadre de l'expérience rapportée ici, les participants ont systématiquement employé des réseaux de neurones entraînés sur leurs propres données. Par conséquent, la possible détérioration de la qualité du pilotage lors d'un entraînement des réseaux à partir d'autres données reste à étudier.

En outre, dans l'étude de (Kaliki *et al.*, 2013), les mouvements de tronc étaient limités par des bandes élastiques agissant comme un moyen de contention, tandis qu'ils étaient laissés libres dans l'expérience présentée ici. Ce choix est motivé par le souhait de permettre aux participants d'atteindre un taux de succès suffisant dans les différentes conditions, afin que la comparaison entre variables dépendantes demeure pertinente. En effet, l'expérience pilote conduite en amont a clairement montré que la tâche se serait avérée impossible pour certaines cibles et conditions si les mouvements de tronc avaient été restreints. Ici, ce choix s'avère également approprié en cela qu'il offre un axe d'analyse supplémentaire, relatif mouvements compensatoires se manifestant dans les différentes conditions expérimentales.

Bien que les ensembles de cibles employés ici couvrent l'essentiel de la région de l'espace où des gestes d'atteinte sont confortablement réalisés, ils sont bien plus restreints que la région dans laquelle interviennent les mouvements et gestes de bras nécessaires à des activités de la vie courante. De plus, une fois que l'atteinte est exécutée, demeure la question de l'action suivante à réaliser avec l'objet saisi. Suivant cette perspective, l'inclusion d'informations contextuelles au pilotage d'une prothèse nécessitera l'élaboration de stratégies supplémentaires pour tenir compte du large éventail d'action possibles et de l'étendue de l'espace péri-personnel.

B Coordinations articulaires et mouvements compensatoires

Relativement au pilotage hybride à partir du réseau avec contexte, l'observation de déplacements d'épaule plus importants en condition C- coïncide avec le constat que les angles de flexion de coude et de déviation ulnaire prédits par le réseau sans contexte présentent une moindre variabilité. Ces résultats suggèrent que des déplacements d'épaule de plus grande amplitude seraient employés pour compenser le manque d'amplitude de la motricité distale prédite par le réseau de neurones. De plus, les synergies articulaires extraites du pilotage hybride avec le réseau C- s'avèrent moins complexes qu'avec le réseau C+ ainsi que celles extraites des mouvements naturels (pilotage par mimétisme). Ainsi, l'absence d'information contextuelles pour étoffer la définition du but à atteindre résulte en une moindre richesse des angles articulaires prédits, ce qui requiert du participant qu'il ait recours à davantage de mouvements compensatoires pour accomplir la tâche.

D'autre part, les synergies articulaires émergeant des prédictions des réseaux de neurones se révèlent plus proches de synergies naturelles avec le réseau C+ qu'avec le réseau C-. Or, la **première expérience** décrite dans le chapitre précédent montre que la proximité des mouvements d'un bras artificiel avec la motricité naturelles influence la qualité du pilotage par un utilisateur humain. À l'aune de ces résultats, il apparaît donc que l'inclusion d'informations contextuelles peut améliorer le pilotage du bras virtuel en cela qu'elle donne lieu à des coordinations articulaires plus proches de celles d'un bras humain. Ainsi, la prise en compte du contexte dans la prédiction d'angles articulaires distaux permet un pilotage davantage bio-mimétique, ainsi que

des performances de pilotage globalement meilleures et un moindre recours à des mouvements compensatoires.

C Limites et perspectives pour le pilotage d'une prothèse

La section II.1 de la partie précédente a souligné l'intérêt de la simulation d'une prothèse dans un dispositif de réalité virtuelle, intérêt dont témoignent les multiples travaux s'appuyant sur une telle plateforme expérimentale (Hauschild *et al.*, 2007; Kaliki *et al.*, 2013; Blana *et al.*, 2016; Garcia-Rosas *et al.*, 2019). Cependant, le transfert vers d'authentiques prothèses introduit des obstacles supplémentaires affectant la mise en œuvre d'un pilotage hybride. Dans ce contexte, la comparaison des résultats rapportés ici avec ceux de travaux employant des dispositifs robotique tangibles pilotés par un humain (Merad *et al.*, 2020; Mick *et al.*, 2020, 2017) offre des perspectives pertinentes.

Dans les travaux de Merad *et al.* (2020), les participants atteignaient des cibles non orientées en pilotant un coude robotique fixé à leur propre bras et dont la vitesse de rotation est commandée à partir des vitesses de rotation des degrés de liberté de sa propre épaule. Cette étude rapporte un temps de mouvement moyen de 2,4s pour ce pilotage hybride, plus du double du temps de mouvement moyen mesurée pour un pilotage naturel du bras (1,1s). Dans le cadre d'une tâche comparable, le temps d'approche moyen observé dans la première expérience de cette thèse atteint 2,9s lorsque les participants guident l'extrémité d'un bras robotique par des mouvements de leur propre main. Le temps de mouvement augmente jusqu'à des valeurs de l'ordre de 4 ou 5 secondes lorsque l'extrémité d'un bras robotique similaire était dirigée à partir de forces isométriques que produit le bras du participant sur une poignée verticale (Mick *et al.*, 2017).

Ces différences notables de temps de mouvement sont vraisemblablement liées aux considérations mécatroniques qui rentrent en jeu dans la motricité d'un dispositif robotique tangible (voir la section II.1 de la partie précédente). En particulier, les moteurs actionnant les articulations d'un robot luttent contre la gravité et l'inertie tandis qu'un bras virtuel n'est pas soumis à ces contraintes physiques. De plus, l'utilisation d'une prothèse de bras fait également face au problème du glissement entre le moignon et le manchon, qui introduit des erreurs supplémentaires et une potentielle instabilité du dispositif. De telles limites ne s'appliquent pas au dispositif employé dans l'expérience décrite dans ce chapitre.

Bien que les résultats rapportés ici soient prometteurs quant à de futures applications, des défis majeurs restent à relever pour permettre l'intégration d'informations contextuelles dans le cadre de l'usage quotidien d'une prothèse, hors du laboratoire. En premier lieu, l'inclusion d'une commande de l'organe terminal (*i.e.* ouverture-fermeture) est nécessaire pour que la prothèse bénéficie de manière décisive à la qualité de vie de son utilisateur. Cette commande de

la main pourrait s'appuyer sur une commande myoélectrique comparable à celles des appareils du commerce, en complément de la commande des autres articulations distales à partir de la motricité proximale résiduelle. L'étude de Kaliki *et al.* (2013) proposait également une commande proportionnelle de la fermeture de la main à partir de la protraction sterno-claviculaire. Cependant, ce degré de liberté étant naturellement impliqué dans la motricité du bras, découpler la part de rotation destinée à commander la main de celle liée aux synergies motrices naturelles s'est avéré difficile. Suite à une pratique fréquente, il est toutefois possible que des utilisateurs d'authentiques prothèses parviennent à exploiter une telle stratégie de commande en élaborant des stratégies ayant échappé aux participants valides de cette étude.

D'autre part, d'importants progrès techniques et matériels sont nécessaires pour mettre en œuvre un pilotage hybride avec informations contextuelles dans un environnement hors du laboratoire, tel que le domicile ou le lieu de travail. En premier lieu, l'extraction des rotations (et éventuellement translations) de l'épaule peut s'appuyer sur des capteurs inertiels portés par l'utilisateur sur son buste et à son moignon. En effet, les mesures de vitesse et accélération angulaires de ces capteurs permettent de déterminer, après un étalonnage, les orientations relatives d'un capteur par rapport à un autre. Il peuvent ainsi se substituer au dispositif de capture de mouvements employé ici, dont le référentiel est fixe et défini par des appareils immobiles (balises).

En ce qui concerne le recueil d'informations contextuelles, des travaux en vision par ordinateur fournissent des preuves de concept pour la détection automatique d'objet dans le champ visuel (González-Díaz *et al.*, 2019; Pérez de San Roman *et al.*, 2017) à partir de laquelle identifier l'orientation du but à atteindre. Or, l'appareil d'oculométrie monté sur lunettes à partir duquel ces techniques furent élaborées est coûteux et plutôt lourd, ce qui limite les possibilités d'intégration au pilotage d'une authentique prothèse, bien que des alternatives moins chères arrivent sur le marché.

Pour mettre en œuvre le pilotage hybride avec contexte décrit ici, il est également nécessaire de déterminer la position 3D du but détecté dans le champ de vision, relativement au corps de l'utilisateur. Cette opération nécessiterait de transformer les informations spatiales issues du traitement d'image, depuis le référentiel des caméras portées sur la tête du participant vers le référentiel lié à son épaule. L'installation d'un capteur inertielle supplémentaire sur la paire de lunettes permettrait de réaliser un tel calcul. Enfin, l'évaluation de la distance séparant le corps de l'utilisateur de l'objet à atteindre pourrait reposer sur les techniques d'extraction de carte de profondeur à partir d'images binoculaires ou de délai de réflexion lumineuse (*i.e.* télémétrie par lidar). En outre, il est possible que la perception visuelle de l'utilisateur ainsi que la commande basée sur les synergies naturelles suffisent à piloter efficacement l'amplitude d'un geste d'atteinte, sans qu'il soit nécessaire d'intégrer cet aspect supplémentaire de vision par ordinateur.

L'expérience décrite dans ce chapitre montre que l'ajout de signaux de commande supplémentaires sous la forme d'informations contextuelles relatives à la cible peut bénéficier à un pilotage basé sur les coordinations motrices. En effet, le pilotage hybride à partir du réseau avec contexte a permis aux participants d'atteindre de meilleures performances qu'avec le réseau sans contexte, tout en donnant lieu à un moindre recours à des mouvements compensatoires. Bien que des obstacles techniques doivent encore être surmontés avant la mise en œuvre d'un tel pilotage sur une véritable prothèse, ces résultats sont encourageants quant au bénéfice pouvant être tiré de ces informations contextuelles.

CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

RAPPEL DES PRINCIPAUX RÉSULTATS

Les travaux réalisés au cours de cette thèse ont donné lieu à plusieurs contributions à la recherche sur les prothèses robotiques de bras, sous la forme de productions techniques et scientifiques. Ce chapitre dresse un bilan des principaux résultats issus de ces travaux et les replace dans le contexte de la problématique de thèse.

1 Deux plateformes expérimentales

En premier lieu, les contributions techniques de cette thèse prennent la forme de deux plateformes expérimentales, c'est-à-dire deux dispositifs à partir desquels des protocoles expérimentaux peuvent être construits et des questions scientifiques étudiées. Chacune de ces plateformes se compose de plusieurs outils et appareils, associés entre eux pour permettre à un participant humain de piloter un bras artificiel. Dans l'étude des questions scientifiques auxquelles s'intéresse cette thèse, ce bras artificiel joue le rôle d'une prothèse de membre supérieur et fournit un support sur lequel tester et comparer différentes techniques de pilotage.

La première de ces plateformes consiste en un bras robotique anthropomorphe doté de sept articulations et capable d'imiter le comportement d'un bras humain. La plateforme intègre également plusieurs interfaces de commande qui connectent le bras robotique à différents instruments de mesure et permettent ainsi d'asservir les mouvements du robot aux signaux que ces instruments recueillent. Par exemple, une de ces interfaces de commande permet de piloter le robot en dirigeant la position 3D de son extrémité de son bras. Une des applications de cette commande consiste à associer les coordonnées de la main d'un utilisateur humain à celles de l'extrémité du robot, de telle sorte que la main de celui-ci imite en temps réel la trajectoire de la main humaine. En termes d'évolutivité, l'emploi d'une couche logicielle *open source* en langage Python offre également des possibilités d'interfaçage avec de nombreux autres appareils, en vue de concevoir d'autres protocoles et d'explorer d'autres modalités expérimentales.

La seconde plateforme consiste en un dispositif de réalité virtuelle dans lequel les mouvements d'un bras simulé reproduisent la motricité hybride d'un membre appareillé d'une prothèse. Ce comportement est obtenu par la méthode de l'amputation virtuelle, suivant laquelle la partie proximale (*i.e.* épaule) du bras virtuel imite en temps réel les rotations du bras d'un participant

humain, tandis que la partie distale (*i.e.* coude et au-delà) obéit à une commande artificielle. Ainsi, la partie proximale du bras virtuel joue le rôle du moignon tandis que la partie distale est pilotée comme le serait une prothèse, actionnée à partir de signaux de commande communiquant les ordres de l'utilisateur.

Du fait des technologies mises en jeu, le dispositif de réalité virtuelle s'appuie sur de multiples ressources propriétaires « fermées », ce qui réduit la maîtrise que les concepteurs d'expérience ont sur le dispositif. En particulier, les produits Vive™ ne donnent pas accès aux signaux bruts des composants des capteurs de mouvements, mais seulement aux mesures de position et orientation reconstruites à partir de ces signaux. Il n'est pas non plus possible de vérifier ou modifier la façon dont ce système de capture de mouvement traite ces signaux bruts pour les traduire en données de mouvement. De plus, selon la puissance de calcul disponible sur l'ordinateur exécutant la simulation, SteamVR impose certains paramètres de fonctionnement du dispositif tels que la fréquence d'échantillonnage.

Toutefois, ces contraintes concernent principalement la part du dispositif relative à la capture de mouvements. En ce qui concerne la conception d'un protocole (*e.g.* paramètres de la tâche, succession de phases expérimentales), cette plateforme repose sur des briques logicielles développées sur mesure dans l'environnement du simulateur Unity. Ainsi, celles-ci peuvent être réutilisées ou modifiées afin d'élaborer de nouveaux protocoles tout en conservant les éléments sous-tendant le pilotage du bras virtuel par mimétisme ou amputation virtuelle. D'autre part, la méthode de communication entre Unity et un programme Python mise en œuvre dans le cadre de l'amputation virtuelle fournit un moyen indirect d'interfacer la plateforme avec d'autres outils logiciels ou matériels.

Au-delà du cadre temporel de cette thèse, ces contributions techniques sont également destinées à servir de base pour mener d'autres expériences, dans le prolongement des axes de recherche abordés ici. En effet, les deux plateformes décrites ici pourront être réutilisées et modifiées pour répondre aux prochains besoins du laboratoire en matière de dispositifs expérimentaux. À cette fin, la conception et la mise en place de ces plateformes ont aussi donné lieu à la production de documentation et au transfert de compétences, de façon à ce que d'autres expérimentateurs puissent s'approprier les outils développés. Ainsi, l'exploration de techniques de pilotage exploitant les coordinations motrices naturelles pourra se poursuivre à l'aide de ces deux dispositifs expérimentaux, comme présenté dans le chapitre suivant.

2 Familiarisation plus aisée avec un robot aux coordinations motrices bio-inspirées

La première expérience menée durant cette thèse révèle qu'un utilisateur humain est plus à même de se familiariser au pilotage d'un bras robotique lorsque les mouvements de celui-ci pré-

sentent des coordinations motrices proches de celles d'un bras humain. Dans cette expérience, deux modalités de pilotage du bras robotique Reachy sont comparées dans le cadre d'une tâche d'atteinte de cible, au cours de laquelle le participant commande le robot en dirigeant la position de son extrémité dans l'espace. Tirant parti de la redondance articulaire, chaque modalité correspond à une façon différente de choisir une posture du robot pour laquelle son extrémité atteint le but 3D défini par la commande. Ainsi, une première modalité est caractérisée par un choix de postures biologiquement vraisemblables, c'est-à-dire proches de celles que produirait un bras humain au cours de mouvements naturels. À l'opposé, l'autre modalité donne lieu à des postures biologiquement invraisemblables, notablement différentes de la motricité naturelle d'un bras humain.

Les résultats obtenus lors de cette expérience indiquent des différences dans les performances atteintes par les participants selon que le robot adopte des postures biologiquement vraisemblables ou non. En particulier, ces différences montrent que lors de la première exposition d'un participant naïf à ce pilotage du robot, les performances sont moins bonnes lorsque les postures que celui-ci adopte sont biologiquement invraisemblables. Pourtant, les métriques de performances ne révèlent pas de détérioration similaire entre les deux modalités lors de la seconde phase de l'expérience, après que le participant a eu l'occasion de se familiariser avec le fonctionnement du dispositif. Ainsi, ces résultats suggèrent que l'emploi de coordinations motrices plutôt bio-mimétiques, ou tout du moins bio-inspirées, influence positivement la qualité du pilotage principalement durant la période de familiarisation du participant avec le dispositif.

Pour la modalité où les postures du robot sont biologiquement invraisemblables, les résultats montrent également que la qualité du pilotage est meilleure lorsque cette modalité s'applique à la seconde phase expérimentale, c'est-à-dire après que la première phase a été réalisée dans l'autre modalité. Cependant, une telle amélioration n'est pas observée pour la modalité où les postures du robot sont biologiquement vraisemblables : les performances sont comparables que la modalité s'applique à la première ou seconde phase. Ces constats suggèrent que la réalisation d'une première phase avec un pilotage du robot obéissant à des coordinations motrices bio-inspirées bénéficie également à la réalisation de la phase suivante, en cohérence avec l'idée selon laquelle la familiarisation est plus aisée dans cette modalité. Relativement à la problématique de thèse, ces résultats dans leur ensemble montrent que l'emploi de coordinations motrices naturelles peut effectivement bénéficier au pilotage d'une prothèse, en facilitant la familiarisation de l'utilisateur avec le fonctionnement de celle-ci. Cette conclusion, dans la continuité de celle de [Dragan et Srinivasa \(2014\)](#), rejoint en partie l'hypothèse selon laquelle la génération de postures biologiquement vraisemblables est plus favorable au pilotage du robot, du fait d'un transfert d'incarnation plus marqué ([Kalckert et Ehrsson, 2012](#); [Imaizumi *et al.*, 2016](#)) et de moindres perturbations par amorçage visuo-moteur ([Press *et al.*, 2005](#); [Bouquet *et al.*, 2007](#)).

Le mode de commande employé dans cette expérience associe les déplacements de l'extrémité du robot à ceux de la main du participant, de telle sorte que la main du robot imite la trajectoire que produit le participant avec sa propre main. Dans ce contexte, les signaux de commande correspondent aux coordonnées cartésiennes de la main du participant dans son espace péri-personnel. Ainsi, il peut être admis que les participants maîtrisent la commande de façon experte, en cela qu'ils n'ont pas besoin d'entraînement pour déplacer efficacement et précisément leur main jusqu'à une position de leur choix. Cette hypothèse supporte l'idée selon laquelle les différences de performances observées concernent avant tout la familiarisation au comportement cinématique du robot et non au mode de commande. En ce qui concerne le pilotage d'une prothèse, on ne peut évidemment pas compter sur une telle maîtrise de la commande, experte même sans entraînement, de la part des utilisateurs. En effet, les limites de la commande myoélectrique (*e.g.* mesures bruitées, association peu intuitive entre contractions et rotations articulaires) rendent plus difficile pour un utilisateur d'apprendre à piloter la prothèse efficacement et avec fluidité. Dans ce contexte, le recours à des signaux de commande basés sur la motricité résiduelle affranchirait le pilotage de la prothèse de ces limites et faciliterait l'atteinte d'un niveau de maîtrise élevé.

3 Pertinence et limites de l'information contenue dans la motricité proximale pour le pilotage d'une prothèse

La seconde expérience menée au cours de cette thèse montre que la motricité proximale du bras peut être exploitée comme source de signaux de commande afin de piloter un bras artificiel jouant le rôle d'une prothèse. Dans cette expérience, les participants réalisent une tâche de prise et pose d'un objet orienté dans l'espace, à l'aide d'un bras virtuel se substituant à leur membre réel dans un environnement simulé. Suivant la méthode de l'amputation virtuelle, ce bras artificiel peut obéir à un pilotage hybride : ses degrés de liberté proximaux (*i.e.* rotations de l'épaule) imitent les mouvements naturels du haut du bras réel, tandis que ses articulations distales (*i.e.* coude et au-delà) suivent une commande artificielle. Dans le cadre de cette expérience, le pilotage hybride mis en jeu repose sur les coordinations motrices naturelles propres au bras du participant, telles qu'observées lors d'une étape initiale d'acquisition de mouvements. Ainsi, les rotations des articulations distales sont déterminées par la commande artificielle en fonction des rotations naturelles de l'épaule, de telle sorte qu'elles respectent les coordinations motrices naturelles précédemment observées.

Une première modalité expérimentale met les participants aux commandes du bras virtuel suivant un pilotage hybride basé purement sur les signaux cinématiques correspondant aux rotations de leur épaule. La tâche (*i.e.* prise ou pose de l'objet) exige du participant qu'il place la main virtuelle dans une position et une orientation données, suivant des tolérances de 4cm et 10° respectivement. En dépit de ces conditions de réussite plutôt exigeantes, les taux de succès

dans cette modalité montrent que les participants sont presque toujours parvenus à accomplir la tâche en moins de 15 secondes. De plus, l'analyse des métriques de performance indique que le temps d'approche, écoulé entre le début de la tâche et un premier placement correct de la main virtuelle par rapport à la cible, atteignait en moyenne 2,31s dans cette modalité. Relativement à une commande séquentielle, la commande simultanée rendue possible par l'exploitation des coordinations motrices naturelles réduit donc notablement le temps nécessaire à la production d'un mouvement complexe jusqu'à une cible. Il est cependant à noter que le recours à des mouvements compensatoires de buste s'avère souvent décisif dans l'obtention de telles performances.

De plus, seuls quelques participants parviennent à accomplir la tâche en ayant modérément recours aux mouvements compensatoires de buste (*i.e.* VD moyen inférieur à $0,3\text{dm}^3$) tout en atteignant des temps d'approche moyens de l'ordre de 1,5s. Bien que de tels résultats indiquent qu'un tel niveau de performances reste en principe accessible à partir de la seule motricité proximale, il n'est atteint que par une minorité des participants. Toutefois, l'expérience ne durant pas plus de 75min, on peut supposer que les performances globales dans cette modalité s'amélioreraient notablement après une pratique prolongée. Ainsi, ces différents constats appuient la conclusion que les mouvements proximaux tels que ceux d'un moignon constituent des signaux pertinents pour la commande d'une prothèse de bras, mais insuffisantes pour piloter efficacement de multiples degrés de liberté. Ce dernier constat est également à rapprocher du fait que de nombreux prototypes de pilotage de prothèse à partir de la motricité proximale sont restreints à la prédiction de la seule flexion du coude (Popovic *et al.*, 2006; Blana *et al.*, 2016; Alshammary *et al.*, 2017; Merad *et al.*, 2018; Garcia-Rosas *et al.*, 2019) et n'actionnent pas d'articulations plus distales. Dans ce contexte, il apparaît nécessaire de recourir à des signaux de commande additionnels pour compléter les mesures des mouvements résiduelles afin de piloter plusieurs articulations simultanément.

4 Les informations contextuelles améliorent la prédiction de la motricité distale

La seconde expérience étudie également les performances atteintes dans une seconde modalité, où des informations contextuelles sont intégrées au pilotage hybride sous la forme de données relatives à l'emplacement de la cible à atteindre. Dans le cadre de la tâche de prise et pose d'objet, ces signaux de commande supplémentaires permettent au pilotage hybride de lever des ambiguïtés quant aux rotations à appliquer aux articulations distales, par exemple pour atteindre deux cibles à la même position mais dans des orientations différentes. Vis-à-vis de la qualité du pilotage, cette intégration d'informations contextuelles se traduit par une hausse notable des performances des participants, atteignant parfois des niveaux comparables à ceux atteints avec un pilotage naturel. En particulier, si les mouvements de buste avaient été restreints, les partici-

pants auraient été capables d'atteindre la plupart des cibles dans cette modalité, tandis qu'elles auraient été presque toutes inaccessibles avec un pilotage basé uniquement sur les mouvements proximaux.

En effet, pour tous les participants, les temps et vitesses d'approche atteints en moyenne s'améliorent dans cette modalité, relativement à celle mettant en œuvre un pilotage hybride basé seulement sur la motricité proximale. Ces résultats témoignent d'une meilleure capacité du pilotage à placer correctement la main virtuelle sur la cible lorsque les signaux de commande intègrent les informations contextuelles. En particulier, les temps d'approche moyens de l'ordre de 1 à 1,5s se rapprochent de façon encourageante de ceux atteints lorsque le bras virtuel imite les mouvements naturels du bras réel du participant (TA moyen 0,82s). En pratique, une telle rapidité de mouvement ne pourrait être exactement atteinte par une prothèse réelle, étant données les contraintes physiques auxquelles sont soumis ses moteurs et articulations. Cependant, le niveau de performances théorique permis par ce pilotage hybride apparaît nettement supérieur à celui offert par une commande basée seulement sur la motricité proximale, en particulier en ce qui concerne la capacité à piloter simultanément les multiples articulations distales du bras. Sur cet aspect, le prototype testé dans les travaux rapportés ici a l'avantage de baser cette commande simultanée sur un seul opérateur de calcul (en l'occurrence un seul réseau de neurones) plutôt que de recourir à une combinaison d'opérateurs pour prédire les différentes rotations articulaires (Kaliki *et al.*, 2013).

Cette conclusion est également supportée par l'évaluation des mouvements compensatoires produits du tronc, qui révèle que le pilotage hybride exploitant les informations contextuelles donne lieu à bien moins de déplacements d'épaule de la part des participants. En effet, le volume moyen de dispersion de l'épaule mesuré dans cette modalité est plus de trois fois inférieur à celui mesuré lorsque le pilotage hybride exploite seulement les informations cinématiques de l'épaule. Dans le cadre de l'utilisation quotidienne d'une véritable prothèse, ce résultat se traduirait en pratique par une réduction des troubles posturaux et de l'inconfort liés à un recours fréquent aux mouvements compensatoires. Ainsi, l'ajout d'informations contextuelles dans les signaux de commande améliorerait le gain de motricité et de qualité de vie conféré par une prothèse, au travers d'un meilleur contrôle des articulations les plus distales.

FUTURS TRAVAUX

Chacune à leur façon, les deux plateformes élaborées durant cette thèse ont pour fonction de substituer un bras artificiel (robotique ou virtuel) à une véritable prothèse de bras, à des fins expérimentales. Bien qu'elles aient chacune leurs caractéristiques et contraintes pratiques, elles peuvent ainsi être employées pour mettre en œuvre une même technique de pilotage voire un même protocole expérimental. Ainsi, les résultats obtenus lors d'une expérience conduite avec l'une des plateformes pourront être complétés par ceux obtenus lors d'une expérience similaire conduite avec l'autre, moyennant d'éventuelles variations. Les travaux envisagés dans le prolongement de cette thèse s'appuient largement sur ce principe pour étendre les conditions expérimentales étudiées et, à plus long terme, se rapprocher du cadre applicatif des prothèses. En termes pratiques, ce dernier objectif passe en premier lieu par la conception de dispositifs et protocoles fonctionnant avec la participation de personnes handicapées plutôt que de personnes valides.

1 Du bras robotique au bras virtuel

Une première piste pour de futurs travaux consiste à répliquer le pilotage en téléopération, initialement appliqué au bras robotique Reachy, sur le bras simulé par le dispositif de réalité virtuelle. Cette réplique portera avant tout sur l'association des déplacements de la main réelle avec ceux de la main virtuelle, afin que cette dernière reproduise la trajectoire qu'exécute le participant avec l'extrémité de son propre bras. Contrairement au pilotage par mimétisme, cette technique de pilotage n'imposera pas que la posture du bras virtuel, c'est-à-dire l'ensemble des rotations de ses articulations et orientations de ses segments, ne reproduise la posture du bras réel. Dans ce contexte, l'aspect **téléopéré** du pilotage ne sera pas conservé, dans la mesure où le bras virtuel est positionné dans l'environnement simulé de telle sorte qu'il est à la place du bras réel et non à distance du corps du participant. De ce fait, le dispositif sera davantage susceptible d'induire un transfert d'incarnation du participant vers le bras artificiel. D'autre part, l'emploi d'un bras virtuel garantit une meilleure réactivité motrice relativement à la mise en mouvement d'un robot tangible, permettant ainsi à la main virtuelle de suivre fidèlement les déplacements de la main réelle avec un délai temporel minimal.

Étant donné que le bras virtuel s'affranchit des limites mécaniques et contraintes physiques affectant le fonctionnement du bras robotique, il est capable d'explorer un répertoire bien plus vaste de postures biologiquement invraisemblables. Par exemple, dans un cadre similaire à celui de la première expérience décrite dans ce manuscrit, le bras virtuel pourra adopter des postures dont les angles articulaires vont au-delà des limites anatomiques d'un bras humain. Il sera également plus aisé d'appliquer des variations morphologiques pour changer l'apparence extérieure (*e.g.* peau humaine « réaliste » ou aspect « robotique ») ou le squelette du bras virtuel d'une condition expérimentale à une autre. Ainsi, l'apparence du bras virtuel pourra être modifiée en profondeur pour lui donner un aspect nettement différent de celui d'un bras humain, sans pour autant affecter la conformité de ces mouvements avec le pilotage. L'emploi d'un bras virtuel permet même d'envisager d'appliquer des variations morphologiques ou visuelles au cours d'un mouvement, soit de façon instantanée et soudaine, soit de façon graduelle.

Les possibilités de modification d'apparence incluent également l'occultation ou la transparence de tout ou partie du bras, ce qui serait impossible à mettre en œuvre avec un dispositif robotique tangible. Dans la continuité de la question scientifique abordée dans la première expérience, de telles modifications pourront être appliquées pour tester une condition contrôle, dans laquelle le système piloté par le participant ne présente aucune coordination motrice. Cette modalité expérimentale est également à rapprocher de travaux sur le contrôle moteur tels que ceux de [Danziger et Mussa-Ivaldi \(2012\)](#), s'intéressant au pilotage d'un curseur sur un écran 2D selon qu'il est perçu visuellement comme un point « flottant » ou comme l'extrémité d'un bras articulé à deux segments. Ainsi, le dispositif de réalité virtuelle permettrait de transposer ce type d'expérience à un espace à trois dimensions.

2 De l'amputation virtuelle au handicap réel

Un des principaux objectifs pour de prochains développements concerne l'adaptation de la plateforme en réalité virtuelle pour qu'une personne handicapée puisse participer à l'expérience. En effet, une telle adaptation permettra de tester des techniques de pilotage de prothèse auprès de potentiels utilisateurs de ce type d'appareil, afin d'inscrire la recherche dans un cadre plus proche des applications concrètes. En premier lieu, elle requerra de modifier la procédure d'étalement du bras virtuel, de façon à ce qu'il puisse être mis en correspondance avec un bras invalide dont une partie est absente. Bien que les dimensions du bras virtuel puissent être par exemple déterminées à partir de mesures sur le bras opposé (pourvu que celui-ci soit valide) ou d'approximations anatomiques, l'étape de superposition des centres articulaires devra être revue pour fonctionner en l'absence de certains segments du bras.

De façon évidente, la participation d'une personne dont tout ou partie du bras est absent rend inapplicable la phase d'acquisition de données durant laquelle des postures de bras entier sont enregistrées au cours de mouvements naturelles. Ainsi, il sera nécessaire de permettre à un tel

participant de piloter le bras virtuel entier sans que le réseau de neurones prédisant les rotations des articulations distales ne soit entraîné sur des données basées sur ses propres mouvements de bras. Une solution pour répondre à ce besoin pourra consister en une méthode pour adapter au participant invalide un jeu de données d'entraînement ou un réseau de neurones correspondant à une personne valide. Une autre approche pourra viser à entraîner un réseau de neurones générique, c'est-à-dire dont les prédictions fonctionneront pour la plupart des participants sans nécessiter de modification individuelle ou d'ajustement personnalisé.

Pour une mise en œuvre sur une véritable prothèse, l'emploi d'un réseau générique peut également s'accompagner de techniques de co-adaptation (Gallina *et al.*, 2015) dont la fonction est de graduellement modifier le système de pilotage pour que son fonctionnement corresponde mieux aux besoins d'un utilisateur donné. Les travaux de Hahne *et al.* (2015) et Couraud *et al.* (2018) ont exploré une telle approche dans un contexte simplifié de commande myoélectrique et révélé que l'emploi de techniques de co-adaptation contribue à améliorer les performances de pilotage d'un curseur sur un écran 2D. Dans un cadre plus appliqué, les travaux de Garcia-Rosas *et al.* (2019) appliquent une technique de co-adaptation à la relation mathématique entre motricité résiduelle de l'épaule et flexion du coude artificiel, de façon à ce que cette relation soit ajustée au cours du temps en fonction des performances de l'utilisateur. De cette façon, une synergie articulaire initialement générique est dynamiquement et individuellement modifiée de façon à ce que la commande devienne plus appropriée à chaque utilisateur. Cependant, les techniques de co-adaptation font encore face à plusieurs obstacles limitant le bénéfice qui peut en être tiré. En effet, la façon dont la co-adaptation ajuste le système repose sur un compromis entre la qualité de correction des erreurs suite à ces ajustements, et la vitesse à laquelle cette correction améliore les performances du système. En pratique, un paramétrage optimal de la co-adaptation, c'est-à-dire minimisant les erreurs lors du pilotage, est généralement associé à une correction plus lente de ces erreurs (Couraud *et al.*, 2018). À l'inverse, paramétrer la co-adaptation pour que la correction soit plus rapide a tendance à amplifier les perturbations causées par le bruit de mesure (Couraud *et al.*, 2018).

D'autre part, l'emploi d'une co-adaptation requiert de disposer d'un indicateur jugeant le niveau de performances atteint par l'utilisateur avec le système dans un état donné, ou évaluant ses progrès. Cependant, hors du cadre d'une tâche, une métrique de performance n'est pas forcément disponible pour évaluer à quel point le pilotage des articulations distales permet à l'utilisateur de réaliser les mouvements souhaités. D'autre part, le recours à un indicateur basé sur des évaluations subjectives de l'utilisateur est susceptible d'interrompre celui-ci dans ses activités ou de mobiliser son attention de façon inopportune. Dans ce contexte, l'amplitude et la fréquence des mouvements compensatoires pourront fournir des mesures indirectes pertinentes de la qualité du pilotage des articulations de la prothèse. Cette approche a été explorée dans les travaux de Legrand *et al.* (2020), où le pilotage de la prothèse a pour fonction supplémen-

taire de rétablir une posture ergonomique chez l'utilisateur, à partir de mesures des mouvements compensatoires du buste.

La quantification d'un tel indicateur pourra par exemple se baser sur les mesures de capteurs inertiels fixés au buste du participant et sur son épaule (Kirking *et al.*, 2016). À l'échelle du réseau, la mise en œuvre d'une co-adaptation se traduira par une modification des pondérations associées aux liens entre ses neurones artificiels. Ainsi, les effets de ces modifications de poids sur la qualité des prédictions des angles articulaires distaux dépendra de l'architecture du réseau. Suivant la même approche, des méthodes d'apprentissage par renforcement (Sutton et Barto, 2018) pourront être employées pour concevoir un réseau de neurones dont les prédictions peuvent évoluer au cours du temps.

3 Du bras virtuel au bras robotique

L'étape suivante vers les applications sur de véritables prothèses concerne la mise en œuvre de stratégies de pilotage hybride sur le bras robotique Reachy. Le passage d'un support virtuel à un support tangible introduit de multiples contraintes physiques et mécatroniques qui affectent notablement le pilotage par un utilisateur humain. En premier lieu, un bras robotique n'est pas capable de changer instantanément d'état, c'est-à-dire de « sauter » d'une posture à une autre sans que ses articulations ne parcourent tout l'intervalle des positions angulaires intermédiaires. Par conséquent, il sera nécessaire que soient gérées les éventuelles discontinuités dans la prédiction des angles articulaires distaux par le réseau de neurones. En effet, suite à une variation soudaine des signaux d'entrées au cours du pilotage, les angles en sortie sont susceptibles de présenter d'importantes variations d'une prédiction à la suivante. Dans une telle situation, transmettre directement ces angles prédits comme commande motrices aux actionneurs pourrait provoquer des mouvements brusques voire dangereux chez le robot, et ainsi perturber le pilotage. Une approche simple pour la gestion de ces discontinuités consisterait à filtrer les signaux de sortie du réseau avant de les transmettre aux moteurs, de façon à lisser les variations des angles articulaires et éviter que les vitesses angulaires maximales soient atteintes.

Une autre considération liée aux limites mécatroniques concerne la réactivité motrice du système robotique, c'est-à-dire sa capacité à répondre rapidement et efficacement aux commandes motrices qu'il reçoit. En effet, les actionneurs du robot luttent contre la gravité et l'inertie pour mettre en mouvement ses articulations, et sont limités par l'accélération angulaire maximale qu'ils sont capables de produire. Pour ces raisons, un délai est introduit entre la réception d'un but sous la forme d'une commande motrice et l'atteinte de ce but par le moteur. À l'échelle du système {utilisateur + robot}, le contrôle repose nécessairement sur une boucle fermée combinant d'une part les mécanismes de régulation de l'action propres au robot, et d'autre part le temps de réaction et les corrections de l'utilisateur lui-même. Dans ce contexte, un délai trop important peut affecter négativement la fluidité du pilotage et entraver les efforts de l'utilisateur

pour corriger ses commandes en fonction des réactions du robot. Relativement à un bras virtuel ne présentant aucun délai perceptible dans l'exécution d'une commande, il apparaît donc critique de garantir une réactivité motrice du robot pour que la boucle de contrôle demeure suffisamment fluide du point de vue de l'utilisateur. Par exemple, une approche visant à réduire le délai d'exécution d'une commande consisterait à mettre en œuvre des techniques de prédiction ou d'anticipation de l'intention de mouvement dans un futur proche, en exploitant les informations contextuelles relatives à la cible.

Le passage d'un dispositif de réalité virtuelle à un dispositif tangible requerra également d'adapter la façon dont sont recueillies les informations contextuelles relatives à la cible à atteindre. En effet, dans la seconde expérience de cette thèse, ces informations contextuelles sont disponibles grâce au logiciel de simulation lui-même, qui peut transmettre directement au système de pilotage la position et l'orientation de n'importe quel objet virtuel, y compris la cible. En ce sens, le simulateur fournit un point de vue omniscient sur le contenu de la scène virtuelle, ce qui ne peut évidemment pas être reproduit avec une plateforme expérimentale tangible. Dans un premier temps, une réduction de l'ensemble de cibles et l'emploi d'un ordre de cibles fixe permettra de contourner cet obstacle en déterminant à l'avance les informations contextuelles à transmettre au réseau au cours de l'expérience. À plus long terme, les techniques de vision par ordinateur pour l'identification et la localisation d'objets d'intérêt (Pérez de San Roman *et al.*, 2017; González-Díaz *et al.*, 2019) pourront être testées dans un dispositif plus lourdement instrumenté *e.g.* muni de caméras et appareils d'oculométrie.

Or, le recueil d'informations contextuelles à partir de données visuelles égocentrées imposera également de revoir la disposition du robot et du participant dans la plateforme expérimentale. En effet, le robot, qui a l'aspect d'un bras droit, est actuellement placé à gauche du participant, à une distance de sécurité de celui-ci. Contrairement au dispositif de réalité virtuelle, l'emploi d'un système robotique tangible ne permettra pas de positionner le bras artificiel à la place du bras réel du participant, à moins de le fixer au bras de celui-ci à la façon d'une prothèse (Merad *et al.*, 2018). Une autre solution à ce besoin d'un point de vue égocentré pourra consister à montrer au participant un champ visuel correspondant à un point de vue externe, par exemple tel que filmé par une caméra placée au dessus de l'épaule du robot. Un des récents développements de la plateforme humanoïde Reachy correspond d'ailleurs à l'intégration d'une tête minimale pourvue de deux caméras et montée sur un cou doté de trois degrés de liberté en rotation (voir figure II.1). De même qu'avec un casque de réalité virtuelle, ce point de vue externe pourra être retransmis par un affichage binoculaire porté sur la tête. La mise en œuvre d'un tel dispositif demandera toutefois de tenir compte de la nature stéréoscopique de la vision humaine, afin que le participant ne soit pas perturbé par ce mode d'affichage.

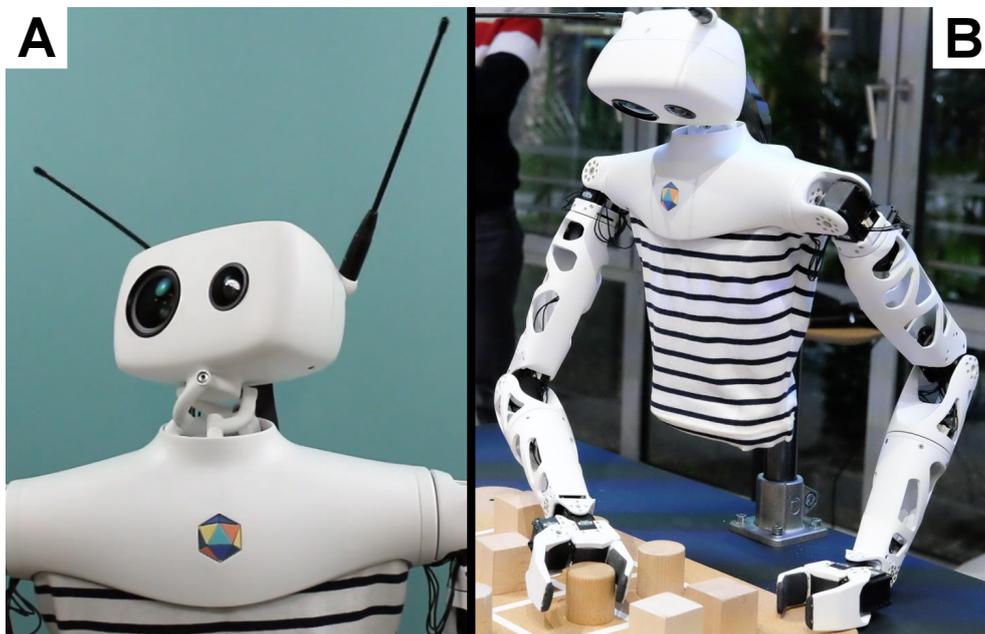


FIGURE II.1 – La plateforme Reachy dans sa version avancée. **A** : La tête est équipée de deux caméras aux objectifs de tailles différentes, tandis que l'articulation du cou offre trois degrés de liberté en rotation. **B** : La plateforme robotique complète comporte un torse, une tête et deux bras munis de pinces, présentant ainsi un aspect humanoïde. Adapté de visuels du kit presse de Pollen Robotics.

APPLICATIONS À LA PROTHÉTIQUE

En dépit du positionnement plutôt fondamental des recherches conduites durant cette thèse, les résultats issus des deux expériences décrites ici offrent déjà des pistes quant aux applications possibles au domaine de la prothétique. En complément des aspects déjà abordés dans les discussions des [première](#) et [seconde](#) expériences, cette section s'intéresse aux étapes qui restent à franchir en vue d'une mise en œuvre sur de véritables prothèses. Ainsi, elle porte principalement sur des considérations techniques mais discute également du cadre de validité des résultats scientifiques obtenus.

1 Intégrer des synergies motrices dans une commande simultanée

Les résultats obtenus lors de la première expérience montrent que le bénéfice lié à l'emploi de coordinations motrices proches de celles d'un bras humain se manifeste avant tout lorsque l'utilisateur est en train de se familiariser avec le pilotage du système robotique. Or, la nécessité de proposer des techniques de pilotage faciles à maîtriser est encore un besoin insatisfait dans le domaine des prothèses de bras ([Cordella et al., 2016](#)). En effet, l'exploration et la compréhension des relations entre signaux de commande produits par l'utilisateur et actions de la prothèse requièrent un long temps d'apprentissage et des efforts cognitifs importants. Lorsque cet apprentissage est jugé trop difficile par la personne handicapée, celle-ci est même susceptible d'abandonner la prothèse. Dans ce contexte, l'emploi de coordinations motrices naturelles apparaît approprié pour contribuer à une familiarisation plus aisée de l'utilisateur avec le fonctionnement de sa prothèse.

Dans le cadre du pilotage d'une prothèse multi-articulée, l'association des différentes rotations articulaires par des coordinations motrices est incompatible avec une commande séquentielle, de façon évidente. Dans une commande simultanée, l'emploi de coordinations motrices pourra prendre la forme de synergies articulaires, c'est-à-dire de relations de co-variation entre les rotations des différents degrés de liberté de la prothèse. De cette façon, une seule variable de contrôle suffira pour déclencher la mise en mouvement de plusieurs articulations, de manière coordonnée et bio-mimétique. Suivant cette approche, la dimension de contrôle de la prothèse

sera réduite au nombre de synergies plutôt qu'au nombre d'articulations. Ainsi, cette approche se distingue d'une commande par régression en cela qu'elle ne fait pas intervenir autant de signaux indépendants qu'il y a d'articulations à actionner.

Il est toutefois à noter que l'intégration des coordinations motrices naturelles sous la forme de synergies présenterait une certaine différence avec l'approche suivant laquelle elles sont employées durant la première expérience. En effet, lors de celle-ci, la production de postures biologiquement vraisemblables intervient comme une stratégie (parmi une multitude d'autres possibles) pour résoudre la redondance articulaire dans le cadre du pilotage de l'extrémité du robot. Dans ce contexte, les coordinations articulaires du robot constituent un « paramètre libre » du dispositif de pilotage et ne relèvent donc pas de la commande. En effet, par construction, l'emploi d'une classe de postures ou d'une autre n'affecte pas le but à atteindre dans l'espace opérationnel. À l'inverse, l'emploi de synergies motrices participerait directement à la définition du but à atteindre dans l'espace articulaire, en fixant des relations d'inter-dépendance entre les rotations des différents degrés de liberté. En ce sens, les synergies articulaires feraient partie intégrante de la commande. On peut cependant supposer qu'en dépit de cette nuance, le principal résultat de l'expérience demeure valide : l'utilisateur serait mieux à même de se familiariser avec le fonctionnement de la prothèse si ses mouvements manifestent des coordinations motrices plutôt bio-mimétiques.

En outre, la définition des synergies sur lesquelles baser un tel mode de commande devra être envisagée à l'aune des besoins pertinents pour un utilisateur. En effet, l'emploi « tel quel » de synergies motrices extraites de mouvements naturels de bras ne sera pas forcément adapté à la motricité artificielle d'une prothèse. En effet, celle-ci n'est pas aussi fidèle et réactive qu'un bras valide relativement aux intentions de mouvements de l'utilisateur, ce qui pourra affecter la façon dont des synergies naturelles sont effectivement reproduites par la prothèse. Dans ce contexte, des synergies destinées au pilotage d'une prothèse pourraient être directement basées sur des types de mouvements prédéfinis, à l'instar des commandes par reconnaissance de patron. De cette façon, chaque synergie revêtirait un sens précis vis-à-vis des fonctions motrices rétablies par la prothèse, tout en offrant une plus grande maîtrise sur le comportement de celle-ci.

En ce qui concerne le pilotage à partir des mouvements de l'épaule, tel qu'exploré lors de la seconde expérience, il est à noter que la motricité résiduelle du moignon est susceptible de différer de la motricité proximale d'un bras valide. Par exemple, l'origine de l'invalidité du bras, la durée depuis laquelle elle affecte la personne handicapée ou encore les précédentes expériences de port de prothèse sont autant de paramètres pouvant influencer à l'échelle individuelle la façon dont le moignon est mis en mouvement. En outre, l'absence d'une partie du membre affecte nécessairement le poids que doit supporter l'épaule lors de la production de mouvements de bras. Enfin, la baisse d'activité motrice qu'entraîne parfois une invalidité du bras peut induire une di-

minution des capacités musculaires du moignon. Ainsi, il est possible que ces multiples sources de variations, à la fois entre individus et par rapport à la motricité d'un bras valide, affectent la capacité d'un utilisateur de prothèse à exploiter des synergies motrices extraites de mouvements naturels de bras. Dans ce contexte, il sera dans un premier temps nécessaire de conduire des expérimentations auprès de personnes handicapées pour étudier plus en profondeur la coïncidence entre leur motricité proximale résiduelle et les synergies motrices naturelles. Dans un second temps, des mécanismes de co-adaptation pourront être explorés afin de transformer ces synergies pour qu'elles correspondent au mieux aux capacités motrices résiduelles de chaque utilisateur.

2 Recueillir l'information motrice proximale

Pour qu'elles puissent être mises en œuvre sur une véritable prothèse, ces techniques de pilotage à partir de la motricité proximale nécessiteront également que puissent être mesurées les rotations de l'épaule de l'utilisateur. En particulier, contrairement au dispositif à référentiel fixe employé durant cette expérience, le système de pilotage d'une prothèse devra être embarqué, c'est-à-dire porté par l'utilisateur. À cette fin, des capteurs inertiels pourront être installés sur le tronc de l'utilisateur (*e.g.* buste, sommet de l'épaule) ainsi que sur l'emboîture de sa prothèse pour mesurer les mouvements des articulations proximales.

Sous sa forme la plus compacte, ce type de capteur peut être contenu dans une carte micro-électronique de seulement un ou deux centimètres de long, ce qui facilite son intégration dans un dispositif embarqué. Cependant, l'extraction des rotations articulaires à partir des mesures individuelles de différents capteurs requiert de réaliser un étalonnage du dispositif, pour que chacune de ces mesures individuelles corresponde à l'orientation d'une partie du corps et soit exprimée dans un référentiel commun approprié. Les rotations articulaires de l'épaule sont ensuite déterminées en comparant l'orientation absolue du capteur fixé au moignon avec celle du capteur placé au sommet de l'épaule.

En outre, les mesures de capteurs inertiels correspondent généralement à des grandeurs cinématiques *i.e.* vitesse et accélération angulaires. De ce fait, plusieurs méthodes de prédiction des angles articulaires distaux s'appuient sur les vitesses angulaires ([Garcia-Rosas et al., 2019](#); [Merad et al., 2016, 2020](#)) pour actionner les articulations de la prothèse. L'emploi de telles grandeurs pour le pilotage des articulations a pour conséquence que celui-ci ne tient pas compte de la posture instantanée du bras. Ainsi, par exemple, la vitesse de flexion du coude prédite à partir d'un ensemble donné de rotations proximales sera identique que l'humérus soit vertical ou horizontal. Cette propriété de fonctionnement donne ainsi lieu à des comportements moteurs plutôt homogènes sur l'ensemble de l'espace articulaire, éventuellement au détriment de la richesse et de la diversité des mouvements réalisables avec la prothèse.

Suivant une approche différente, les stratégies de pilotage explorées durant cette thèse exploitent les positions angulaires, grandeurs qui doivent alors être déterminées de façon indirecte, par l'intégration des signaux de mesure inertielle au cours du temps. Cependant, cette étape d'intégration introduit un risque de « dérive » du calcul, c'est-à-dire un accroissement au cours du temps de l'écart entre le résultat du calcul et la valeur réelle. En effet, cette étape peut donner lieu à l'accumulation d'erreurs de mesure et d'approximation numérique, ce qui détériore graduellement la fiabilité du calcul. Après une période prolongée de fonctionnement, ce phénomène peut se traduire par une perte importante de précision de la mesure indirecte, ou l'apparition d'une erreur systématique croissante.

Or, dans le cadre du pilotage d'une prothèse, l'obtention de signaux de commande fiables et stables dans le temps représente un aspect critique. En effet, une mesure incorrecte des rotations de l'épaule pourrait entraîner une action de la prothèse ne correspondant pas aux intentions de mouvement de l'utilisateur. Afin de prévenir ces perturbations, la magnitude de la dérive du calcul peut être limitée en procédant à un ré-étalonnage périodique du dispositif, en remplaçant le moignon dans l'orientation de référence. En termes pratiques, cette solution est contraignante en cela qu'elle requiert du porteur de la prothèse qu'il interrompe ses activités plusieurs fois au cours de la journée. En complément d'un tel ré-étalonnage, des techniques de filtrage et de fusion des signaux de mesure de différents capteurs (*e.g.* accéléromètres, gyroscopes, magnétomètres) permettent de réduire la vitesse à laquelle cette dérive croît.

Outre ces considérations se rapportant à la mesure elle-même, la mise en œuvre d'un tel dispositif devra être suffisamment discrète et peu encombrante pour convenir à une utilisation dans diverses situations du quotidien. En effet, contrairement aux prothèses myoélectriques du commerce dont les électrodes sont intégrées au manchon, ce dispositif nécessitera que certains capteurs soient aussi fixés au tronc de l'utilisateur. Étant données les dimensions des capteurs inertiels, on peut toutefois envisager de les installer de façon assez compacte pour se glisser sous des vêtements, à l'instar du harnais qui fixe le manchon de la prothèse au corps de son porteur. Cependant, du fait des déformations des parties molles du corps au cours des mouvements, la fixation de ces capteurs pourrait être soumise au même risque de glissement qui affecte le placement du manchon par rapport au moignon lui-même. Un tel glissement introduirait ainsi une erreur systématique dans les signaux de mesure, ce qui perturberait le pilotage de la prothèse jusqu'à ce qu'un prochain étalonnage du dispositif ne corrige ce décalage. Si cette erreur est suffisamment régulière selon les déplacements du moignon, une autre parade consiste à établir une approximation de l'évolution de l'écart entre mouvements réels et mouvements mesurés, en fonction de ces derniers. De cette façon, une correction pourra être appliquée en cours de fonctionnement pour compenser les perturbations introduites par le glissement.

3 Fixation de l'emboîture et amplitude de la motricité proximale

Outre ces obstacles techniques liés aux capteurs et à leur fixation, la mesure de la motricité proximale est également affectée par la façon dont la prothèse elle-même est fixée au moignon. Parmi les appareils du commerce, la fixation d'une prothèse trans-humérale au corps de son porteur consiste en une emboîture dans laquelle est enfilé le moignon, généralement associée à un harnais attaché aux épaules et maintenant l'emboîture en place. Vis-à-vis de la motricité résiduelle, ce système de fixation limite l'amplitude des rotations d'épaule que peut produire le porteur de la prothèse avec son moignon, relativement à ceux d'un moignon non appareillé (Jönsson *et al.*, 2011). En effet, l'enveloppement de l'épaule par le harnais et la tension mécanique qu'il produit peuvent « bloquer » l'articulation ou générer un important inconfort au-delà d'une certaine position angulaire.

Dans le cadre d'un pilotage basé sur la motricité proximale, cette restriction des mouvements du moignon entraînerait également une moindre variété des angles articulaires distaux transmis en commandes motrices à la prothèse. En particulier, l'emploi de coordinations motrices d'un bras valide empêcherait les articulations de la prothèse d'atteindre certaines postures si celles-ci sont associées à des rotations d'épaule rendues inaccessibles par le système de fixation du manchon. Dans ce contexte, il sera donc nécessaire d'adapter la méthode de prédiction des angles articulaires distaux afin que les capacités motrices de la prothèse demeurent suffisamment riches en dépit de ces limites affectant la motricité résiduelle.

Par exemple, une approche peut consister à installer des capteurs de pression ou de contrainte dans le système de fixation de l'emboîture, qui réagiraient lorsqu'une des rotations de l'épaule atteint une butée ou une position angulaire limite. De cette façon, ces capteurs pourraient mesurer la résistance qu'oppose la fixation de l'emboîture aux rotations d'épaule produites par l'utilisateur, ce qui fournirait une mesure indirecte d'une intention de mouvement au-delà des limites articulaires. Il est clair qu'une telle mesure ne remplacerait pas l'amplitude de mouvement perdue à cause de la fixation, mais constituerait une source de signaux de commande « annexes ». En particulier, ces signaux permettraient d'inclure dans la commande les angles articulaires que les coordinations motrices naturelles associent à des rotations d'épaule inaccessibles une fois l'emboîture enfilée et attachée. Ainsi, le pilotage de la prothèse serait moins entravé par la restriction des mouvements d'épaule, en permettant aux articulations distales de parcourir des intervalles de positions angulaires plus larges.

D'autre part, la technique de l'ostéo-intégration (Jönsson *et al.*, 2011; Ortiz-Catalan *et al.*, 2014) permet de complètement s'affranchir de ces restrictions des mouvements proximaux du moignon, et de leurs conséquences sur le pilotage de la prothèse. En effet, ce système de fixation est dépourvu de harnais ou d'emboîture car c'est l'attache de la prothèse qui vient se placer

dans le moignon (directement sur l'os), et non l'inverse (moignon enfilé dans un manchon). De cette façon, le porteur de la prothèse peut profiter de l'amplitude entière de ses articulations résiduelles lorsqu'il produit des mouvements avec son membre appareillé. D'autre part, l'ostéo-intégration élimine les risques de glissement de la prothèse par rapport au corps de son porteur, étant donné que l'attache est liée directement à l'os plutôt qu'à des parties molles du moignon. Ainsi, ce système de fixation serait idéal en combinaison avec une technique de pilotage de la prothèse à partir de la motricité proximale, afin de restaurer les fonctions motrices absentes au plus près de celles d'un bras valide.

CONCLUSION GÉNÉRALE

En vue de développer des techniques innovantes pour le pilotage de prothèses robotiques de membre supérieur, cette thèse s'intéresse aux façons dont les coordinations motrices naturelles d'un bras humain peuvent être exploitées pour le pilotage d'un bras artificiel. Suivant cette approche, les travaux rapportés dans ce manuscrit montrent que les coordinations motrices naturelles peuvent permettre à un utilisateur de prothèse de se familiariser plus facilement au fonctionnement de celle-ci. Ils révèlent également que ces coordinations motrices véhiculent des informations pertinentes pour le pilotage de la prothèse, en cela qu'elles peuvent mettre en relation les rotations des articulations de la prothèse avec celles du moignon de l'utilisateur.

En dépit du positionnement plutôt fondamental des recherches menées, ces résultats étendent les connaissances scientifiques à disposition des concepteurs de prothèses, typiquement vis-à-vis de techniques de pilotages basées sur la commande des articulations distales à partir de la motricité proximale. Cependant, la mise en œuvre de telles techniques sur de véritables prothèses nécessitera que soient surmontés les multiples obstacles matériels et pratiques discutés dans les chapitres précédents. Dans ce cadre, les contributions techniques prenant la forme de dispositifs expérimentaux présentés ici posent les bases matérielles pour prolonger l'exploration de solutions à la problématique de cette thèse. En particulier, ces dispositifs pourront être réutilisés lors d'expériences visant à évaluer la qualité et les performances de techniques de pilotage de prothèse, avec la participation de personnes handicapées du membre supérieur.

RÉFÉRENCES

- Martín ABADI, Ashish AGARWAL, Paul BARHAM, Eugene BREVDO, Zhifeng CHEN, Craig CITRO, Greg S CORRADO, Andy DAVIS, Jeffrey DEAN, Matthieu DEVIN, Sanjay GHEMAWAT, Ian GOODFELLOW, Andrew HARP, Geoffrey IRVING, Michael ISARD, Yangqing JIA, Rafal JOZEFOWICZ, Lukasz KAISER, Manjunath KUDLUR, Josh LEVENBERG, Dandelion MANÉ, Rajat MONGA, Sherry MOORE, Derek MURRAY, Chris OLAH, Mike SCHUSTER, Jonathon SHLENS, Benoit STEINER, Ilya SUTSKEVER, Kunal TALWAR, Paul TUCKER, Vincent VANHOUCKE, Vijay VASUDEVAN, Fernanda VIÉGAS, Oriol VINYALS, Pete WARDEN, Martin WATTENBERG, Martin WICKE, Yuan YU et Xiaoqiang ZHEN : *TensorFlow : Large-scale machine learning on heterogeneous systems*, 2015. URL <http://www.tensorflow.org/>.
- Marjan A ADMIRAAL, Martijn JMAM KUSTERS et Stan CAM GIELEN : Modeling kinematics and dynamics of human arm movements. *Motor control*, 8(3):312–338, 2004.
- Ahmed RJ ALMUSAWI, L Canan DÜLGER et Sadettin KAPUCU : A new artificial neural network approach in solving inverse kinematics of robotic arm (Denso VP6242). *Computational intelligence and neuroscience*, 2016.
- Nasser A ALSHAMMARY, Daniel A BENNETT et Michael GOLDFARB : Synergistic elbow control for a myoelectric transhumeral prosthesis. *Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(2):468–476, 2017.
- Kai-Nan AN, Richard A BERGER et William P COONEY, éditeurs. *Biomechanics of the wrist joint*. Springer, New York, 1991.
- Panagiotis K ARTEMIADIS, Pantelis T KATSIARIS et Kostas J KYRIAKOPOULOS : A biometric approach to inverse kinematics for a redundant robot arm. *Autonomous robots*, 29(3-4):293–308, 2010.
- Panagiotis K ARTEMIADIS et Kostas J KYRIAKOPOULOS : Teleoperation of a robot manipulator using emg signals and a position tracker. In *International conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 1003–1008. IEEE/RSJ, 2005.
- Sergey ASTANIN : *A pure Python library to receive motion capture data from OptiTrack Streaming Engine*, 2016. URL <http://bitbucket.org/astanin/python-optirx>.

- John BAILLIEUL, John HOLLERBACH et Roger BROCKETT : Programming and control of kinematically redundant manipulators. *In 23rd Conference on decision and control*, pages 768–774. IEEE, 1984.
- Pierre J BENEZET, Patrick BRUNEL, Noël MARTINET, Didier PILLIARD, Nicolas JAY et Alain PAWLOWSKI : Rapport d'évaluation des prothèses externes du membre supérieur. Rapport technique, Haute Autorité de Santé, 2010. URL http://www.has-sante.fr/jcms/c_999782/fr/evaluation-des-protheses-externes-de-membre-superieur.
- Bastien BERRET, Enrico CHIOVETTO, Francesco NORI et Thierry POZZO : Evidence for composite cost functions in arm movement planning : an inverse optimal control approach. *PLoS Computational biology*, 7(10):1–18, 2011.
- Bastien BERRET, Ioannis DELIS, Jérémie GAVEAU et Frédéric JEAN : Optimality and modularity in human movement : from optimal control to muscle synergies. *In* Gentiane VENTURE, Jean-Paul LAUMOND et Bruno WATIER, éditeurs : *Biomechanics of anthropomorphic systems*, pages 105–133. Springer, Cham, 2019.
- Alain BERTHOZ et Jean-Louis VERCHER : L'Homme et l'environnement virtuel. *In* Philippe FUCHS et Guillaume MOREAU, éditeurs : *Traité de la réalité virtuelle*, chapitre 1. Presse des Mines, 2006.
- Elaine A BIDDISS et Tom T CHAU : Upper limb prosthesis use and abandonment : a survey of the last 25 years. *Prosthetics and orthotics international*, 31(3):236–257, 2007.
- Dimitra BLANA, Theocharis KYRIACOU, Joris M LAMBRECHT et Edward K CHADWICK : Feasibility of using combined EMG and kinematic signals for prosthesis control : a simulation study using a virtual reality environment. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 29:21–27, 2016.
- Yannick BLANDIN et Luc PROTEAU : On the cognitive basis of observational learning : development of mechanisms for the detection and correction of errors. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 53(3):846–867, 2000.
- Till BOCKEMÜHL, Nikolaus F TROJE et Volker DÜRR : Inter-joint coupling and joint angle synergies of human catching movements. *Human Movement Science*, 29(1):73–93, 2010.
- Cédric A BOUQUET, V GAURIER, Todd SHIPLEY, Lucette TOUSSAINT et Yannick BLANDIN : Influence of the perception of biological or non-biological motion on movement execution. *Journal of Sports Sciences*, 25(5):519–530, 2007.
- Daniel BULLOCK, Stephen GROSSBERG et Frank H GUENTHER : A self-organizing neural model of motor equivalent reaching and tool use by a multijoint arm. *Journal of cognitive neuroscience*, 5(4):408–435, 1993.

- Jean-Marie BURKHARDT et Sabine COQUILLART : L'interfaçage : l'immersion et l'interaction en environnement virtuel. In Philippe FUCHS et Guillaume MOREAU, éditeurs : *Traité de la réalité virtuelle*, chapitre 2. Presse des Mines, 2006.
- Samuel R BUSS : Introduction to inverse kinematics with jacobian transpose, pseudoinverse and damped least squares methods. *Journal of robotics and automation*, 17(16):1–19, 2004.
- Lucilla CARDINALI, Francesca FRASSINETTI, Claudio BROZZOLI, Christian URQUIZAR, Alice C ROY et Alessandro FARNÈ : Tool-use induces morphological updating of the body schema. *Current biology*, 19(12):478–479, 2009.
- Claudio CASTELLINI et Patrick van der SMAGT : Surface EMG in advanced hand prosthetics. *Biological Cybernetics*, 100(1):35–47, 2009.
- Manu CHHABRA et Robert A JACOBS : Properties of synergies arising from a theory of optimal motor behavior. *Neural computation*, 18(10):2320–2342, 2006.
- François CHOLLET *et al.* : *Keras*, 2015. URL <http://keras.io>.
- Christian CIPRIANI, Marco CONTROZZI et Maria Chiara CARROZZA : The SmartHand trans-radial prosthesis. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 8(1):29, 2011.
- Elaine A CORBETT, Nicholas A SACHS, Konrad P KÖRDING et Eric J PERREAU : Multimodal decoding and congruent sensory information enhance reaching performance in subjects with cervical spinal cord injury. *Frontiers in neuroscience*, 8(123), 2014.
- Francesca CORDELLA, Anna Lisa CIANCIO, Rinaldo SACCHETTI, Angelo DAVALLI, Andrea Giovanni CUTTI, Eugenio GUGLIELMELLI et Loredana ZOLLO : Literature review on needs of upper limb prosthesis users. *Frontiers in neuroscience*, 10(209), 2016.
- Mathilde COURAUD, Daniel CATTART, Florent PACLET, Pierre-Yves OUDEYER et Aymar DE RUGY : Model and experiments to optimize co-adaptation in a simplified myoelectric control system. *Journal of neural engineering*, 15(2), 2018.
- Holk CRUSE : Constraints for joint angle control of the human arm. *Biological Cybernetics*, 54(2):125–132, 1986.
- Heather DALEY, Kevin B ENGLEHART, Levi HARGROVE et Usha KURUGANTI : High density electromyography data of normally limbed and transradial amputee subjects for multifunction prosthetic control. *Journal of electromyography and kinesiology*, 22(3):478–484, 2012.
- Zachary DANZIGER et Ferdinando A MUSSA-IVALDI : The influence of visual motion on motor learning. *Journal of Neuroscience*, 32(29):9859–9869, 2012.

- Andrea D'AVELLA, Alessandro PORTONE, Laure FERNANDEZ et Francesco LACQUANITI : Control of fast-reaching movements by muscle synergy combinations. *Journal of neuroscience*, 26(30):7791–7810, 2006.
- Michael R DAWSON, Craig SHERSTAN, Jason P CAREY, Jacqueline S HEBERT et Patrick M PILARSKI : Development of the Bento Arm : an improved robotic arm for myoelectric training and research. *Proceedings of the symposium on Myo-Electric Control*, 14:60–64, 2014.
- Carlo J DE LUCA, L Donald GILMORE, Mikhail KUZNETSOV et Serge H ROY : Filtering the surface EMG signal : Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of biomechanics*, 43(8):1573–1579, 2010.
- Aymar de RUGY, Rahman DAVOODI et Timothy J CARROLL : Changes in wrist muscle activity with forearm posture : implications for the study of sensorimotor transformations. *Journal of neurophysiology*, 108(11):2884–2895, 2012a.
- Aymar de RUGY, Gerald E LOEB et Timothy J CARROLL : Muscle coordination is habitual rather than optimal. *Journal of neuroscience*, 32(21):7384–7391, 2012b.
- Aymar de RUGY, Gerald E LOEB et Timothy J CARROLL : Are muscle synergies useful for neural control? *Frontiers in computational neuroscience*, 7(19), 2013.
- Michel DESMURGET, Claude PRABLANC, Yves ROSSETTI, Mohamad ARZI, Yves PAULIGNAN, Christian URQUIZAR et Jean-Christophe MIGNOT : Postural and synergic control for three-dimensional movements of reaching and grasping. *Journal of Neurophysiology*, 74(2):905–910, 1995.
- Jörn DIEDRICHSEN, Reza SHADMEHR et Richard B IVRY : The coordination of movement : optimal feedback control and beyond. *Trends in cognitive sciences*, 14(1):31–39, 2010.
- Jonathan B DINGWELL, Christopher D MAH et Ferdinando A MUSSA-IVALDI : Manipulating objects with internal degrees of freedom : evidence for model-based control. *Journal of neurophysiology*, 88(1):222–235, 2002.
- Anca DRAGAN et Siddhartha SRINIVASA : Familiarization to robot motion. *In International conference on Human-Robot Interaction*, pages 366–373. ACM/IEEE, 2014.
- Andrew T DUCHOWSKI : *Eye tracking methodology : theory and practice*. Springer, 2003.
- Adrian-Vasile DUKA : Neural network based inverse kinematics solution for trajectory tracking of a robotic arm. *Procedia technology*, 12:20–27, 2014.
- Ann L EDWARDS, Michael R DAWSON, Jacqueline S HEBERT, Craig SHERSTAN, Richard S SUTTON, K Ming CHAN et Patrick M PILARSKI : Application of real-time machine learning to myoelectric prosthesis control : a case series in adaptive switching. *Prosthetics and orthotics international*, 40(5):573–581, 2016.

- Sascha E ENGELBRECHT : Minimum principles in motor control. *Journal of mathematical psychology*, 45(3):497–542, 2001.
- Dario FARINA, Ning JIANG, Hubertus REHBAUM, Ales HOLOBAR, Bernhard GRAIMANN, Hans DIETL et Oskar C ASZMANN : The extraction of neural information from the surface EMG for the control of upper-limb prostheses : emerging avenues and challenges. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(4):797–809, 2014.
- Tamar FLASH et Neville HOGAN : The coordination of arm movements : an experimentally confirmed mathematical model. *Journal of neuroscience*, 5(7):1688–1703, 1985.
- Antonio FRISOLI, Claudio LOCONSOLE, Daniele LEONARDIS, Filippo BANNO, Michele BARSOTTI, Carmelo CHISARI et Massimo BERGAMASCO : A new gaze-BCI-driven control of an upper limb exoskeleton for rehabilitation in real-world tasks. *Transactions on systems, man and cybernetics*, 42(6):1169–1179, 2012.
- Paolo GALLINA, Nicola BELLOTTO et Massimiliano DI LUCA : Progressive co-adaptation in human-machine interaction. In *International Conference on Informatics in Control, Automation and Robotics (ICINCO)*, volume 2, pages 362–368. IEEE, 2015.
- Ricardo GARCIA-ROSAS, Ying TAN, Denny OETOMO, Chris MANZIE et Peter CHOONG : Personalized online adaptation of kinematic synergies for human-prosthesis interfaces. *Transactions on cybernetics*, pages 1–15, 2019.
- Marco GAZZONI, Dario FARINA et Roberto MERLETTI : A new method for the extraction and classification of single motor unit action potentials from surface EMG signals. *Journal of neuroscience methods*, 136(2):165–177, 2004.
- Andrea GIGLI, Arjan GIJSBERTS, Valentina GREGORI, Matteo COGNOLATO, Manfredo ATZORI et Barbara CAPUTO : Visual cues to improve myoelectric control of upper limb prostheses. *arXiv preprint arXiv :1709.02236*, 2017.
- Iván GONZÁLEZ-DÍAZ, Jenny BENOIS-PINEAU, Jean-Philippe DOMENGER, Daniel CATTERTAERT et Aymar de RUGY : Perceptually-guided deep neural networks for ego-action prediction : object grasping. *Pattern Recognition*, 88:223–235, 2019.
- Jan GRASSHOFF, Lasse HANSEN, Ivo KUHLEMANN et Kristian EHLERS : 7-DoF hand and arm tracking for teleoperation of anthropomorphic robots. In *47th International Symposium on Robotics (ISR)*, pages 1–8. VDE, 2016.
- Inyong HA, Yusuke TAMURA, Hajime ASAMA, Jeakweon HAN et Dennis W HONG : Development of open humanoid platform DARwIn-OP. In *Annual conference of the Society of Instrument and Control Engineers (SICE)*, pages 2178–2181. IEEE, 2011.

- Janne M HAHNE, Sven DÄHNE, Han-Jeong HWANG, Klaus-Robert MÜLLER et Lucas C PARRA : Concurrent adaptation of human and machine improves simultaneous and proportional myoelectric control. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 23(4):618–627, 2015.
- Christopher M HARRIS et Daniel M WOLPERT : Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature*, 394(6695):780–784, 1998.
- HAS : Michelangelo - Avis de la CNEDiMTS sur le dispositif médical. Rapport technique, Haute Autorité de Santé, 2016. URL http://www.has-sante.fr/jcms/c_2588395/fr/michelangelo.
- Markus HAUSCHILD, Rahman DAVOODI et Gerald E LOEB : A virtual reality environment for designing and fitting neural prosthetic limbs. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(1):9–15, 2007.
- Bruce HOFF et Michael A ARBIB : Models of trajectory formation and temporal interaction of reach and grasp. *Journal of motor behavior*, 25(3):175–192, 1993.
- Neville HOGAN : An organizing principle for a class of voluntary movements. *Journal of neuroscience*, 4(11):2745–2754, 1984.
- Enrique HORTAL, Eduardo IÁÑEZ, Andrés ÚBEDA, Carlos PEREZ-VIDAL et José M AZORÍN : Combining a brain-machine interface and an electrooculography interface to perform pick and place tasks with a robotic arm. *Robotics and autonomous systems*, 72:181–188, 2015.
- Shu IMAIZUMI, Tomohisa ASAI et Shinichi KOYAMA : Embodied prosthetic arm stabilizes body posture, while unembodied one perturbs it. *Consciousness and cognition*, 45:75–88, 2016.
- Mark ISON, Ivan VUJAKLIJA, Bryan WHITSELL, Dario FARINA et Panagiotis K ARTEMIADIS : High-density electromyography and motor skill learning for robust long-term control of a 7-DoF robot arm. *Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 24(4):424–433, 2015.
- Serena IVALDI, Matteo FUMAGALLI, Francesco NORI, Marco BAGLIETTO, Giorgio METTA et Giulio SANDINI : Approximate optimal control for reaching and trajectory planning in a humanoid robot. In *International conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1290–1296. IEEE/RSJ, 2010.
- Serena IVALDI, Olivier SIGAUD, Bastien BERRET et Francesco NORI : From humans to humanoids : the optimal control framework. *Paladyn, Journal of Behavioral Robotics*, 3(2):75–91, 2012.

- Nathanaël JARRASSÉ, Caroline NICOL, Amélie TOUILLET, Florian RICHER, Noël MARTINET, Jean PAYSANT et Jozina Bernardina de GRAAF : Classification of phantom finger, hand, wrist, and elbow voluntary gestures in transhumeral amputees with semg. *Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 25(1):71–80, 2016.
- Matthew S JOHANNES, Eric L FAULRING, Kapil D KATYAL, Matthew P PARA, John B HELDER, Alexander MAKHLIN, Tom MOYER, Daniel WAHL, James SOLBERG, Steve CLARK, Robert S ARMIGER, Travis LONTZ, Kathryn GEBERTH, Courtney W MORAN, Brock A WESTER, Thomas VAN DOREN et Julio J SANTOS-MUNNE : The Modular Prosthetic Limb. *Wearable Robotics*, 21:393–444, 2020.
- Stewe JÖNSSON, Kerstin CAINE-WINTERBERGER et Rickard BRÅNEMARK : Osseointegration amputation prostheses on the upper limbs : methods, prosthetics and rehabilitation. *Prosthetics and orthotics international*, 35(2):190–200, 2011.
- Andreas KALCKERT et Henrik H EHRSSON : Moving a rubber hand that feels like your own : a dissociation of ownership and agency. *Frontiers in human neuroscience*, 6(40), 2012.
- Andreas KALCKERT et Henrik H EHRSSON : The moving rubber hand illusion revisited : comparing movements and visuotactile stimulation to induce illusory ownership. *Consciousness and cognition*, 26:117–132, 2014.
- Rahul R KALIKI, Rahman DAVOODI et Gerald E LOEB : Prediction of distal arm posture in 3-D space from shoulder movements for control of upper limb prostheses. *Proceedings of the IEEE*, 96(7), 2008.
- Rahul R KALIKI, Rahman DAVOODI et Gerald E LOEB : 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), 2013.
- Ernest N KAMAVUAKO, Erik J SCHEME et Kevin B ENGLEHART : On the usability of intramuscular EMG for prosthetic control : a Fitts' law approach. *Journal of electromyography and kinesiology*, 24(5):770–777, 2014.
- Gunter KANITZ, Federico MONTAGNANI, Marco CONTROZZI et Christian CIPRIANI : Compliant prosthetic wrists entail more natural use than stiff wrists during reaching, not (necessarily) during manipulation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(7):1407–1413, 2018.
- James M KILNER, Yves PAULIGNAN et Sarah-Jayne BLAKEMORE : An interference effect of observed biological movement on action. *Current biology*, 13(6):522–525, 2003.

- Bryan KIRKING, Mahmoud EL-GOHARY et Young KWON : The feasibility of shoulder motion tracking during activities of daily living using inertial measurement units. *Gait & posture*, 49:47–53, 2016.
- Jonathan KOFMAN, Siddharth VERMA et Xianghai WU : Robot-manipulator teleoperation by markerless vision-based hand-arm tracking. *International journal of optomechatronics*, 1 (3):331–357, 2007.
- Jonathan KOFMAN, Xianghai WU, Timothy J LUU et Siddharth VERMA : Teleoperation of a robot manipulator using a vision-based human-robot interface. *Transactions on industrial electronics*, 52(5):1206–1219, 2005.
- Nili E KRAUSZ, Ronald AL RORRER et Richard F WEIR : Design and fabrication of a six degree-of-freedom open source hand. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 24(5):562–572, 2016.
- Todd A KUIKEN, Gregory Ara DUMANIAN, Robert D LIPSCHUTZ, Laura A MILLER et KA STUBBLEFIELD : The use of targeted muscle reinnervation for improved myoelectric prosthesis control in a bilateral shoulder disarticulation amputee. *Prosthetics and orthotics international*, 28(3):245–253, 2004.
- Todd A KUIKEN, Guanglin LI, Blair A LOCK, Robert D LIPSCHUTZ, Laura A MILLER, Kathy A STUBBLEFIELD et Kevin B ENGLEHART : Targeted muscle reinnervation for real-time myoelectric control of multifunction artificial arms. *Journal of the american medical association*, 301(6):619–628, 2009.
- Francesco LACQUANITI, John F SOECHTING et Carlo A TERZUOLO : Some factors pertinent to the organization and control of arm movements. *Brain Research*, 252(2):394–397, 1982.
- Mathieu LAPEYRE, Pierre ROUANET, Jonathan GRIZOU, Steve NGUYEN, Fabien DEPRAETRE, Alexandre LE FALHER et Pierre-Yves OUDEYER : Poppy project : open-source fabrication of 3D-printed humanoid robot for science, education and art. *In Digital Intelligence*, page 6, 2014.
- Mark L LATASH : The bliss (not the problem) of motor abundance (not redundancy). *Experimental brain research*, 217(1):1–5, 2012.
- Mark L LATASH, John P SCHOLZ et Gregor SCHÖNER : Toward a new theory of motor synergies. *Motor control*, 11(3):276–308, 2007.
- Mathilde LEGRAND, Nathanaël JARRASSÉ, Florian RICHER et Guillaume MOREL : A closed-loop and ergonomic control for prosthetic wrist rotation. *In International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. IEEE, 2020.

- Mathilde LEGRAND, Manelle MERAD, Étienne de MONTALIVET, Agnès ROBY-BRAMI et Nathanaël JARRASSÉ : Movement-based control for upper-limb prosthetics : is the regression technique the key to a robust and accurate control ? *Frontiers in neurorobotics*, 12(41), 2018.
- Matthew R LONGO, Friederike SCHÜÜR, Marjolein PM KAMMERS, Manos TSAKIRIS et Patrick HAGGARD : What is embodiment ? a psychometric approach. *Cognition*, 107(3):978–998, 2008.
- Olivier LY, Matthieu LAPEYRE et Pierre-Yves OUDEYER : Bio-inspired vertebral column, compliance and semi-passive dynamics in a lightweight humanoid robot. *In International conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 1465–1472. IEEE/RSJ, 2011.
- Ke MA et Bernhard HOMMEL : The virtual-hand illusion : effects of impact and threat on perceived ownership and affective resonance. *Frontiers in psychology*, 4:604, 2013.
- Kurt MANAL, Roger V GONZALEZ, David G LLOYD et Thomas S BUCHANAN : A real-time EMG-driven virtual arm. *Computers in biology and medicine*, 32(1):25–36, 2002.
- Pierre MANCERON : *An Inverse Kinematics library aiming performance and modularity*, 2015. URL <http://github.com/Phylliade/ikpy>.
- Paul D MARASCO, Keehoon KIM, James Edward COLGATE, Michael A PESHKIN et Todd A KUIKEN : Robotic touch shifts perception of embodiment to a prosthesis in targeted reinnervation amputees. *Brain*, 134(3):747–758, 2011.
- Marko MARKOVIC, Strahinja DOSEN, Christian CIPRIANI, Dejan POPOVIC et Dario FARINA : Stereovision and augmented reality for closed-loop control of grasping in hand prostheses. *Journal of neural engineering*, 11(4):1–17, 2014.
- Marko MARKOVIC, Strahinja DOSEN, Dejan POPOVIC, Bernhard GRAIMANN et Dario FARINA : Sensor fusion and computer vision for context-aware control of a multi degree-of-freedom prosthesis. *Journal of neural engineering*, 12(6), 2015.
- Valère MARTIN, John P SCHOLZ et Gregor SCHÖNER : Redundancy, self-motion, and motor control. *Neural computation*, 21(5):1371–1414, 2009.
- Maja J MATARIĆ et Marc POMPLUN : Fixation behavior in observation and imitation of human movement. *Cognitive brain research*, 7(2):192–202, 1998.
- Manelle MERAD, Étienne de MONTALIVET, Mathilde LEGRAND, E MASTINU, Max ORTIZ-CATALAN, Amélie TOUILLET, Noël MARTINET, J PAYSANT, Agnès ROBY-BRAMI et Nathanaël JARRASSÉ : Assessment of an automatic prosthetic elbow control strategy using residual limb motion for transhumeral amputated individuals with socket or osseointegrated prostheses. *Transactions on medical robotics and bionics*, 2(1):38–49, 2020.

- Manelle MERAD, Étienne de MONTALIVET, Agnès ROBY-BRAMI et Nathanaël JARRASSÉ : Intuitive prosthetic control using upper limb inter-joint coordinations and IMU-based shoulder angles measurement : a pilot study. *In International conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 5677–5682. IEEE/RSJ, 2016.
- Manelle MERAD, Étienne de MONTALIVET, Amélie TOUILLET, Noël MARTINET, Agnès ROBY-BRAMI et Nathanaël JARRASSÉ : Can we achieve intuitive prosthetic elbow control based on healthy upper limb motor strategies? *Frontiers in neurorobotics*, 12(1), 2018.
- Roberto MERLETTI, Aleš HOLOBAR et Dario FARINA : Analysis of motor units with high-density surface electromyography. *Journal of electromyography and kinesiology*, 18(6):879–890, 2008.
- Morgane METRAL et Michel GUERRAZ : Fake hand in movement : visual motion cues from the rubber hand are processed for kinesthesia. *Consciousness and cognition*, 73:1–12, 2019.
- Sébastien MICK, Arnaud BADETS, Pierre-Yves OUDEYER, Daniel CATTART et Aymar de RUGY : Biological plausibility of arm postures influences the controllability of robotic arm teleoperation. *Human Factors*, 2020. [sous presse].
- Sébastien MICK, Daniel CATTART, Florent PACLET, Pierre-Yves OUDEYER et Aymar de RUGY : Performance and usability of various robotic arm control modes from human force signals. *Frontiers in neurorobotics*, 11:55, 2017.
- Sébastien MICK, Matthieu LAPEYRE, Pierre ROUANET, Christophe HALGAND, Jenny BENOIS-PINEAU, Florent PACLET, Daniel CATTART, Pierre-Yves OUDEYER et Aymar de RUGY : Reachy, a 3D-printed human-like robotic arm as a testbed for human-robot control strategies. *Frontiers in neurorobotics*, 13:65, 2019.
- Sébastien MICK, Effie SEGAS, Lucas DURE, Christophe HALGAND, Jenny BENOIS-PINEAU, Gerald E LOEB, Daniel CATTART et Aymar de RUGY : Shoulder kinematics plus contextual target information enable control of multiple distal joints of a simulated prosthetic arm and hand. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. [soumis].
- Pietro MORASSO : Spatial control of arm movements. *Experimental brain research*, 42(2):223–227, 1981.
- Jun NAKANISHI, Rick CORY, Michael MISTRY, Jan PETERS et Stefan SCHAAL : Comparative experiments on task space control with redundancy resolution. *In International conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 3901–3908. IEEE/RSJ, 2005.
- Domen NOVAK et Robert RIENER : A survey of sensor fusion methods in wearable robotics. *Robotics and autonomous systems*, 73:155–170, 2015.

- James F O'BRIEN, Robert E BODENHEIMER JR, Gabriel Julian BROSTOW et Jessica K HODGINS : Automatic joint parameter estimation from magnetic motion capture data. Rapport technique, Georgia Institute of Technology, 1999.
- Kohei OGAWA, Koichi TAURA, Shuichi NISHIO et Hiroshi ISHIGURO : Effect of perspective change in body ownership transfer to teleoperated android robot. *In 21st international symposium on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN)*, pages 1072–1077. IEEE, 2012.
- Ozgur S OGUZ, Zhehua ZHOU, Stefan GLASAUER et Dirk WOLLHERR : An inverse optimal control approach to explain human arm reaching control based on multiple internal models. *Scientific reports*, 8(1):1–17, 2018.
- Kengo OHNISHI, Richard F WEIR et Todd A KUIKEN : Neural machine interfaces for controlling multifunctional powered upper-limb prostheses. *Expert review of medical devices*, 4(1):43–53, 2007.
- Willard OODENDIJK, Michaël ROCHOY, Valentin RUGGERI, Florian COVA, Didier LEMBROUILLE, Sylvano TROTTINETTA, F Otter HANTOME, Nemo MACRON et Manis JAVANICA : SARS-CoV-2 was unexpectedly deadlier than push-scooters : could hydroxychloroquine be the unique solution? *Asian Journal of Medicine and Health*, 18(9):14–21, 2020.
- Max ORTIZ-CATALAN, Bo HÅKANSSON et Rickard BRÅNEMARK : An osseointegrated human-machine gateway for long-term sensory feedback and motor control of artificial limbs. *Science translational medicine*, 6(257), 2014.
- Louis-Claude PAQUIN : Embodiment et incarnation : traduction, croisement et translation. 2018.
- Nawadita PARAJULI, Neethu SREENIVASAN, Paolo BIFULCO, Mario CESARELLI, Sergio SAVINO, Vincenzo NIOLA, Daniele ESPOSITO, Tara J HAMILTON, Ganesh R NAIK, Upul GUNAWARDANA *et al.* : Real-time EMG based pattern recognition control for hand prostheses : a review on existing methods, challenges and future implementation. *Sensors*, 19(20), 2019.
- Philippe Pérez de SAN ROMAN, Jenny BENOIS-PINEAU, Jean-Philippe DOMENGER, Florent PACLET, Daniel CATTART et Aymar de RUGY : Saliency-driven object recognition in egocentric videos with deep CNN : toward application in assistance to neuroprostheses. *Computer Vision and Image Understanding*, 164:82–91, 2017.
- Ivan PHELAN, Madelynne ARDEN, Carol GARCIA et Chris ROAST : Exploring virtual reality and prosthetic training. *In Virtual Reality*, pages 353–354. IEEE, 2015.

- Dejan POPOVIC, Mirjana POPOVIC et Thomas SINKJÆR : Life-like control for neural prostheses : "proximal controls distal". In *27th Annual Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 7648–7651. IEEE, 2006.
- Clare PRESS, Geoffrey BIRD, Rüdiger FLACH et Cecilia HEYES : Robotic movement elicits automatic imitation. *Cognitive brain research*, 25(3):632–640, 2005.
- Ashkan RADMAND, Erik SCHEME et Kevin B ENGLEHART : High-density force myography : a possible alternative for upper-limb prosthetic control. *Journal of rehabilitation research & Development*, 53(4), 2016.
- Russell D REED et Robert J MARKS : *Neural smithing : supervised learning in feedforward artificial neural networks*. MIT Press, 1998.
- Linda RESNIK, Matthew BORGIA, Allen W HEINEMANN et Melissa A CLARK : Prosthesis satisfaction in a national sample of veterans with upper limb amputation. *Prosthetics and Orthotics International*, 44(2):81–91, 2020.
- Agnès ROBY-BRAMI, Johanna V ROBERTSON, Roeren ALEXANDRA et Marie-Martine LEF'EVRE-COLAU : Kinematics of the shoulder girdle during pointing : coordination between joints and their contribution to the peri-personal workspace. *Motor Control*, 21(2):168–194, 2016.
- Aidan D ROCHE, Hubertus REHBAUM, Dario FARINA et Oskar C ASZMANN : Prosthetic myoelectric control strategies : a clinical perspective. *Current Surgery Reports*, 2(3):44, 2014.
- John P SCHOLZ et Gregor SCHÖNER : The uncontrolled manifold concept : identifying control variables for a functional task. *Experimental brain research*, 126(3):289–306, 1999.
- Max SCHWARZ, Julio PASTRANA, Philipp ALLGEUER, Michael SCHREIBER, Sebastian SCHUELLER, Marcell MISSURA et Sven BEHNKE : Humanoid teen-size open platform NimbRo-OP. In *Robot Soccer World Cup*, pages 568–575, 2013.
- Reza SHADMEHR et Ferdinando A MUSSA-IVALDI : Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task. *Journal of neuroscience*, 14(5):3208–3224, 1994.
- Charles H SHEA, David L WRIGHT, Gabriele WULF et Chad WHITACRE : Physical and observational practice afford unique learning opportunities. *Journal of motor behavior*, 32(1):27–36, 2000.
- Bruno SICILIANO : Kinematic control of redundant robot manipulators : A tutorial. *Journal of intelligent and robotic systems*, 3(3):201–212, 1990.

- Bruno SICILIANO et Jean-Jacques E SLOTINE : A general framework for managing multiple tasks in highly redundant robotic systems. *In 5th International Conference on Advanced Robotics*, volume 2, pages 1211–1216, 1991.
- Lauren H SMITH, Todd A KUIKEN et Levi J HARGROVE : Evaluation of linear regression simultaneous myoelectric control using intramuscular emg. *Transactions on biomedical engineering*, 63(4):737–746, 2015.
- John F SOECHTING, Christopher A BUNEO, Uta HERRMANN et Martha FLANDERS : Moving effortlessly in three dimensions : does Donders’ law apply to arm movement? *Journal of neuroscience*, 15(9):6271–6280, 1995.
- John F SOECHTING et Francesco LACQUANITI : Invariant characteristics of a pointing movement in man. *Journal of Neuroscience*, 1(7):710–720, 1981.
- Richard S SUTTON et Andrew G BARTO : *Reinforcement learning : an introduction*. MIT press, 2018.
- Pamela SVENSSON, Ulrika WIJK, Anders BJÖRKMAN et Christian ANTFOLK : A review of invasive and non-invasive sensory feedback in upper limb prostheses. *Expert review of medical devices*, 14(6):439–447, 2017.
- Christian SZEGEDY, Wojciech ZAREMBA, Ilya SUTSKEVER, Joan Bruna ESTRACH, Dumitru ERHAN, Ian GOODFELLOW et Robert FERGUS : Intriguing properties of neural networks. *In 2nd International Conference on Learning Representations (ICLR)*, 2014.
- Jin Bo TANG : General concepts of wrist biomechanics and a view from other species. *Journal of Hand Surgery (European Volume)*, 33(4):519–525, 2008.
- Jelle ten KATE, Gerwin SMIT et Paul BREEDVELD : 3D-printed upper limb prostheses : a review. *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology*, 12(3):300–314, 2017.
- Emanuel TODOROV et Michael I JORDAN : Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nature neuroscience*, 5(11):1226, 2002.
- Minh Tuan TRAN, Philippe SOUÈRES, Michel TAÏX, Manish N SREENIVASA et Christophe HALGAND : Humanoid human-like reaching control based on movement primitives. *In 19th international symposium in Robot and Human Interactive Communication*, pages 546–551. IEEE, 2010.
- Yaweng TSENG, John P SCHOLZ et Gregor SCHÖNER : Goal-equivalent joint coordination in pointing : affect of vision and arm dominance. *Motor control*, 6(2):183–207, 2002.
- Yoji UNO, Mitsuo KAWATO et Rika SUZUKI : Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. *Biological cybernetics*, 61(2):89–101, 1989.

-
- Earl E VANDERWERKER : A brief review of the history of amputations and prostheses. *Journal of the Association of Children's Prosthetic-Orthotic Clinics (ACPOC)*, 15(5):15–16, 1976.
- Pauli VIRTANEN, Ralf GOMMERS, Travis E OLIPHANT, Matt HABERLAND, Tyler REDDY, David COURNAPEAU, Evgeni BUROVSKI, Pearu PETERSON, Warren WECKESSER, Jonathan BRIGHT *et al.* : SciPy 1.0 : fundamental algorithms for scientific computing in python. *Nature methods*, 17(3):261–272, 2020.
- Paolo VIVIANI et Tamar FLASH : Minimum-jerk, two-thirds power law, and isochrony : converging approaches to movement planning. *Journal of experimental psychology : human perception and performance*, 21(1):32–53, 1995.
- Ivan VUJAKLIJA, Dario FARINA et Oskar C ASZMANN : New developments in prosthetic arm systems. *Orthopedic research and reviews*, 8:31, 2016.
- Jeng-Feng YANG, John P SCHOLZ et Mark L LATASH : The role of kinematic redundancy in adaptation of reaching. *Experimental brain research*, 176(1):54–69, 2007.

Publications dans des revues à comité de lecture

- **Mick, S**, Lapeyre, M, Rouanet, P, Halgand, C, Benois-Pineau, J, Paclet, F, Cattaert, D, Oudeyer, P-Y & de Ruyg, A (2019). Reachy, a 3D-printed human-like robotic arm as a testbed for human-robot control strategies. *Frontiers in neurorobotics*, 13, 65.
- **Mick, S**, Badets, A, Oudeyer, P-Y & de Ruyg, A (2020). Biological plausibility of arm postures influences the controllability of robotic arm teleoperation. *Human Factors*.
- **Mick, S**, Segas, E, Dure, L, Halgand, C, Benois-Pineau, J, Loeb, GE, Cattaert, D & de Ruyg, A. Shoulder kinematics plus contextual target information enable control of multiple distal joints of a simulated prosthetic arm and hand [soumis au *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*]

Publications affichées

- **Mick, S**, Cattaert, D, Benois-Pineau, J, González-Díaz, I, Oudeyer, P-Y & de Ruyg, A (2020). Hybrid sensorimotor control to increase fundamental knowledge and improve human-robot interactions. *Annual meeting of the Society for the Neural Control of Movement (NCM)* [publication acceptée mais conférence annulée suite à l'épidémie de COVID-19]



Reachy, a 3D-Printed Human-Like Robotic Arm as a Testbed for Human-Robot Control Strategies

Sébastien Mick^{1*}, Mattieu Lapeyre², Pierre Rouanet², Christophe Halgand¹, Jenny Benois-Pineau³, Florent Pacllet¹, Daniel Cattaert¹, Pierre-Yves Oudeyer⁴ and Aymar de Rugy^{1,5*}

¹ Institut de Neurosciences Cognitives et Intégratives d'Aquitaine, UMR 5287 CNRS & Univ. Bordeaux, Bordeaux, France, ² Pollen Robotics, Bordeaux, France, ³ Laboratoire Bordelais de Recherche en Informatique, UMR 5800, CNRS & Univ. Bordeaux & Bordeaux INP, Talence, France, ⁴ Inria Bordeaux Sud-Ouest, Talence, France, ⁵ Centre for Sensorimotor Performance, School of Human Movement and Nutrition Sciences, University of Queensland, Brisbane, QLD, Australia

OPEN ACCESS

Edited by:

Alex Pitti,
Université de Cergy-Pontoise, France

Reviewed by:

Arnaud Blanchard,
École Nationale Supérieure de
l'électronique et de ses Applications,
France

Davide Marocco,
University of Naples Federico II, Italy

*Correspondence:

Sébastien Mick
sebastien.mick@u-bordeaux.fr
Aymar de Rugy
aymar.derugy@u-bordeaux.fr

Received: 03 April 2019

Accepted: 29 July 2019

Published: 14 August 2019

Citation:

Mick S, Lapeyre M, Rouanet P, Halgand C, Benois-Pineau J, Pacllet F, Cattaert D, Oudeyer P-Y and de Rugy A (2019) Reachy, a 3D-Printed Human-Like Robotic Arm as a Testbed for Human-Robot Control Strategies. *Front. Neurobot.* 13:65. doi: 10.3389/fnbot.2019.00065

To this day, despite the increasing motor capability of robotic devices, elaborating efficient control strategies is still a key challenge in the field of humanoid robotic arms. In particular, providing a human “pilot” with efficient ways to drive such a robotic arm requires thorough testing prior to integration into a finished system. Additionally, when it is needed to preserve anatomical consistency between pilot and robot, such testing requires to employ devices showing human-like features. To fulfill this need for a biomimetic test platform, we present Reachy, a human-like life-scale robotic arm with seven joints from shoulder to wrist. Although Reachy does not include a poly-articulated hand and is therefore more suitable for studying reaching than manipulation, a robotic hand prototype from available third-party projects could be integrated to it. Its 3D-printed structure and off-the-shelf actuators make it inexpensive relatively to the price of an industrial-grade robot. Using an open-source architecture, its design makes it broadly connectable and customizable, so it can be integrated into many applications. To illustrate how Reachy can connect to external devices, this paper presents several proofs of concept where it is operated with various control strategies, such as tele-operation or gaze-driven control. In this way, Reachy can help researchers to explore, develop and test innovative control strategies and interfaces on a human-like robot.

Keywords: robotic arm, humanoid robot, research testbed, 3D printing, open-source, rehabilitation engineering

1. INTRODUCTION

While robotic systems keep improving in terms of motor capabilities thanks to progress in mechatronics, developing control strategies and interfaces allowing a human to harness the full potential of an advanced robotic arm proves to be a key challenge in the field of humanoid robotics and in particular, rehabilitation engineering. Indeed, user surveys and reviews (Biddiss and Chau, 2007; Cordella et al., 2016) have already revealed that the lack of functionality and the necessity of a long and difficult training were some main reasons behind upper-limb prosthesis abandonment. As examples drawn from some of the most advanced devices currently on the prosthesis market, Michelangelo (Ottobock) and i-limb quantum (Touch Bionics) hands include too many actuators for an amputee to operate them independently, and their control relies a lot

on pre-programmed grip patterns. Even in the case of an able-bodied human, the gap between robotic devices' complexity and available command signals highlights the need for efficient and usable control interfaces and strategies.

To bridge this gap, researchers have investigated techniques to retrieve additional input data from the human. One of these solutions is the sensor fusion approach, which intends to combine measurements from multiple sensors running at once. This approach can be used with various devices and sensing modalities (Novak and Riener, 2015), whether vision-based, kinematic, or physiological. In particular, as object recognition from egocentric videos can help grasping actions for neuroprostheses (de San Roman et al., 2017), recent works explored how a robotic system could be controlled by fusing eye-tracking with EMG (Corbett et al., 2013, 2014; Markovic et al., 2015; Gigli et al., 2017) or ElectroEncephaloGraphy (EEG) signals (McMullen et al., 2014; Wang et al., 2015). Other works also investigated how Augmented Reality (AR) can be employed to provide relevant visual feedback about a robotic arm's state (Markovic et al., 2014, 2017), with the aim of improving the control loop.

Another approach to overcome this limit is to reduce the need for command signals, by making the robotic system take charge of part of its own complexity. In this way, techniques are developed to allow a human to drive a robot through higher-level, task-relevant commands instead of operating the robot directly in actuator space. A common implementation of this approach is to perform endpoint control through Inverse Kinematics (IK), which convert command signals from the 3D operational space into the actuator space. IK solving is a key research topic in the whole field of robotics, including autonomous humanoid robotics (Bae et al., 2015; Rakita et al., 2018), but can also be employed to manage the kinematic redundancy of human-driven robots (Zucker et al., 2015; Rakita et al., 2017; Meecker et al., 2018).

To evaluate the performance of control techniques, virtual reality (VR) has been employed for more than a decade (Hauschild et al., 2007; Kaliki et al., 2013; Phelan et al., 2015; Blana et al., 2016). Recently, this approach also benefits from the increasing availability of VR development kits on the market, e.g., Oculus (Facebook Technologies, LLC) and VIVE (HTC Corporation), making it easier for researchers to integrate a virtual test environment into their experimental setup. However, a robotic system simulated within a virtual environment would not behave the same way as a physical device, inherently subject to mechanical limits and imperfections. Indeed, VR setups usually implement a simplified device (e.g., ideal, friction-less actuators) in a simplified context (e.g., ignoring gravity). As a result, conclusions drawn from assessments performed in a virtual test environment may not be directly applicable to an actual robot.

On the other hand, some researchers use actual robotic arms to get more realistic data from the testing phase. Works from the literature are found to employ both commercially available devices (Rakita et al., 2017; Meecker et al., 2018) and prototype systems (McMullen et al., 2014; Bae et al., 2015) in their research. More specifically, in the field of prosthetics, many multi-DoF devices have been developed as experimental prototypes, such

as the UNB hand (Losier et al., 2011), the Yale hand (Belter and Dollar, 2013), and the SmartHand (Cipriani et al., 2011).

Among such research devices, the ones developed by Dawson et al. (2014) and Krausz et al. (2016) were designed with the aim of being inexpensive and easily available to other researchers, as open-source systems including 3D-printed parts. Indeed, as 3D-printing allows to produce complex and custom shapes in small batches at a low cost, this manufacturing technique is useful when developing products at the prototype stage. Besides, the fact that the same parts can be produced by many different 3D printers participates notably in the shareability of these designs.

In this paper, we present Reachy, a life-size test platform to be used by researchers to explore, develop, and test control strategies and interfaces for human-driven robotics. Relying on technical solutions drawn from similar works, we aimed at designing a robot that would be **affordable**, **shareable**, and **“hackable”** compared to high-end prototypes or commercially available robotic arms; but also more **human-like** than industrial-grade robots. Indeed, Reachy benefits from its closeness to a human arm in terms of scale and shape, as well as motor features and joint structure. Additionally, even though its use cases are not limited to this field, this robotic platform is primarily intended for applications in prosthetics and rehabilitation engineering.

2. ROBOT DESIGN

2.1. Design Principles

Reachy was created with the aim of providing researchers with a robotic platform on which to test control interfaces and strategies that would be employed to drive a robotic arm. In order to make the robot a relevant tool in the field of rehabilitation technologies, its structure puts the emphasis on human-likeness. Indeed, Reachy is meant to emulate the behavior of a life-size human upper limb, while being fixed at shoulder level on an unmovable support.

Besides, another major requirement of Reachy's design was to ensure that the robot is suitable for a variety of applications ranging from neuroprostheses to teleoperated manipulators. Thus, in order for Reachy to be a versatile platform, we intended to make it extensively customizable, as well as easily and broadly connectable. Ensuring extensive experimental reproducibility in this context requires the platform to allow for thorough hardware modifications, as well as the sharing of said modifications within the scientific community. Therefore, we chose to develop Reachy's design on the following principles and technical solutions: **3D-printed** plastic skeleton parts; **off-the-shelf actuators**, mechanical components and electronics; **free and open-source sharing** of both software and hardware resources.

Reachy was designed by the creators of the Poppy project (Lapeyre et al., 2014), a family of robots for research, art and education that rely on a common software and hardware architecture, but display a variety of shapes, features and purposes. In particular, the first robot of this family, Poppy Humanoid, was originally designed to investigate the role of morphology in biped locomotion (Lapeyre et al., 2013), thus generating the need for a platform whose parts could easily

be redesigned, produced then assembled. The aforementioned design principles directly stem from the philosophy and technical solutions that drove Poppy's development.

2.2. Hardware

Reachy was initially developed as a “full-length” arm, that is to say, a prototype comprising the three segments of the human upper-limb, from shoulder to hand. In this “standard” version, Reachy weighs 1.4 kg and measures 60 cm from shoulder to wrist, with dimensions and proportions similar to those of a human adult's right arm. These prototypes have been equipped and tested with various end-effectors (see **Figure 1B**): a basic sphere, a jointless anthropomorphic hand, or a two-prong clamp providing a minimal grasping feature. Furthermore, as the robot is meant to be customized and “hacked”, Reachy users can adapt its distal end to fit an existing robotic hand chosen among available research prototypes (Losier et al., 2011; Belter and Dollar, 2013; Krausz et al., 2016). For instance, a new prototype featuring the Brunel hand (OpenBionics) as the end-effector has undergone development in order to expand the robot's features and capabilities.

In its standard version, the robot comprises seven independent DoF, each of them actuated by a dedicated motor. The first three motors operate the gleno-scapulo-humeral joint in a simplified way, by performing three consecutive rotations: shoulder flexion-extension, shoulder abduction-adduction, and humeral lateral-medial rotation. The three motors' rotation axes intersect at a single point, located at the center of the second motor's shaft (see **Figure 1A**). The shoulder assembly also comprises two roller bearings to facilitate the operation of the first and third DoF. In order for the robot to remain reasonably easy to model and build, this assembly does not reproduce the system of interdependent rotations and translations forming the

gleno-scapulo-humeral complex, but still allows for a wide range of motion. The fourth and fifth motors operate respectively elbow flexion-extension and forearm pronation-supination, the latter being mounted with a ball bearing. Finally, the last two motors operate the wrist joint by performing consecutively radial-ulnar deviation and flexion-extension. Their respective rotation axes are orthogonal, however they do not intersect; instead, the two motors are linked by a short piece joining the forearm and end-effector. This interval between rotation axes shares some resemblance to that which separates a human's wrist joint axes, even though it is slightly too large because of the actuator size.

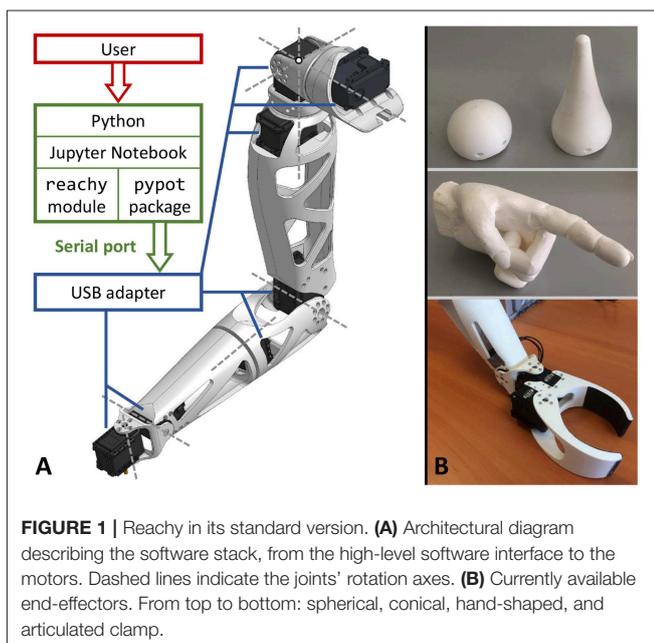
We chose to employ Robotis Dynamixel servomotors¹ to actuate Reachy's seven DoF. These motors are all-in-one modules that provide a good trade-off between accuracy, speed and robustness in mechanical terms, as well as embedded sensors monitoring angular speed and position. They also allow the individual tuning of an internal Proportional-Integral-Derivative (PID) controller, maximum torque and mechanical compliance. Due to these features, Dynamixel servomotors enable a high level of modularity while being able to produce rich motor behaviors. For that matter, this range of actuators is commonly used in the field of robotics, including humanoid robots (Ha et al., 2011; Ly et al., 2011; Hild et al., 2012; Schwarz et al., 2013; Dawson et al., 2014). Apart from actuators, only few additional mechanical components are needed to assemble Reachy's joints, namely: the three aforementioned bearings, and transmission wheels to insert on each servomotor's shaft. In particular, as all these actuators include an individual gearbox, Reachy's assembly does not require extra reduction mechanisms for joint actuation.

Three different models of Dynamixel motors are included in Reachy's standard version. The most powerful one is an MX-106 and operates the most proximal DoF of the robot, shoulder flexion-extension, while the shoulder's remaining DoF and elbow joint are actuated by MX-64. As these four joints support the heaviest loads while the robot is put in motion, the corresponding motors were chosen accordingly. The forearm and wrist joints, which do not require as much power, are operated by AX-18, lighter and smaller than MX servomotors, so that the robot's weight distribution leans toward the proximal end.

Regarding the robot's skeleton, the limbs' design relies on a trellis-like structure to reduce the weight and keep assembly simple, by providing easy access to screw holes. This open, low-density structure also improves motor heat dissipation thanks to freer air circulation. Prototypes and current versions of Reachy were printed in polyamide or Poly-Lactic Acid (PLA), two materials commonly used in the additive manufacturing industry. Their low cost, availability and compatibility with most desktop 3D printers make them ideal for prototyping, while their durability and printing resolution make them adequate for finished products with good quality standards.

2.3. Electronics and Software

Reachy's motors are connected with each other in a series using three-pin connectors and powered by a pair of 12 V × 5 A power



¹http://en.robotis.com/subindex/dxl_en.php

supply units, for a total power of 120 W. At one end of the series, a USB adapter allows for plugging into a computer. The robot is then controlled through a serial port with a software interface called Pypot, which handles the communication with Dynamixel servomotors to drive the robot, e.g., sending motor commands, retrieving data from embedded sensors. This architecture is illustrated in **Figure 1A**.

Developed as part of the Poppy project, this software base is common to the whole Poppy-Reachy family of Dynamixel-powered robots. Following an open-source approach, Pypot was entirely written in Python in order to enable cross-platform deployment, as this language is compatible with most desktop operating systems as well as some embedded systems for single-board computers. Python programming also allows for fast development by emphasizing code readability and conciseness, so that developers can efficiently produce clear programs whether their project is of small or large scale. Besides, Reachy users can take advantage of numerous Python libraries dedicated to scientific computing, and already in use within the scientific community. This allows them to combine Reachy's features with techniques such as signal processing or machine learning, without having to resort to other languages or software.

While its open-source nature provides expert programmers with extensive freedom over the system, Pypot is also intended to be accessible to beginners. In particular, it provides high-level motor commands over the joints' angular positions and mechanical compliance, so that any user can program a trajectory and put the robot in motion with only a few lines of code (see **Supplementary Material**). Additionally, tutorials are provided to Reachy users in the form of Jupyter notebooks (Kluyver et al., 2016), which are interactive development supports combining source code, formatted text, plots, and graphical input/output widgets. Jupyter notebooks can be created from a Web navigator and don't require any dedicated code editor. As a result, this software environment is accessible enough to allow Poppy robots to be currently used as educational platforms in several middle and high schools².

Pypot also includes features to operate a virtual robot within the simulator V-REP (Freese, 2015), as illustrated in **Figure 2**. In this way, users can experiment and verify their developments on a simulated Reachy before deploying them on an actual robot in a physical setup. Migrating from a simulated to an actual robot, and vice versa, does not require any modification on the source code apart from a single keyword while configuring the connection to a robot.

2.4. Features

2.4.1. Motor Performance

Reachy's motors can sustain up to 10 min of continuous operation and are able to work for as long as a full day when tasked with short, out-of-charge movements alternating with short resting periods. They provide a payload capacity of about 500 g at endpoint level, that the robot can handle for a few minutes. Their embedded load and temperature sensors also allow to automatically trigger resting phases, in order to prevent

²<http://perseverons.espe-aquitaine.fr/sp6-robotique-inria/>

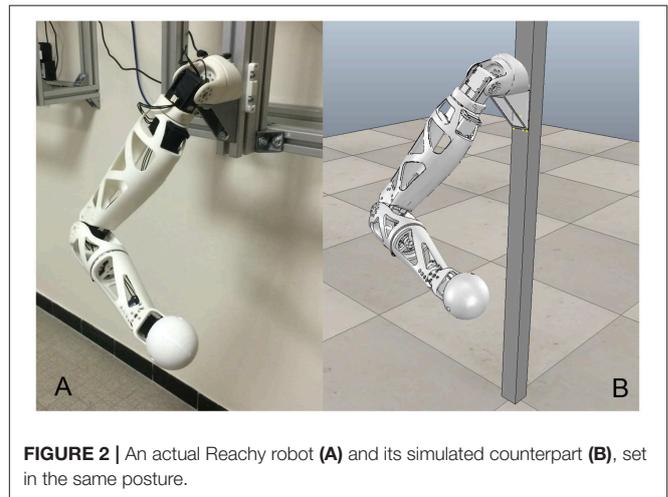


FIGURE 2 | An actual Reachy robot (A) and its simulated counterpart (B), set in the same posture.

overheating during prolonged operation or after exposing the robot to significant strain. As a result, Reachy can be programmed to work autonomously for extended periods of time without putting the actuators at risk.

Out of charge, Dynamixel motors can reach a maximum speed of $500^\circ/\text{s}$ and a maximum acceleration of $10,000^\circ/\text{s}^2$. When they operate in their nominal angular speed range, their performance allows the robot's joint to reach their goal positions with a delay from 50 to 100 ms. This responsiveness makes it thus possible to develop real-time control schemes within which a human is continuously driving the robot. As a consequence, the robot can move its endpoint safely at a speed up to 2 m/s, with an acceleration of 10 m/s^2 .

Thanks to its three DoF at shoulder level, Reachy's full-length version can perform complex movements and postures in a wide range of action in the 3D space. As a result, Reachy benefits from having a workspace similar to that of a human adult's arm, within a 65 cm-radius sphere centered on its shoulder.

2.4.2. Application in Prosthetics

Thanks to its human-like shape and joints, Reachy is suitable for applications in the field of upper-limb rehabilitation engineering, as a life-size test platform. Indeed, Reachy can emulate the behavior of a prosthetic arm in order to test and validate control schemes before implementing them on a genuine prosthesis. In this context, it also benefits from being notably cheaper than most commercially available upper-limb prostheses, thanks to its hardware architecture.

Indeed, 3D-printing technology has already been employed to create numerous arm prosthesis prototypes, whose designs are being developed by creators ranging from DIY enthusiasts and hobbyists, to researchers and engineers, as detailed in ten Kate et al. (2017). The fact that more than half of these 3D-printed devices' designs are shared online and available for free, shows how these creators take advantage of the interoperability of most desktop printers. This review also highlights how the production cost of these devices is one of the decisive aspects that sparked the growth of this category of prosthetic devices, so much so

that some 3D-printed prosthetic arms have recently went beyond the prototype stage and entered the market, such as the Hero Arm (OpenBionics).

Compared to the devices listed in this review, Reachy stands as one of the few models to address amputation above the elbow. Additionally, even though the predominance of transradial amputations among upper-limb disabilities explains the rarity of this type of prosthesis, Reachy is intended to enable research at multiple amputation levels. Indeed, the robot can be employed as a mockup device for any level of upper-limb amputation, when training a patient to produce muscle activity before being fit with a myoelectric prosthesis. This allows a patient to begin training even before being able to wear a prosthesis, e.g., while the stump is still cicatrizing. Obviously, such a training cannot replace experience with an actual prosthesis, especially because of the differences in terms of point of view, embodiment and perception of weight and inertia. Nonetheless, it can take place in a patient's rehabilitation as a complementary or preliminary training, with the aim of getting familiar with myoelectric control as well as motors' responsiveness and accuracy.

In this context, the patient's lost motor functions are emulated with Reachy's corresponding joints while the robot's more proximal actuators are locked in a given posture. In this way, the patient can practice performing appropriate muscle contractions and receive relevant feedback from the robot moving accordingly, following a given prosthesis control scheme. In a more advanced setup, the patient's residual limb movements can even be tracked and reproduced on these motors, instead of being locked. Such a setup could turn out to be useful as well for testing control strategies using residual limb motion as input signal to drive the prosthesis (Kaliki et al., 2013; Merad et al., 2016).

Regarding the end-effector, in respect to grasping with an arm prosthesis, a fixed wrist often requires the patient to perform extra shoulder and elbow movements to compensate for the lack of distal mobility. Thus, enabling wrist motion proves to be quite useful for a patient (Kanitz et al., 2018), as it enables a more natural and comfortable use. In this way, Reachy's 2-DoF wrist makes it suitable to address this aspect of prosthesis control. In combination with forearm rotation, these motor functions at wrist level allow the robot to put its endpoint in a wide variety of 3D orientations, enabling different grasping types depending on the item of interest.

Finally, Reachy's customizable architecture allows users to design, print and assemble custom fixings, so that a part of the robot can be mounted on an actual prosthetic socket or harness, and worn by an amputee (see **Figure 3**). Whether at transradial or transhumeral level, the robot's skeleton parts can be modified so that its dimensions are adjusted to the wearer's morphology, to fit best with the stump's anatomy as well as the sound limb's proportions. Obviously, Reachy is not meant to replace a prosthesis for daily use, but a socket-mounted version of Reachy could as well be employed for training patients with myoelectric control.

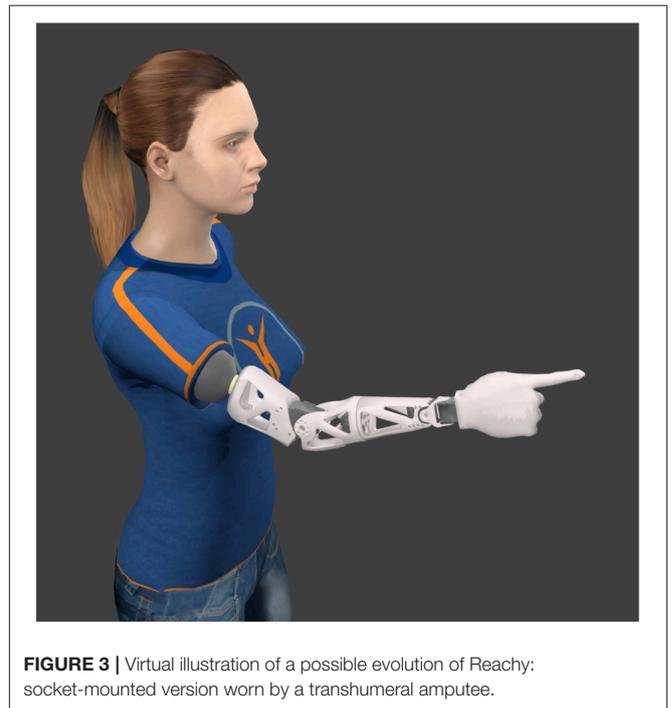


FIGURE 3 | Virtual illustration of a possible evolution of Reachy: socket-mounted version worn by a transhumeral amputee.

2.5. Comparison With Existing Robotic Arms

In order to put Reachy's performance and abilities in perspective with existing robotic devices, we compared it with several related robotic arms, considering various aspects and features.

The Bento Arm (Dawson et al., 2014) is a robotic arm employed in research and upper-limb rehabilitation to emulate a myoelectric prosthesis. It includes five joints from humerus to end-effector, each actuated by a Dynamixel motor. Its mechanical structure follows human-like shapes and proportions, and relies mostly on 3D-printed plastic parts. In this sense, this robot is very similar to Reachy, although the upper arm includes only a single DoF at humeral level, and none at shoulder level. As a consequence, its workspace is limited to a 22 cm-wide circular area centered on the elbow, for a payload capacity of only 300 g. This narrow range of motion and limited upper-arm actuation make the Bento Arm unsuitable for research on whole-arm movements, unless it is mounted on a prosthesis socket. As a rehabilitation device, it focuses on emulating a transradial prosthesis but appears to be inappropriate with respect to higher levels of amputation. In particular, it cannot be employed to study or reproduce coordinations between upper-arm joints.

The GummiArm (Stoelen et al., 2016) is an experimental bio-inspired robotic arm comprising 10 tendon-driven joints, actuated by 19 Dynamixel motors. With eight of its joints enabling variable stiffness, this robot can perform movements in a workspace similar to that of a human arm while being safe to physically interact with. Similarly to Reachy, its 3D-printed skeleton parts and open-source approach allow for replication and modification by users. However, its higher number of actuators and tendon-based mechanics make it more expensive

(over 5,000\$ in spare parts, over 11,500\$ as a kit) as well as more suitable for research on bio-inspired actuation and compliant motor control than on rehabilitation engineering. Indeed, most upper-arm, elbow and forearm prostheses are actuated by a single motor per joint in a non-compliant fashion, instead of emulating human biomechanical structures.

The Modular Prosthetic Limb (MPL) (Johannes et al., 2011) is an experimental robotic upper-limb prosthesis, comprising 26 joints actuated by 17 motors. Its high-grade components and anthropomorphic design allow it to reach human-like strength in the wide range of motion offered by its joints. Compared to Reachy, this robot offers much better motor performance, such as a payload capacity of 15 kg and a joint speed of 120°/s. However, these abilities also come with a higher power consumption (24 vs. 5 V for Reachy) and a heavier weight (4.7 vs. 1.2 kg for Reachy).

The DLR Hand Arm System (Greibenstein et al., 2011) is an experimental bio-inspired robotic arm, now integrated to the humanoid robot David as its upper limb. It includes six DoF in the arm and 19 in the hand, actuated by a total of 52 motors. Its tendon-driven mechanical structure allows the robot to operate dexterously at a speed and in a workspace comparable to those of a human, making it clearly more capable than Reachy in terms of motor performance. However, its bidirectional antagonist joints require numerous motors and mechanical components, a dedicated transmission architecture and a dense electronics network managing both actuation and sensing.

Due to their price and complexity in terms of electronics and mechanics, these advanced robotic devices are much more difficult to replicate or customize in depth. In this sense, their users depend significantly on the robot's designers and makers to assemble, modify and repair it, whereas Reachy's design allows users to handle every step of the fabrication process. Its architecture is simple enough to allow non-experts to build it and connect it to a computer. Regarding control and interfacing, both of these robots rely on complex control architectures (Bridges et al., 2011; Grebenstein et al., 2011) running in Simulink, proprietary software owned by MathWorks, Inc. In this regard, the pieces of software operating these devices are less open and more difficult for a user to modify or adapt to a given use case. Conversely, Reachy benefits from its open-source software architecture providing many interfacing options, with a variety of command signals and external software tools.

Although Reachy does not compare to these advanced robots in terms of performance, its connectability and highly modifiable structure make it a suitable research platform. In this sense, we wish to promote Reachy as a complete platform combining both hardware and software characteristics fostering replication, customization and versatility. We are not aware of a similar robotic system that would offer as many possibilities, based on the comparison detailed in this section.

2.6. Sharing Philosophy

Reachy is developed in partnership with and distributed by Pollen Robotics³ as a fully open-source project. Besides, users willing

³<https://www.pollen-robotics.com/en/our-products/humanoid-robot-arm-reachy/>

to assemble the robot by themselves can buy all the hardware in spare parts, at a total price below 4,000\$ for the standard version. Any laboratory can build their own Reachy, modify its components and customize it at will, on both hardware and software sides. This allows researchers to adapt the robot to their specific needs and interface it with their own devices and tools.

The source files from the Computer-Aided Design (CAD) models of the different printable parts are shared under the Creative Commons BY-SA license⁴ and available online⁵. The bill of materials and software components that are specific to Reachy are shared under the Lesser GNU General Public License⁶ and available online in the project's repository⁷. The Pypot library is shared under the GNU General Public License⁸ and available online in a dedicated repository⁹.

As Reachy relies on the same software and hardware architecture as Poppy robots, it is worth noting that its users can benefit from the help and contributions shared by the Poppy project's community on its repository¹⁰. Indeed, this community hub gives access to many tips regarding the different aspects of the robot, from configuring and assembling the servomotors to setting up the software tools and troubleshooting.

3. PROOFS OF CONCEPT

In order to illustrate Reachy's interfacing capabilities, we developed several proofs of concept where the robot's features are combined or expanded with various external devices and software tools. All the proofs of concept described below were developed in Python, to further demonstrate the interfacing potential provided by this language.

3.1. Inverse Kinematics for Endpoint Position Control

Determining a set of motor angles that put a robot's endpoint at a target position in its operational space is a common problem in the field of robotic arms, and is usually referred to as the *Inverse Kinematics* (IK) problem. As it comprises seven independent DoF, Reachy typically displays *kinematic redundancy*, implying that there is an infinite number of distinct solutions to this problem for each reachable target position. Thus, in order to drive the robot's endpoint position to a given target, one needs to determine which set of angles to apply, among the infinity of possible sets. However, the numerical expression of this under-constrained geometrical problem is non-linear, which makes analytic solving impractical and costly in terms of computation.

3.1.1. Local Optimization

Instead, a widespread method used by roboticists to solve IK problems is to employ local optimization. This method relies on

⁴<http://creativecommons.org/licenses/by-sa/4.0/>

⁵<http://cad.onshape.com/documents/66388ae9c63cef53d76acd77/w/68c2411483d5bc65c7f54234/e/581d46ba9b8ee98de9d636ee>

⁶<http://gnu.org/licenses/lgpl-3.0.html>

⁷<http://github.com/pollen-robotics/reachy>

⁸<http://gnu.org/licenses/gpl.html>

⁹<http://github.com/poppy-project/pypot>

¹⁰<http://github.com/poppy-project>

a cost function, attributing a scalar value to any set of angles to quantify to what extent it is a good solution with respect to the IK problem: a lower cost means a better solution. Usually, this cost function is based on the distance between the target and the endpoint position, which can be analytically determined with the geometrical model of the robot. Then, through a step-by-step process, the optimization finds and returns a local minimum of this cost function, that should correspond to one of the sets of angles putting the endpoint at the required position.

We used the Python library IKPy (Manceron, 2015), a generic IK solver, to apply this method on Reachy. The robot's software resources include a Universal Robot Description Format (URDF) file describing Reachy's mechanical properties, such as the relative position and orientation of each joint and skeleton part. These geometrical data can then be imported with IKPy to build the corresponding kinematic chain, by going through the sequence of joints from the robot's base to its endpoint. In this way, this interfacing between IKPy and Reachy's software interface can be performed straight out of the box, and works as a standalone, without requiring any external device or specific hardware. As a result, combining IKPy's features with the motors' command options provides a new and easy way to control Reachy by sending 3D coordinates as commands, instead of joint angles. A code sample showing how to use IKPy with Reachy is available online¹¹.

IKPy allows to set parameters for the optimization process (e.g., maximum iteration number, convergence tolerance) when calling it from another program. Thanks to these options available in the code, users can fine-tune the process in respect to the intended use case and available computing power. As an example, after fine-tuning our setup through a trial-and-error process, the model was able to reach a sub-centimetric accuracy with a computing time below 100 ms on a desktop computer. However, the kinematic chain employed with this method is a **theoretical** model of the robot and does not take into account the robot's weight and joints' mechanical play. On a physical robot, as actual motors are unable to reach the *exact* angular positions determined by IKPy, the endpoint tends to undershoot when driven with this method. To assess endpoint accuracy, the distance between the endpoint's actual position and its target was measured for eighty postures distributed in the robot's range; each measurement was performed after the robot moves for 1.5 s then is asked to hold the posture for 3.5 s. We obtained a mean distance to target of 87 mm (SD 23 mm), and also observed that the endpoint usually reaches positions located under the target. Indeed, position errors along the two cartesian horizontal axes are roughly centered on zero (mean < 5 mm) whereas along the vertical axis, this error is subject to a notable offset (mean = 84 mm).

Nevertheless, this flaw is not blatantly noticeable if no visible object materializes the target position in the operational space. Besides, the vertical offset proves to be fairly consistent over time and reachable space. Therefore, in the context of a continuous endpoint position control, it can be dealt with

during a calibration phase performed prior to the control phase. In this way, this interfacing between IKPy and Reachy can be conveniently employed in applications where there is no strong need for endpoint accuracy in the operational space.

To assess repeatability, the robot was tasked to perform several times the same movement while the endpoint's position was recorded with a motion tracking system (Optitrack V120 Trio, Natural Point Inc.). Firstly, the robot was tasked to travel across a 40 cm-wide circle in a frontal plane, in 3.5 s. A comparison of the recorded trajectories showed that on keyframes distributed along the movement, for a given set of motor goals, the robot's resulting endpoint positions were spread within a 12 mm-radius sphere. Then, the robot was tasked to reach a given posture and hold it for several seconds before its endpoint position was recorded. Over ten repetitions of this movement, the positions were spread within a 5 mm-radius sphere. These results illustrate Reachy's ability to reach the same point in space in response to the same motor commands, in both static and dynamic contexts.

3.1.2. Supervised Learning With an Artificial Neural Network

On another hand, this gap between a theoretical model and Reachy's actual functioning can be reduced by employing modeling techniques that do not intend to simulate the robot's *ideal* behavior. One of them consists in recording actual movements performed by the robot and using them as "ground truth" examples on which to perform supervised learning. The goal is to build a set of movements where both motor angles and endpoint coordinates are synchronously recorded, so that a supervised learning algorithm can emulate the actual relationship between these two quantities.

To apply this technique with Reachy, we first defined a set of robot postures through physical demonstration: with its motors set as compliant, the robot was manually placed in various configurations while embedded sensors recorded the joints' angles. Then, based on the recorded angles, the robot performed movements going from one of such demonstrated postures to another, while the Optitrack V120 recorded the actual endpoint position. We used an Artificial Neural Network (ANN) to perform supervised learning on the captured joint and endpoint data. ANNs are computational tools relying on elementary logical units called "neurons" and connected between them by weighted links, generally following a specific network architecture (Reed and Marks, 1998). For several decades, these tools have been used to perform supervised learning by tuning the weights of these links based on the training data. In the field of robotics, ANNs are typically employed to perform environment sensing or effector control, including IK solving (Bouganis and Shanahan, 2010; Duka, 2014; Almusawi et al., 2016).

Our results were obtained with a feed-forward multi-layer perceptron including two fully connected hidden layers of, respectively 64 and 128 neurons. We employed the TensorFlow (Abadi et al., 2015) backend and Keras (Chollet, 2015), a Python programming interface for ANNs to implement and train this network to perform IK solving, that is to say: take endpoint coordinates as input and return corresponding joint angles as output.

¹¹<http://github.com/pollen-robotics/reachy/blob/master/doc/notebook/Kinematics.ipynb>

Relatively to using IKPy, implementing this method is more demanding and requires to carry out the previously described two-phase data acquisition process using motion capture equipment. However, as this technique is based on movements performed by the physical robot instead of a mechanically perfect model, the ANN implicitly takes into account the deviations between the motor commands sent to the robot and the angles actually reached by the motors. As a result, this method proved to be more accurate than the local optimization method with an actual robot (mean distance to target = 25 mm, SD 11 mm). In particular, it does not suffer from the aforementioned vertical offset, as the position error along the vertical axis isn't more off-centered than along horizontal axes (mean < 14 mm for all three axes). On another hand, the computing time required to perform a single IK solving with this method remained consistently under 1ms, proving it to be much faster than local optimization.

Besides, building the training set through manual demonstration of postures allows users to deliberately introduce a bias in favor of a certain type of posture. In this way, such a bias would be implicitly learned and emulated by the network, as its output would be, by design, similar to the training set's postures. For instance, if one only records postures with a horizontal hand and palm facing downwards, virtually all joint angles returned by the network should correspond to postures displaying that same characteristic.

Regarding network structure, we noticed that adding more hidden layers or increasing their size does not draw significant benefits and can even result in the network overfitting the examples, while notably increasing the time required to train it. Based on these observations, we hypothesize that more complex network architectures, such as convolutional or recurrent networks, may not be appropriate for the solving of this IK problem.

As a conclusion on the topic of IK solving for Reachy, we presented here two methods with notable differences regarding accuracy, practicality or convenience. These methods also illustrate how Reachy benefits from being connectable and customizable, in the way that various solutions can be employed to provide similar features, so that users can choose a solution suitable for their needs. Other approaches could be employed to perform endpoint position control, either based on existing techniques from the literature, or developed *ad hoc* with more specific requirements.

3.2. Tele-operation

Based on the endpoint position control feature made available by these IK solving techniques, we developed a second proof of concept, which we refer to as "tele-operation." The goal of this proof of concept is to provide users with an intuitive and transparent way to drive the robot in real time, that would not require them to send explicit, quantitative commands such as joint angles or endpoint coordinates. With this aim, the tele-operation driving mode works by continuously tracking a subject's hand trajectory and simultaneously mapping it on the robot's hand, considered its endpoint.

Our implementation of this driving mode makes use of the Optitrack V120 Trio as the motion tracking system, to determine

the 3D position of a marker placed on the hand. We interfaced the device with a Python program using OptiRX (Astani, 2016) to retrieve marker data in real time at 120 Hz. Before the control phase, a calibration is performed to set the relation between the subject's reference frame, in which marker data is expressed, and the robot's reference frame, in which endpoint target coordinates must be expressed. Then, both the robot and subject's arms are placed in the same initial posture: humerus along the body and elbow flexed at 90° (see **Figure 4**). In this posture, the subject's and robot's hand positions are saved in order to work as origin points in their respective frames. At each instant of a 10 Hz control loop, the former is used to compute the instantaneous displacement vector of the subject's hand, then the latter is used to compute the robot's hand target position, by mapping this vector in the robot's frame. Finally, using an IK solving method, Reachy is put in motion so that its endpoint goes toward this instantaneous target.

As a result, the subject can drive the robot by performing natural arm movements, observing how Reachy mirrors them and using this visual feedback to adjust the robot's motion. Obviously, the processing time as well as the fact that the motors cannot instantly reach the goal angles sent as commands, introduce a lag between its endpoint's movement and the subject's hand trajectory. In the current setup, this lag is usually comprised between 350 and 450 ms. This proof of concept illustrates how one can implement a control strategy with Reachy, that is: a way to put it in motion based on data acquired by external devices. It also demonstrates how Reachy can be controlled in a real-time fashion, while performing smooth and steady movements.

A video clip showing a subject driving the robot in tele-operation mode is available online¹².

3.3. Gaze-Driven Control

Following on from vision-based assistive devices, we developed a second proof of concept to explore how eye movements and gaze behavior could be employed as a source of commands to put Reachy in motion. With this aim, we tried to interface the robot with eye-tracking and image processing tools, in order to allow a subject to drive Reachy by moving only their eyes instead of their limbs. Eye tracking is a category of techniques aiming at measuring eye movements or gaze direction, whether for observation purposes or as input in an interactive setup (Duchowski, 2003). In the field of robotics, eye-tracking techniques have recently been employed to control robotic arms, especially with applications in rehabilitation and assistive technologies (Frisoli et al., 2012; McMullen et al., 2014; Hortal et al., 2015).

The resulting setup relies on a camera filming a scene in front of the robot, and a computer screen displaying its video stream to a subject. The camera is placed so that the scene matches with the robot's reachable space, and hand-sized objects of various colors and shapes are located within its range. They are placed so that no visual occlusion occurs from the point of

¹²<https://www.youtube.com/watch?v=Oa9mHM0DrYI>



FIGURE 4 | Tele-operation setup, shown during the calibration phase. Subject and robot are placed in the same posture while the Optitrack system (on the left) records the coordinates of the reflecting marker placed on the subject's hand. See this driving mode in operation at <https://www.youtube.com/watch?v=Oa9mHMoDtYI>.

view of the camera, and no physical obstruction occurs when the robot moves its endpoint toward an object. In this setup, the screen acts as a 2-dimensional proxy between the robot's operational space and the subject's field of view, in order to use eye-tracking technology in a simpler context than 3D space. We employed the GP3 HD eye tracker (Gazepoint) to locate the focus of the subject's gaze on the plane of the screen, and identify the corresponding object in the robot's reaching space (see **Figure 5**). Then, the robot can be put in motion toward this object's position, either using pre-recorded postures, or a combination of inverse kinematics and computer vision in the scene in front of the robot.

Finally, using a Myo armband (Thalmic Labs Inc.), we also integrated a basic form of myoelectric control to this setup. This measuring device allows for the detection of a specific muscle activation pattern, that can be interpreted as a command signal. In this way, the subject can perform, for instance, a voluntary co-contraction of forearm muscles to trigger a movement by the robot. Whenever such a signal is detected, the object on which the subject's gaze is focused is identified by the eye-tracking system, and Reachy is put in motion accordingly.

It is worth noting that the processing of gaze data performed to identify the object of interest remains very basic in this simplified setup. In a daily life context, the subject's posture would be unconstrained. Furthermore, the environment the subject acts in, performing its instrumental activities of daily living, is cluttered. The distractors and scene changes provoke saccades. When maintaining gaze on the target object, the geometry in a dynamic scene is also unstable due to micro-saccades. This is why a filtering of gaze fixation signal along the time is needed (González-Díaz et al., 2019). Moreover, today a localization of objects in a gaze-predicted area can be solved together with an object-recognition task, employing powerful deep CNN classifiers. This

allows for more precise object localization and also adaptation to the scene dynamics due to the unconstrained motion of the subject.

The source code employed in this proof of concept is available online¹³. A video clip showing a subject performing gaze-driven control is available online¹⁴.

4. CONCLUSION AND PERSPECTIVES

Reachy, a seven-DoF human-like robotic arm, was developed to act as a test platform for research on human-driven robotic arms. Following an open-source approach, its design was elaborated to allow for easy sharing and low fabrication cost, with the purpose of enabling extensive customization in a wide variety of applications. Software and hardware resources were made available online so that researchers and laypeople can build a Reachy robot and integrate it in their own experiments and projects.

In the short term, immediate applications of Reachy include the exploration, development and testing of control strategies and interfaces for robotic arms. In this way, several prototypes were produced and proofs of concepts were developed in order to illustrate potential use cases in various fields in relation with human-driven robotics. As a broadly connectable platform, it allows to investigate hybrid control strategies, combining biomechanical signals with motion- or eye-tracking tools and computer vision techniques (de San Roman et al., 2017; González-Díaz et al., 2019). Reachy can also help study how vision-based control strategies would help driving rehabilitation

¹³http://github.com/pollen-robotics/reachy/blob/master/applications/video_gaze.py

¹⁴<https://www.youtube.com/watch?v=qloR67AaqQ4>

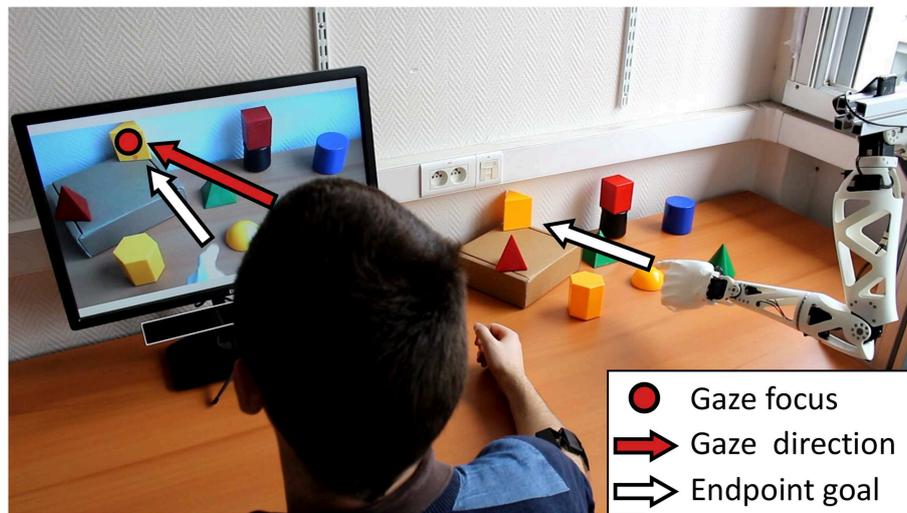


FIGURE 5 | Gaze-driven control setup. On the right, various objects are located in front of a left-handed version of Reachy, and the resulting scene is filmed by the camera placed over the robot's shoulder. Its video feed is shown on the screen on the left, under which the eye-tracker is placed. The subject wears the Myo armband on the right forearm to trigger a movement by the robot. See this driving mode in operation at <https://www.youtube.com/watch?v=qloR67AaqQ4>.

devices, such as an assistive arm fixed to a wheelchair, for use by patients suffering from Spinal Cord Injury (SCI) (Corbett et al., 2013, 2014).

On the longer term, Reachy can be employed as a mockup device for research and training with upper-limb neuroprostheses. In particular, it can help patients get familiar with muscle signal production and myoelectric control prior to being fit with an actual arm prosthesis. Additionally, thanks to its motors' control options, Reachy is suitable to address different levels of amputation, by employing separate control modes to drive proximal and distal joints. For instance, as a way to emulate transhumeral amputation, Reachy can be controlled through a "hybrid" teleoperation mode where shoulder joints reproduce a patient's actual shoulder motion while the other motors are driven with a separate, artificial control strategy. Similar approaches were investigated in recent works (Kaliki et al., 2013; Merad et al., 2016), where natural shoulder motion (performed by a subject) is used to infer artificial elbow and/or wrist motion (performed by a virtual avatar or a wearable prosthesis). As a general conclusion, Reachy can prove to be a versatile device suitable for applications with multiple approaches for the control of an upper-limb neuroprosthesis.

DATA AVAILABILITY

All datasets generated for this study are included in the manuscript and/or the **Supplementary Files**.

REFERENCES

Abadi, M., Agarwal, A., Barham, P., Brevdo, E., Chen, Z., Citro, C., et al. (2015). *TensorFlow: Large-scale Machine Learning on Heterogeneous Systems*.

AUTHOR CONTRIBUTIONS

SM participated in the development of proofs of concept under the supervision of P-YO and AR, and wrote the paper. ML and PR designed the robot and participated in the development of proofs of concept. CH participated in the development of proofs of concept. JB-P, FP, and DC provided inputs for paper writing. All authors approved the final version.

FUNDING

This work was funded by two PEPS CNRS/IdEx Bordeaux grants (2014 and 2015), and a CNRS Osez l'interdisciplinarité grant (2017–2019).

ACKNOWLEDGMENTS

The authors would like to thank Lionel Parra-Iglesias for designing and printing skeleton parts, Philippe Chauvet for designing and assembling the robot's support, and Lucas Dure for creating **Figure 4**.

SUPPLEMENTARY MATERIAL

The Supplementary Material for this article can be found online at: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnbot.2019.00065/full#supplementary-material>

Almusawi, A. R., Dülger, L. C., and Kapucu, S. (2016). A new artificial neural network approach in solving inverse kinematics of robotic arm (Denso VP6242). *Comput. Intell. Neurosci.* 2016:5720163. doi: 10.1155/2016/5720163

- Astanin, S. (2016). *A Pure Python Library to Receive Motion Capture Data From OptiTrack Streaming Engine*.
- Bae, J.-H., Park, J.-H., Oh, Y., Kim, D., Choi, Y., and Yang, W. (2015). Task space control considering passive muscle stiffness for redundant robotic arms. *Intell. Serv. Robot.* 8, 93–104. doi: 10.1007/s11370-015-0165-2
- Belter, J. T., and Dollar, A. M. (2013). “Novel differential mechanism enabling two DoF from a single actuator: application to a prosthetic hand,” in *2013 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)* (Seattle, WA: IEEE), 1–6.
- Biddiss, E. A., and Chau, T. T. (2007). Upper limb prosthesis use and abandonment: a survey of the last 25 years. *Prosthet. Orthot. Int.* 31, 236–257. doi: 10.1080/03093640600994581
- Blana, D., Kyriacou, T., Lambrecht, J. M., and 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. doi: 10.1016/j.jelekin.2015.06.010
- Bouganis, A., and Shanahan, M. (2010). “Training a spiking neural network to control a 4-DoF robotic arm based on spike timing-dependent plasticity,” in *2010 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN)* (Barcelona: IEEE), 1–8.
- Bridges, M. M., Para, M. P., and Mashner, M. J. (2011). Control system architecture for the Modular Prosthetic Limb. *Johns Hopkins APL Techn. Digest* 30, 217–222.
- Chollet, F. (2015). *Keras*. Available online at: <https://github.com/fchollet/keras>
- Cipriani, C., Controzzi, M., and Carrozza, M. C. (2011). The SmartHand transradial prosthesis. *J. Neuroeng. Rehabil.* 8:29. doi: 10.1186/1743-0003-8-29
- Corbett, E. A., Kording, K. P., and Perreault, E. J. (2013). Real-time evaluation of a noninvasive neuroprosthetic interface for control of reach. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 21, 674–683. doi: 10.1109/TNSRE.2013.2251664
- Corbett, E. A., Sachs, N. A., Kording, K. P., and Perreault, E. J. (2014). Multimodal decoding and congruent sensory information enhance reaching performance in subjects with cervical spinal cord injury. *Front. Neurosci.* 8:123. doi: 10.3389/fnins.2014.00123
- Cordella, F., Ciancio, A. L., Sacchetti, R., Davalli, A., Cutti, A. G., Guglielmelli, E., et al. (2016). Literature review on needs of upper limb prosthesis users. *Front. Neurosci.* 10:209. doi: 10.3389/fnins.2016.00209
- Dawson, M. R., Sherstan, C., Carey, J. P., Hebert, J. S., and Pilarski, P. M. (2014). Development of the Bento Arm: an improved robotic arm for myoelectric training and research. *Proc. MEC* 14, 60–64. doi: 10.13140/2.1.3118.4640
- de San Roman, P. P., Benois-Pineau, J., Domenger, J.-P., Paquet, F., Cattaert, D., and de Rugy, A. (2017). Saliency driven object recognition in egocentric videos with deep CNN: toward application in assistance to neuroprostheses. *Comput. Vis. Image Understand.* 164, 82–91. doi: 10.1016/j.cviu.2017.03.001
- Duchowski, A. T. (2003). *Eye Tracking Methodology: Theory and Practice*. London, UK: Springer.
- Duka, A.-V. (2014). Neural network based inverse kinematics solution for trajectory tracking of a robotic arm. *Proc. Technol.* 12, 20–27. doi: 10.1016/j.protcy.2013.12.451
- Freese, M. A. (2015). *Virtual Robot Experimentation Platform*. Zürich: Coppelja Robotics.
- Frisoli, A., Loconsole, C., Leonardis, D., Banno, F., Barsotti, M., Chisari, C., et al. (2012). A new gaze-bci-driven control of an upper limb exoskeleton for rehabilitation in real-world tasks. *IEEE Trans. Syst. Man Cybern. Part C* 42, 1169–1179. doi: 10.1109/TSMCC.2012.2226444
- Gigli, A., Gijsberts, A., Gregori, V., Cognolato, M., Atzori, M., and Caputo, B. (2017). Visual cues to improve myoelectric control of upper limb prostheses. *arXiv[Preprint]*. arXiv:1709.02236. doi: 10.1109/BIROB.2018.8487923
- González-Díaz, I., Benois-Pineau, J., Domenger, J.-P., Cattaert, D., and de Rugy, A. (2019). Perceptually-guided deep neural networks for ego-action prediction: object grasping. *Pattern Recogn.* 88, 223–235. doi: 10.1016/j.patcog.2018.11.013
- Grebenstein, M., Albu-Schäffer, A., Bahls, T., Chalon, M., Eiberger, O., Friedl, W., et al. (2011). “The DLR hand arm system,” in *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation* (Shanghai: IEEE), 3175–3182.
- Ha, I., Tamura, Y., Asama, H., Han, J., and Hong, D. W. (2011). “Development of open humanoid platform DARwIn-OP,” in *2011 Proceedings of SICE Annual Conference (SICE)* (Tokyo: IEEE), 2178–2181.
- Hauschild, M., Davoodi, R., and Loeb, G. E. (2007). A virtual reality environment for designing and fitting neural prosthetic limbs. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 15, 9–15. doi: 10.1109/TNSRE.2007.891369
- Hild, M., Siedel, T., Benckendorff, C., Thiele, C., and Spranger, M. (2012). “Myon, a new humanoid,” in *Language Grounding in Robots*, eds L. Steels and M. Hild (New York, NY: Springer), 25–44.
- Hortal, E., Iáñez, E., Úbeda, A., Perez-Vidal, C., and Azorin, J. M. (2015). Combining a brain-machine interface and an electrooculography interface to perform pick and place tasks with a robotic arm. *Robot. Auton. Syst.* 72, 181–188. doi: 10.1016/j.robot.2015.05.010
- Johannes, M. S., Bigelow, J. D., Burck, J. M., Harshbarger, S. D., Kozlowski, M. V., and Van Doren, T. (2011). An overview of the developmental process for the Modular Prosthetic Limb. *Johns Hopkins APL Techn. Digest* 30, 207–216.
- Kaliki, R. R., Davoodi, R., and Loeb, G. E. (2013). Evaluation of a noninvasive grasp scheme for upper-limb prostheses in a virtual reality reach and grasp task. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 60, 792–802. doi: 10.1109/TBME.2012.2185494
- Kanitz, G., Montagnani, F., Controzzi, M., and Cipriani, C. (2018). Compliant prosthetic wrists entail more natural use than stiff wrists during reaching, not (necessarily) during manipulation. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 26, 1407–1413. doi: 10.1109/TNSRE.2018.2847565
- Kluyver, T., Ragan-Kelley, B., Pérez, F., Granger, B. E., Bussonnier, M., Frederic, J., et al. (2016). “Jupyter notebooks – a publishing format for reproducible computational workflows,” in *Positioning and Power in Academic Publishing: Players and Agendas*, eds L. Fernando and S. Birgit (Göttingen: IOS Press), 87–90.
- Krausz, N. E., Rorrer, R. A., and Weir, R. F. (2016). Design and fabrication of a six degree-of-freedom open source hand. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 24, 562–572. doi: 10.1109/TNSRE.2015.2440177
- Lapeyre, M., Rouanet, P., Grizou, J., Nguyen, S., Depraetre, F., Le Falher, A., and Oudeyer, P.-Y. (2014). “Poppy project: open-source fabrication of 3D-printed humanoid robot for science, education and art,” in *Digital Intelligence 2014* (Nantes), 6.
- Lapeyre, M., Rouanet, P., and Oudeyer, P.-Y. (2013). “Poppy humanoid platform: experimental evaluation of the role of a bio-inspired thigh shape,” in *2013 13th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots (Humanoids)* (Atlanta, GA: IEEE), 376–383.
- Losier, Y., Clawson, A., Wilson, A., Scheme, E., Englehart, K., Kyberd, P., et al. (2011). “An overview of the UNB hand system,” *Presented at the Myoelectric Controls Symposium* (Fredericton, NB).
- Ly, O., Lapeyre, M., and Oudeyer, P.-Y. (2011). “Bio-inspired vertebral column, compliance and semi-passive dynamics in a lightweight humanoid robot,” in *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)* (San Francisco, CA: IEEE), 1465–1472.
- Manceron, P. (2015). *An Inverse Kinematics Library Aiming Performance and Modularity*.
- Markovic, M., Dosen, S., Cipriani, C., Popovic, D., and Farina, D. (2014). Stereovision and augmented reality for closed-loop control of grasping in hand prostheses. *J. Neural Eng.* 11:046001. doi: 10.1088/1741-2560/11/4/046001
- Markovic, M., Dosen, S., Popovic, D., Graitmann, B., and Farina, D. (2015). Sensor fusion and computer vision for context-aware control of a multi degree-of-freedom prosthesis. *J. Neural Eng.* 12:066022. doi: 10.1088/1741-2560/12/6/066022
- Markovic, M., Karnal, H., Graitmann, B., Farina, D., and Dosen, S. (2017). GLIMPSE: Google Glass interface for sensory feedback in myoelectric hand prostheses. *J. Neural Eng.* 14:036007. doi: 10.1088/1741-2560/14/03/036007
- McMullen, D. P., Hotson, G., Katyal, K. D., Wester, B. A., Fifer, M. S., McGee, T. G., et al. (2014). Demonstration of a semi-autonomous hybrid brain-machine interface using human intracranial EEG, eye tracking, and computer vision to control a robotic upper limb prosthetic. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 22, 784–796. doi: 10.1109/TNSRE.2013.2294685
- Meeker, C., Rasmussen, T., and Ciocarlie, M. (2018). Intuitive hand teleoperation by novice operators using a continuous teleoperation subspace. *arXiv[Preprint]* arXiv:1802.04349. doi: 10.1109/ICRA.2018.8460506

- Merad, M., de Montalivet, E., Roby-Brami, A., and Jarrassé, N. (2016). "Intuitive prosthetic control using upper limb inter-joint coordinations and IMU-based shoulder angles measurement: a pilot study," in *2016 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)* (Daejeon: IEEE), 5677–5682.
- Novak, D., and Riener, R. (2015). A survey of sensor fusion methods in wearable robotics. *Robot. Auton. Syst.* 73, 155–170. doi: 10.1016/j.robot.2014.08.012
- Phelan, I., Arden, M., Garcia, C., and Roast, C. (2015). "Exploring virtual reality and prosthetic training," in *Virtual Reality (VR), 2015* (Arles: IEEE), 353–354.
- Rakita, D., Mutlu, B., and Gleicher, M. (2017). "A motion retargeting method for effective mimicry-based teleoperation of robot arms," in *Proceedings of the 2017 ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction* (Vienna: ACM), 361–370.
- Rakita, D., Mutlu, B., and Gleicher, M. (2018). "RelaxedIK: Real-time synthesis of accurate and feasible robot arm motion," in *Proceedings of Robotics: Science and Systems* (Pittsburgh, PA).
- Reed, R. D., and Marks, R. J. (1998). *Neural Smithing: Supervised Learning in Feedforward Artificial Neural Networks*. Cambridge, MA: MIT Press.
- Schwarz, M., Pastrana, J., Allgeuer, P., Schreiber, M., Schueller, S., Missura, M., et al. (2013). "Humanoid teen-size open platform NimbRo-OP," in *Robot Soccer World Cup*, eds S. Behnke, M. Veloso, A. Visser and R. Xiong (Berlin: Springer), 568–575.
- Stoelen, M. F., Bonsignorio, F., and Cangelosi, A. (2016). "Co-exploring actuator antagonism and bio-inspired control in a printable robot arm," in *International Conference on Simulation of Adaptive Behavior* (Aberystwyth: Springer), 244–255.
- ten Kate, J., Smit, G., and Breedveld, P. (2017). 3D-printed upper limb prostheses: a review. *Disabil. Rehabil.* 12, 300–314. doi: 10.1080/17483107.2016.1253117
- Wang, H., Dong, X., Chen, Z., and Shi, B. E. (2015). "Hybrid gaze/EEG brain computer interface for robot arm control on a pick and place task," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE* (Milan: IEEE), 1476–1479.
- Zucker, M., Joo, S., Grey, M. X., Rasmussen, C., Huang, E., Stilman, M., et al. (2015). A general-purpose system for teleoperation of the DRC-HUBO humanoid robot. *J. Field Robot.* 32, 336–351. doi: 10.1002/rob.21570

Conflict of Interest Statement: ML and PR are affiliated to Pollen Robotics, a company with financial interests in the system presented in this work, as its primary supplier.

The remaining authors declares that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

Copyright © 2019 Mick, Lapeyre, Rouanet, Halgand, Benois-Pineau, Pacllet, Cattaert, Oudeyer and de Rugy. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY). The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) and the copyright owner(s) are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

Biological Plausibility of Arm Postures Influences the Controllability of Robotic Arm Teleoperation

Sébastien Mick¹, Arnaud Badets, Institut de Neurosciences Cognitives et Intégratives d'Aquitaine, Bordeaux, Nouvelle-Aquitaine, France, Pierre-Yves Oudeyer, Inria Bordeaux Sud-Ouest, Talence, France, Daniel Cattaert, Institut de Neurosciences Cognitives et Intégratives d'Aquitaine, Bordeaux, Nouvelle-Aquitaine, France, and Aymar De Rugy, Institut de Neurosciences Cognitives et Intégratives d'Aquitaine, Bordeaux, Nouvelle-Aquitaine, France, and University of Queensland, Brisbane, Australia

Objective: We investigated how participants controlling a humanoid robotic arm's 3D endpoint position by moving their own hand are influenced by the robot's postures. We hypothesized that control would be facilitated (impeded) by biologically plausible (implausible) postures of the robot.

Background: Kinematic redundancy, whereby different arm postures achieve the same goal, is such that a robotic arm or prosthesis could theoretically be controlled with less signals than constitutive joints. However, congruency between a robot's motion and our own is known to interfere with movement production. Hence, we expect the human-likeness of a robotic arm's postures during endpoint teleoperation to influence controllability.

Method: Twenty-two able-bodied participants performed a target-reaching task with a robotic arm whose endpoint's 3D position was controlled by moving their own hand. They completed a two-condition experiment corresponding to the robot displaying either biologically plausible or implausible postures.

Results: Upon initial practice in the experiment's first part, endpoint trajectories were faster and shorter when the robot displayed human-like postures. However, these effects did not persist in the second part, where performance with implausible postures appeared to have benefited from initial practice with plausible ones.

Conclusion: Humanoid robotic arm endpoint control is impaired by biologically implausible joint coordinations during initial familiarization but not afterwards, suggesting that the human-likeness of a robot's postures is more critical for control in this initial period.

Application: These findings provide insight for the design of robotic arm teleoperation and prosthesis control schemes, in order to favor better familiarization and control from their users.

Keywords: motor control, teleoperation, inverse kinematics, bio-inspired robotics, embodied cognition

Address correspondence to Sébastien Mick, INCIA UMR 5287 – 146 rue Léo Saignat, 33076 Bordeaux Cedex, France; e-mail: sebastien.mick@u-bordeaux.fr

HUMAN FACTORS

Vol. 00, No. 0, Month XXXX, pp. 1-13

DOI:10.1177/0018720820941619

Article reuse guidelines: sagepub.com/journals-permissions

Copyright © 2020, The Author(s).



INTRODUCTION

Given its number of joints, an anthropomorphic arm typically displays *kinematic redundancy* whereby there is an infinite number of arm postures that correspond to the same endpoint position in the 3D space (Baillieul & Martin, 1990). From a robotics-based perspective, inverse kinematic (IK) solving could be used to reduce the dimensionality of the control by relying on endpoint coordinates instead of joint angles as commands. Such dimensionality reduction could also be very valuable in the context of myoelectric prostheses, which use muscle activity as command signals to drive the artificial limb's motion. Indeed, compensating a higher level of amputation (e.g., humeral or shoulder level) requires more artificial degrees of freedom (DoF) to be controlled while having access to less command signals from residual muscles. However, IK solving requires a criterion with which to choose one posture among this infinity of available solutions. Regarding applications in robotic arm teleoperation or in prosthetics, the issue of which criterion to use is still open even though an intuitive option would consist in selecting human-like joint coordinations. Indeed, such a criterion would ensure consistency with the natural motion an anthropomorphic arm is meant to emulate, possibly favoring embodiment from the operator as well as controllability. However, to our knowledge, the influence of joint coordinations on the control of an artificial limb has yet to be explicitly addressed in the literature.

In this paper, we present an experiment where participants performed arm motion to drive a robotic arm placed next to them, so that its endpoint reached targets in a 3D workspace located in their field of view. To study the role of joint coordinations in this teleoperation setup, we designed two different IK solving criteria, selecting either biologically plausible or implausible postures to be displayed by the robot.

In this context, participants observed the robot as a humanoid agent moving in relation to their own motion, which may have elicited embodiment transfer toward the robot (Ogawa et al., 2012). Other related works (Imaizumi et al., 2016; Kalckert & Ehrsson, 2012; Longo et al., 2008) provide a definition of embodiment as a multifaceted phenomenon, its two major components being ownership (*Is this body mine?*) and agency (*Does this body move in accordance with my intentions?*). From a cognitive perspective, Imaizumi et al. (2016) describe ownership as “based on multisensory afferent inputs [...] which are spatially and temporally congruent” and agency as related to the “congruence between a motor prediction based on an internal forward model [...] and its predicted sensory feedback.”

With regard to these definitions, we expected our experimental setup to address agency more than ownership, because the apparatus mostly stimulated the visual modality and provided no tactile feedback. In this context, when the robot displayed biologically plausible postures, the similarity between the robot’s and participants’ joint angles may have led the latter to feel like they effectively controlled these joints, thus reinforcing a sense of agency. Additionally, the location mismatch between the robot and a participant’s actual body may have disturbed ownership without disrupting agency as much (Kalckert & Ehrsson, 2012). Regarding actual prosthesis use, Imaizumi et al. (2016) studied how embodiment toward a prosthetic arm affects its user’s body posture and reported that agency plays a more decisive role than ownership in this mechanism. These works’ findings support the rationale that biologically plausible joint coordinations would elicit embodiment transfer toward the robot more than biologically

implausible ones, possibly leading to better performance with the former than with the latter. Here, we specifically assessed this possibility during teleoperation of a robotic arm endpoint controlled in order to reach targets in 3D space.

Previous research in cognitive psychology provides relevant insight regarding how a participant is influenced by motion performed by an external agent. In particular, experiments by Kilner et al. (2003) and Press et al. (2005) investigated if a participant’s own motion is disturbed when observing congruent or incongruent movements performed by another human or a robotic arm. While the former reported an effect when observing a human but not a robot’s motion, the latter supported that visuomotor priming can be triggered by a robotic agent, and lead to interference with the participant’s motion. Additionally, Bouquet et al. (2007) addressed how this priming relies on structural (e.g., shape, silhouette) or dynamic information (e.g., velocity, movement direction) conveyed by the moving agent. This study showed that the purely dynamic information conveyed by shapeless dots is enough to elicit interference when these dots exhibit biological motion. In the present study, we assessed how such interference might have an impact in a teleoperation context where the robotic arm is directly controlled by movements of the operator’s arm.

In our experiment, both conditions of biological plausibility of postures convey identical structural information, given that the same robot is used throughout the experiment. However, the distinct joint coordinations associated with each condition convey different dynamic information, as they put the robot’s joints in motion at different speeds and possibly opposite directions. Obviously, incongruency between performed and observed motion is more likely to happen when the robot displays biologically implausible postures. Therefore, we expect participants to perform better when the IK solving puts the robot in human-like postures. Our results confirmed that this was the case upon first exposure to our experimental conditions, but also revealed that the particular condition encountered first influences performance obtained with the other condition conducted afterward. In particular, performance

in the condition with biologically implausible postures was found to have benefited from initial exposure to the condition with biologically plausible ones.

METHODS

Participants

The study was conducted on a set of 22 able-bodied naive participants (13 male), aged 19–25 (mean 21.8; *SD* 1.13). All participants were right-handed and had normal or corrected to normal vision. None of them suffered from any mental or motor disorder that could affect their ability to perform the task. The experiment duration ranged from approximately 45 to 75 min, and no participant reported fatigue at the end of the experiment.

This study was carried out in accordance with the recommendations of the local ethics committee (CPP Île-de-France VII, Ref 2019-A01051-56). All participants gave written informed consent in accordance with the Declaration of Helsinki.

Apparatus

The participant was seated on a chair and asked to keep a straight back against the backrest. Twelve reflective spherical markers were attached to the participant's right arm with the

help of armbands, so that each segment (upper arm, forearm and hand) had a set of four markers attached to it (Figure 1). In particular, the armband worn on the hand placed the participant's fingers so that the index was pointing forward and the other fingers were curled into the palm. Additionally, one of the four markers attached to the hand was fixed at the tip of a rod aligned with the index. This marker was referred to as the *driving marker* and represented the endpoint of the participant's arm. An optical motion tracking system (Optitrack V120 Trio & Motive software) was used to compute and record at 120 Hz the markers' positions and segments' orientations in the 3D workspace along time. A third-party software package (Astaniin, 2016) allowed for real-time processing of the retrieved 3D data.

The controlled device was the robotic arm Reachy (Mick et al., 2019), designed to be employed as a tangible testbed for research on human-robot control strategies. This robot comprises seven DoF actuated by seven independent motors: three at shoulder level (flexion–extension, abduction–adduction, humeral rotation), two at forearm level (elbow flexion–extension, pronation–supination), and two at wrist level (radial–ulnar deviation, flexion–extension). Its end-effector is a single piece

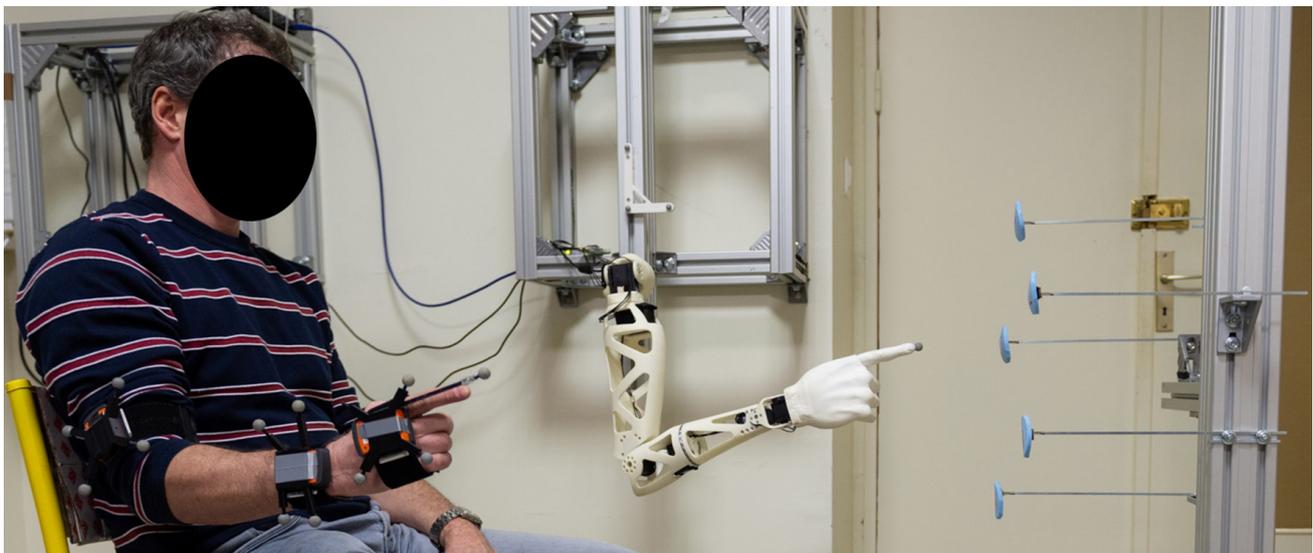


Figure 1. Experimental setup: Both the robot and participant are facing the same way, in front of the targets. Credit © Gautier Dufau.

TABLE 1: 3D Coordinates of the Targets Relative to the Robot's Shoulder Center

Target	1	2	3	4	5
X—Rightward	0.04	0.2	0.13	−.03	−.12
Y—Forward	0.64	0.63	0.625	0.58	0.6
Z—Upward	0.06	−.1	−.3	−.4	−.15

Note. Values are in meter.

shaped like a human right hand in the same position as the participant's hand: index pointing forward, other fingers curled inside. Its size and proportions are similar to those of a human adult's arm, for a length of approximately 75 cm and a weight of about 1.4 kg.

The robot's shoulder was fixed on a wall-mounted support to the left of the participant. Additionally, a thirteenth marker was fixed at the tip of the robot's index and represented its endpoint. Both the robot and participant had their shoulder placed at a similar height and faced the same direction. A set of five virtual targets was located in the reachable space of the robot's endpoint. All targets were spheres of 25 mm in radius; the target centers' coordinates relative to the robot's shoulder center are reported in Table 1. Despite marking out a 3D zone, these targets were displayed using disks of foam padding as seen in Figure 1, in order to allow the robot's endpoint to physically enter the target zone. Each disk coincided with a target with respect to center coordinates and radius, and was placed vertically with the flat side facing the chair. In this way, participants were able to visually identify the targets' locations and size in the workspace. The foam disks were held in position with springs so that the assembly would not suffer major damage in case of shock with the robot, and would bring a disk back to its original location afterwards.

Custom software was developed in Python to carry out the experiment, record, and process data using several packages from the SciPy ecosystem (Virtanen et al., 2020).

Robot Control

In the framework of this experiment, participants drove the robot's endpoint by putting their own hand in motion in their peripersonal space. At any time, the 3D position of the driving

marker was measured by the motion tracking system and used to compute the participant's endpoint's displacement vector relative to a reference position. This displacement vector was then scaled based on the participant's arm length and mapped to the robot's "peripersonal" space to determine the instantaneous 3D goal of the robot's endpoint. Commands were then sent to the robot's motors so that it would bring its endpoint on this goal.

Given that motors cannot instantly reach the angles sent as commands, a short delay remained between the robot's endpoint motion and the instantaneous goal's trajectory. This lag was found to usually dwell within the 350–450 ms interval during the control.

Posture Generation

In order to perform endpoint control on the robot, we used the IK solver IKPy (Manceron, 2015), which can compute a posture (i.e., a set of motor angles) that brings the robot's endpoint at a given 3D goal. Considering that the robot includes seven DoFs, its kinematic redundancy allows for an infinite number of solutions to this IK problem. We took advantage of this redundancy to design two posture generation strategies with similar endpoint accuracy but whose IK solving is biased toward two different ranges of postures. Drawing inspiration from a method described by Cruse (1986), we obtained such a bias by including a regularization term in the cost function underlying the IK solving. This term requires fourteen regularization parameters (two for each DoF); in this way, each strategy corresponds to a different set of parameters.

For each joint i , the first parameter is a regular angle α_i and the second is a weight w_i . As a result, for a given posture the total regularization term R , added in the cost function, is the

TABLE 2: Weights and Regular Angles Used to Bias IK Solving

Joint	ShFlex	ShAbd	HumMed	ElFlex	ForSup	UlnDev	WrExt
"Bio"							
Weight	0.013	0.013	0.0065	0.013	0.02275	0.026	0.026
Regular angle	0	20	0	75	0	0	0
"Non-bio"							
Weight	0.0075	0.015	0.0225	0.0075	0.025	0.0225	0.015
Regular angle	20	5	-25	70	40	25	35

Note. ShFlex = shoulder flexion; ShAbd = shoulder abduction; HumMed = Humeral lateral rotation; ElFlex = elbow flexion; ForSup = forearm supination; UlnDev = ulnar deviation; WrExt = wrist extension.

second-order norm of the weighted vector of the deviations to regular angles:

$$R = \sqrt{\sum_i (w_i (q_i - \alpha_i))^2}$$

where q_i is the angular position of the joint i .

The set of regular angles defines an "ideal" posture toward which the solving will be biased; while the weights define the prominence of each joint in the total cost. A bigger weight on a given joint will result in a bigger impact of this joint's deviation to its regular angle on the regularization term. The weights and regular angles of each strategy are reported in Table 2.

The first posture generation strategy was designed to produce postures that would be biologically plausible relative to a human arm's reaching motion. To achieve this, regular angles were chosen to define this "ideal" posture so that it would be comfortable and appropriate as a resting stance for a human, with values far enough from joint boundaries (Figure 2(a) and (b)). Besides, the weight applied to humeral rotation was slightly lower than those of other joints, given the lighter effect of this joint's motion on the torques generated by gravity on the robot's actuators. Additionally, the three more distal joints of the robot (prono-supination, wrist flexion-extension, radial-ulnar deviation) were locked in a neutral position during the movements.

Conversely, the second strategy was designed to produce biologically implausible postures. With this aim, regular angles were chosen so that joints tend to be put outside of their comfortable range or near their angular boundaries.

In particular, postures generated with this strategy are biased towards bringing the elbow inside and displaying excessive supination, wrist extension and ulnar deviation (Figure 2(c) and (d)). The weights were also set in order to favor distal joint deviations over proximal ones when choosing the posture among IK solutions.

The first strategy was referred to as the "bio" strategy, whereas the second was labeled "non-bio" strategy. Please note that these labels are used out of convenience rather than to emphasize posture generation characteristics. In this way, the "bio" shorthand should stand for "bio-inspired" instead of "biomimetic" or "biological."

Task

The experiment relied on a target reach-and-hold task, where the participant was asked to drive the robot in order to bring its endpoint inside one of the five spherical targets and hold it in for 800 ms. At the beginning of the task, the participant's and robot's arms were placed in the same initial posture: humerus along the body, elbow flexed at 90°, vertical hand and index finger pointing forward. The beginning of the task was triggered by the experimenter and indicated to the participant by a short high-pitch beep sound. However, the task timer did not start until the participant's index moved further than 2 cm from its initial position. Then, the participant was given 15 s to complete the task.

During each task, custom software recorded the robot's joint angles measured by embedded sensors, as well as the participant's and robot's endpoint positions and arm links' orientations

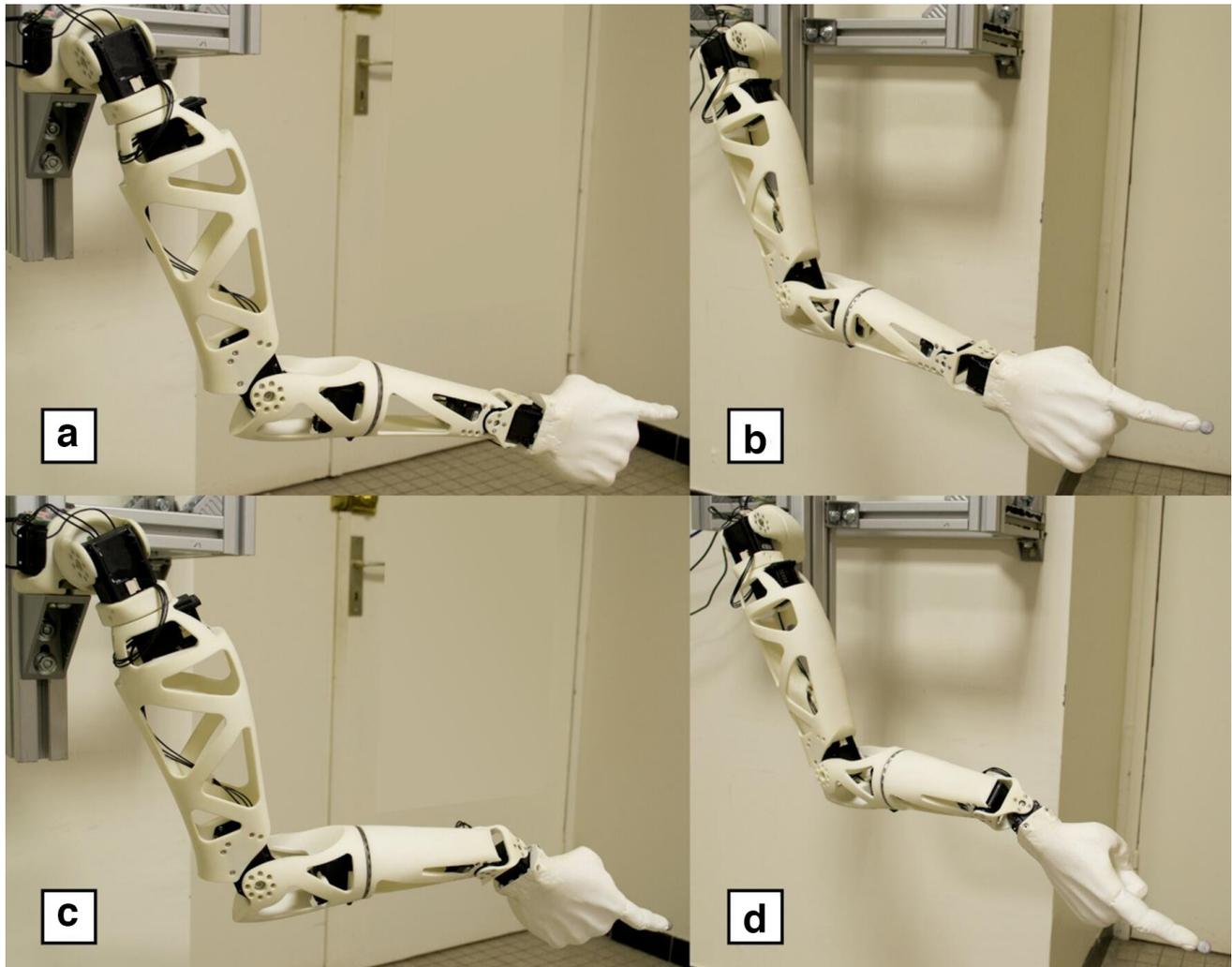


Figure 2. Average robot postures at the time of the first entry in the third target's zone. (a) and (b): with “bio” strategy. (c) and (d): with “non-bio” strategy.

measured by the motion tracking system. Whenever the robot's endpoint was located inside the target zone, an audio cue was played continuously, so that the participant was made aware that the endpoint was correctly placed. If it stayed continuously inside the target for 800 ms or if the 15 s time limit was reached, the task immediately ended and the outcome (success or failure) was recorded. At this point, the participant stopped having control over the robot, which was automatically brought back to the initial posture, and a low-pitch beep sound indicated the end of the task.

Protocol

Before the experiment started, the experimenter explained that during the control, the

robot's endpoint was put in motion in accordance to the measured motion of the participant's hand. No further detail was provided to the participant regarding the posture generation or use of IK. After placing the recording devices, the experimenter introduced the task and described how the targets were virtual spheres displayed using disks of same radius. In this way, the participant was made aware of the goal, success conditions, and parameters of the experiment. Additionally, the experimenter demonstrated a “mock trial” by moving the robot manually while it was turned off, to introduce the task proceedings and corresponding audio cues. Participants did not perform any training or mock trial before the experiment started and had no previous experience with the robot's control system.

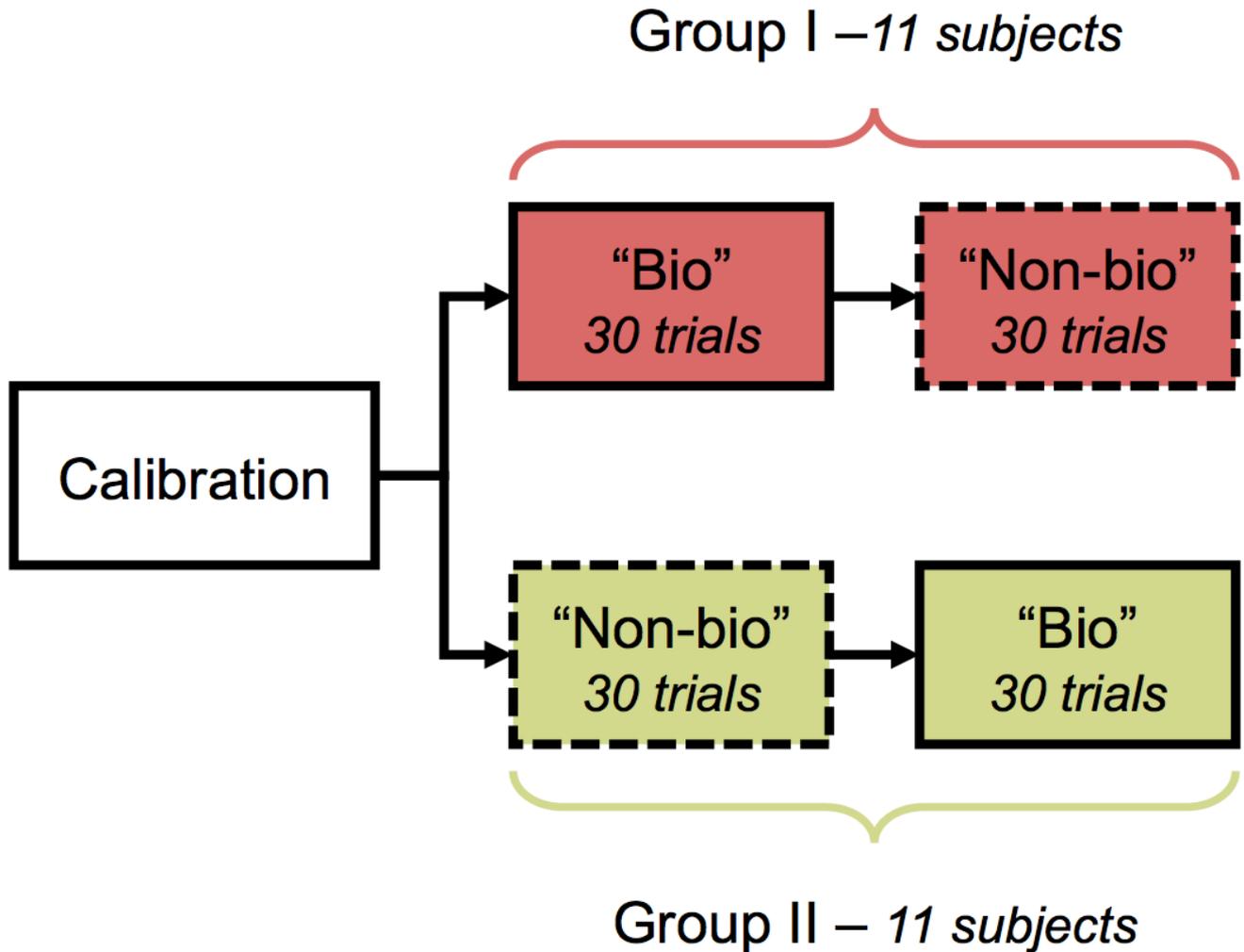


Figure 3. Experimental design: the pool of participants is divided in two groups of same size, each corresponding to a different order of experimental conditions.

An experimental phase repeated thirty trials of this task during which the posture generation strategy remained the same. Over a single phase, the target order was shuffled in a block-randomized fashion, so that two consecutive trials never corresponded to the same target. This order was common to all participants and phases. Each participant involved in the experiment performed two phases, one for each posture generation strategy, for a total of sixty trials. The phase order was shuffled so that half of the participants performed their first experimental phase using the “bio” strategy (Group I) while the other half began with the “non-bio” strategy (Group II). This experimental design is illustrated in Figure 3.

Data Analysis

At the end of the participant inclusion period, the recorded data were processed to allow for analysis. Due to measurement noise, the recordings from seventy-four trials (5.6% of the total dataset) were too heavily disrupted to allow for relevant data to be computed. Consequently, these trials were excluded from further analyses, while the rest of the trials formed the valid dataset.

Within the valid dataset, the success rate was found to be consistently excellent (>95%) over the population of participants, regardless of the posture generation strategy. This result confirms that the task was not too difficult for the participants but also highlights the need for other

criteria to evaluate how well they performed during the experiments.

In this way, we designed several quantitative metrics to assess the performance achieved during the task by addressing various dimensions of motor performance. These metrics were then used to compare the two posture generation strategies based on how well the participants controlled the robot.

- **Approach Speed (AS)**—This metric evaluates how fast the participants managed to drive the robot toward the target. For a given trial, provided the endpoint entered the target zone at least once, it is possible to determine the *approach time* that is, time elapsed since the starting zone's exit until the first entry in the target zone. Out of 1,246 valid trials, there was only one during which the target zone was never entered and for which no approach time could be determined. However, given that targets were placed at various distances from the starting zone, this time measurement is not appropriate as a target-independent metric. Instead, we used the *approach speed*, which is defined, for each target that was reached, as the ratio of the distance to the target by the approach time.
- **Path Shortness (PS)**—This metric addresses trajectory control and stability by evaluating the distance traveled by the robot's endpoint during a task, regardless of its duration. Indeed, an excessively long path can be associated with a poorer control of the robot, as it would be caused by wide deviations from the shortest path, or numerous goings and comings around the target. *Path shortness* is defined as the ratio of the total length of the endpoint's path by the length of the shortest path to the target.

To account for possible effects of phase order on the results, we conducted a four-class analysis by combining groups and experimental phase (Table 3). Each class includes data from eleven participants and is labeled according to the posture generation strategy (B and NB, respectively, standing for "bio" and "non-bio") and phase position (1 and 2, respectively, standing for first and second position).

We performed Kruskal–Wallis tests on the results from the two quantitative metrics to

TABLE 3: Four-Class Design Used to Carry Out Data Analysis

	"Bio" strategy	"Non-Bio" strategy
Group I	B1	NB2
Group II	B2	NB1

detect significant differences between classes. In all the cases where these tests indicated their existence, post hoc Mann–Whitney tests were performed to identify the pairs of classes presenting such differences. Bonferroni correction was applied accordingly, as multiple tests were carried out simultaneously. All relevant statistical values from these tests are reported in Table 4.

RESULTS

Participants' Arm Postures

The participants' joint angles were computed offline based on the recorded orientations of each link of the arm, while the robot's joint angles were recorded based on the measurements by the actuators' embedded sensors.

A qualitative analysis of the robot's joint angles confirmed that overall, the "bio" and "non-bio" strategies generated different postures for the robotic arm, as shown by the angle distributions at the time of the first entry in the target, illustrated in Figure 4. This difference is especially striking for the three more distal joints, as they were locked at a neutral zero angle in "bio" condition, and primarily encouraged for large deviation in "non-bio" condition.

Besides, this analysis revealed that the participants' joint angle distributions remained markedly similar over both experimental conditions. Median angles and amplitudes appeared to be quite close between "bio" and "non-bio" conditions for each of the seven joints.

Finally, this analysis allowed us to verify that the "bio" strategy generated postures similar to those of a human arm. Angle distributions between participants and robot in "bio" condition were found to be roughly similar for shoulder flexion and elbow flexion, while forearm supination, ulnar deviation, and wrist extension were centered on angles close to 0° for both

TABLE 4: Summary of Statistical Tests Performed on the Two Quantitative Metrics

Metric	Kruskal–Wallis tests	Mann–Whitney tests—Bonferroni Correction: 0.0083					
		B1 vs NB1	B1 vs B2	B1 vs NB2	NB1 vs B2	NB1 vs NB2	B2 vs NB2
Approach speed	$H = 41.619$	$U = 57,613$	45,803	47,563	36,113	37,827	52,646
	$p = \mathbf{4.8336e-9}$	$p = \mathbf{1.1929e-6}$	0.25967	0.94837	$\mathbf{4.8890e-9}$	$\mathbf{1.9555e-6}$	0.23560
Path shortness	$H = 42.471$	$U = 39,000$	53,461	43,698	64,000	53,339	40,252
	$p = \mathbf{3.1874e-9}$	$p = \mathbf{2.8017e-4}$	0.021966	0.091978	$\mathbf{1.6845e-10}$	0.031764	$\mathbf{2.5091e-5}$

Note. Significant differences are indicated by p values in bold.

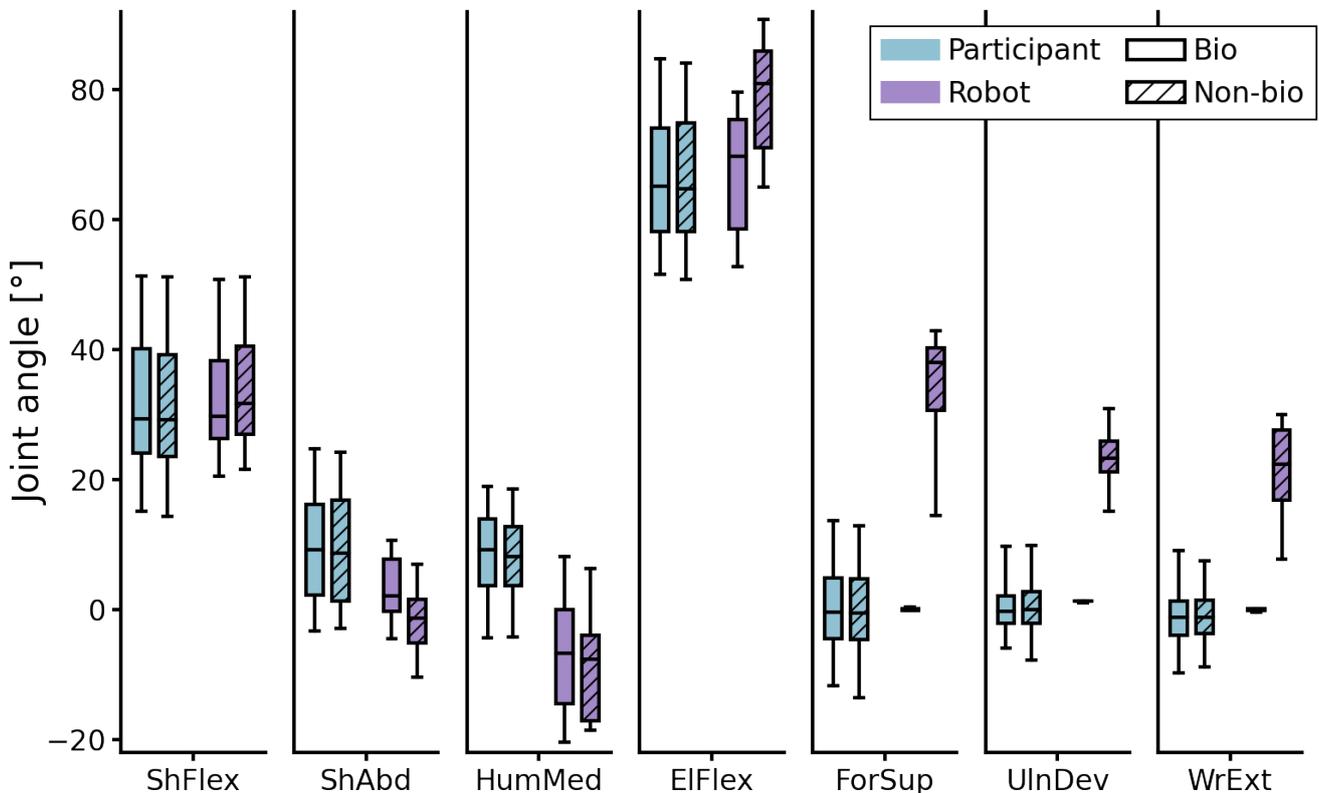


Figure 4. Distributions of participants’ and robot’s joint angles at the time of the first entry in the target, with each posture generation strategy. Blue: participant; Purple: robot. Solid: “bio” condition; hatch pattern: “non bio” condition. ShFlex = shoulder flexion; ShAbd = shoulder abduction; HumMed = humeral lateral rotation; ElFlex = elbow flexion; ForSup = forearm supination; UlnDev = ulnar deviation; WrExt = wrist extension.

robot and participants. However, differences are noticeable for shoulder abduction and humeral rotation, indicating that some regularization parameters could be refined to produce more human-like postures.

Performance Metrics

Even though approach time was not considered a dependent variable, it was summarily

analyzed to provide reference data. Its values ranged from 0.66 s to 12.92 s, with an average approach time of 2.87 s.

Regarding approach speed (Figure 5, left), the analysis revealed that approach periods were significantly slower when participants performed their first phase in “non-bio” condition. Indeed, the approach speed for class NB1 (median AS 7.47 cm/s) proved to be

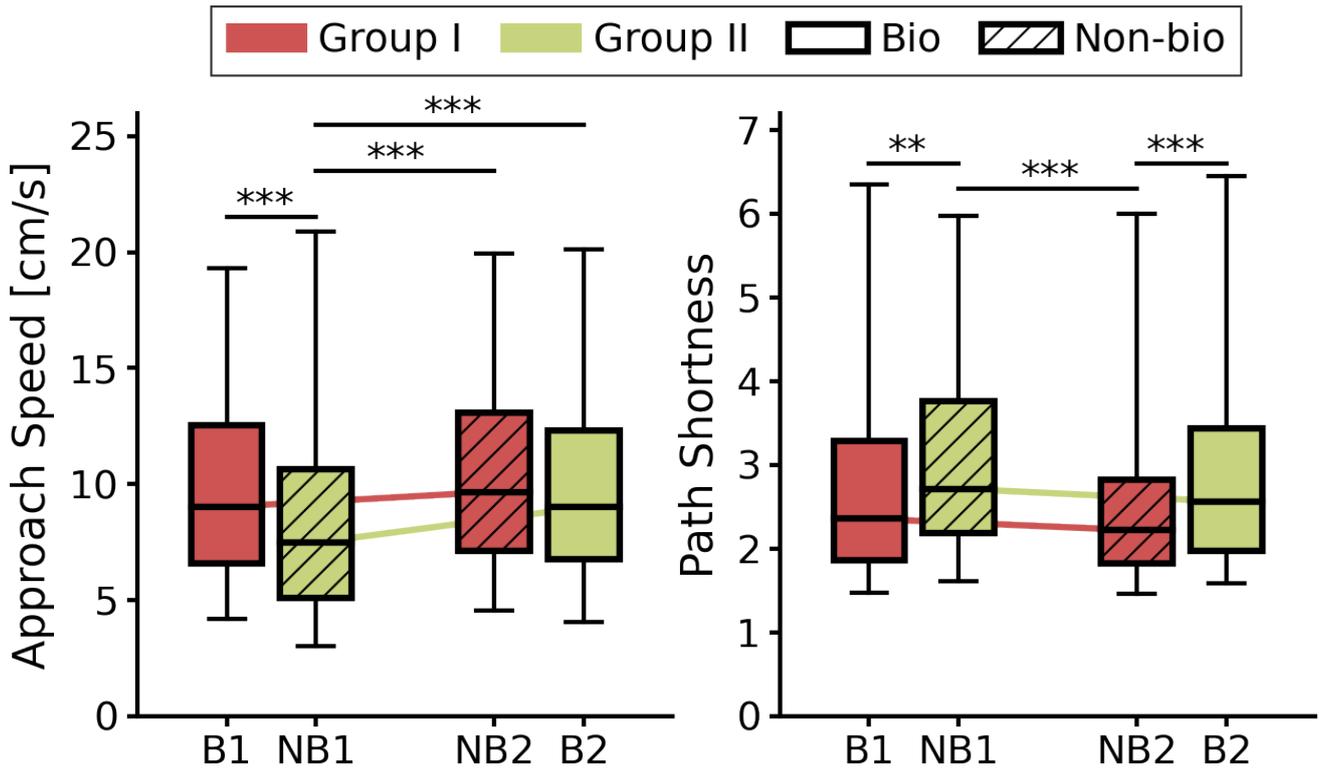


Figure 5. Boxplots of performance results based on *approach speed* (left) and *path shortness* (right). Red = Group I; gold = Group II. Solid = “bio” strategy; hatch pattern = “non-bio” condition. $**p < .001$; $***p < .0001$.

significantly different from those of every other class (median AS >8.9 cm/s, $p < .0001$). In particular, when comparing classes B1 and NB1, that is, first phases of each group, this result suggests that the “bio” strategy makes it easier for participants to get accustomed to the robot’s control. As such a difference is not found for second phases that is, between classes B2 and NB2, this may indicate that this effect decreases or even disappears after a period of initial exposure to the robot’s control. We refer to this period as the *familiarization period*, which obviously takes place during the first experimental phase, but does not correspond to a distinct block of trials intended for participants to train on the task.

Regarding path shortness (Figure 5, right), significant differences were found between pairs B1 and NB1 ($p = 2.8017e-4$), NB1 and NB2 ($p = 1.6845e-10$), and NB2 and B2 ($p = 2.5091e-5$). In particular, endpoint paths were found to be significantly longer for class NB1 (median PS 2.71) than for class B1 (median PS

2.35), suggesting that the “non-bio” strategy elicits poorer robot control in the beginning of the experiment. Conversely, endpoint paths were shorter for class NB2 (median PS 2.22) than for class B2 (median PS 2.56). This may reveal that during their final phase, participants in Group I benefited from having used the “bio” strategy beforehand, whereas the performance of participants in Group II was impaired from having completed their first phase in “non-bio” condition.

DISCUSSION

Provided that posture similarity may increase the sense of agency (Imaizumi et al., 2016) and that incongruent movements were found to interfere with our own movement production (Bouquet et al., 2007; Press et al., 2005), we expected performance in robotic arm teleoperation to be affected by the biological plausibility of the postures used to operate it. Our results show that this is the case upon initial exposure

to the task, as participants performing their first phase in “bio” condition achieved better control (i.e., shorter paths and faster approach periods) than participants performing their first phase in “non-bio” condition. However, no similar effect was found when comparing performance in “bio” and “non-bio” conditions upon second exposure to the task, after a substantial familiarization has occurred in the initial phase conducted with the other condition. With regard to our hypothesis that a discrepancy between participants’ and robot’s postures would interfere with the control, this suggests that such an interference takes place more prominently during initial exposure to a novel control system, when familiarization occurs. This is consistent with findings reported by Dragan and Srinivasa (2014) showing that familiarization to a robotic arm motion can improve its predictability when natural movements are used, but that this mechanism saturates when using less natural movements. During the second phase of our experiment, participants may also have relaxed to the natural tendency we have to fixate the endpoint of an observed arm (Matarić & Pomplun, 1998), thereby not paying as much attention to the robot’s postures as during the first phase where it was found to influence their performance. This appears consistent with several participants reporting that they did not notice a change in the robot’s behavior between the two phases.

Additionally, when comparing performance obtained in the same condition but at a different phase of the experiment, our results indicate that the “non-bio” condition elicited better performance when employed in the second phase than in the first phase. Conversely, performance results were found to be similar between participants performing the “bio” strategy in the first or second phase. This suggests that participants performing the “non-bio” condition in the second phase have benefited from their previous experience with the “bio” strategy, whereas participants that performed the “bio” condition in the second phase did not benefit from, and may even have been hindered by, their previous experience with the “non-bio” condition. The condition in which the participants built their sensorimotor model of the robot’s teleoperation

system may therefore be more critical than the joint coordinations used later on. Such interpretation of these findings accord with the guidance effect originally found in an observational paradigm (Badets & Blandin, 2004; Deakin & Proteau, 2000) where participants efficiently perform a motor skill when they have previously watched a relevant model of this skill. Accordingly, observing a model can improve the construct of a motor skill’s cognitive representation that, in turn, efficiently guides subsequent physical practice.

It is worth noting that only two out of many possible posture generation strategies were assessed in this study. In particular, the corresponding two sets of regularization parameters were chosen for the satisfying tradeoff they offered between posture biasing, IK accuracy, and robot safety. Using the same IK solving method, other tradeoffs could be considered to achieve higher similarity or, conversely, higher dissimilarity with human postures when choosing regularization parameters. Additionally, such dissimilarity could be achieved through many different classes of postures, of which the one generated in our “non-bio” condition is merely an example. In this way, an alternative “non-bio” strategy biasing the solving toward a different class of biologically implausible postures could have led to more marked interference between robot and human motion, possibly accentuating the observed differences in performance.

It is also worth noting that although our fixation of the three most distal joints at 0° was well centered on the participants’ actual arm movements for these joints (Figure 4), it is conceivable that this strict fixation has increased the predictability of the robotic arm behavior to a point that might have contributed to the observed pattern of results. This could be tested in the following work by maintaining high predictability despite non-biological postures, for instance by fixating these distal joints at implausible angles.

In practical terms, our results provide a basis for recommendations for the design of robotic arm teleoperation as well as upper-limb prostheses control systems. Although a prosthesis could obviously not be controlled with a valid

end-effector as in our current robotic arm teleoperation setting, the multiple artificial joints it contains could still benefit from a dimensionally reduced control strategy associated with partly automated kinematic control. In fact, to overcome the difficult issue of controlling more joints with less remaining muscles associated with high amputations, control schemes exploiting residual stump movements and kinematic regularities during natural reaching movements are being proposed (Kaliki et al., 2013; Merad et al., 2020). Following recent progresses in computer vision augmented with gaze information, contextual information about the goal of movement (e.g., the object to grasp) could also be determined automatically (González-Díaz et al., 2019; Pérez de San Roman et al., 2017), and might be used for robotic arm control in combination with IK solving (Mick et al., 2019). For those options or others, our results indicate that control schemes driving multiple joints at once should favor biologically plausible joint coordination, as this might facilitate controllability through congruency with motor intentions from a natural, valid arm's sensorimotor model, and possibly through embodiment via the sense of agency.

CONCLUSION

Humanoid robotic arm endpoint control is impaired (i.e., longer paths and slower approach periods) by biologically implausible joint coordinations experienced during the familiarization period but not afterwards. This suggests that the human-likeness of a robot's postures is more critical for the control in this initial familiarization period. These findings provide insight for the design of robotic arm teleoperation and prosthesis control schemes, in order to favor better familiarization and control from their users.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors would like to thank Benjamin Cambor and Christophe Halgand for their inputs regarding data analysis.

KEY POINTS

- Selecting biologically implausible postures to drive the robot was detrimental to its control

by the participants while they are getting accustomed to the system's functioning.

- The human-likeness of robot postures is more critical in this familiarization period, as it affects later performance.
- It is preferable that arm prosthesis control schemes that involve multijoint control through IK solving favor biologically plausible joint coordinations.

FUNDING

This work was funded by two PEPS CNRS/IdEx Bordeaux grants (2014 and 2015), and a CNRS "Osez l'interdisciplinarité" grant (2017–2019).

ORCID iD

Sébastien Mick  <https://orcid.org/0000-0002-9900-6263>

REFERENCES

- Astanin, S. (2016). *A pure python library to receive motion capture data from Optitrack streaming engine*. <https://pypi.org/project/optirx/>.
- Badets, A., & Blandin, Y. (2004). The role of knowledge of results frequency in learning through observation. *Journal of Motor Behavior*, *36*, 62–70. <https://doi.org/10.3200/JMBR.36.1.62-70>
- Baillieul, J., & Martin, D. P. (1990). Resolution of kinematic redundancy. In *Proceedings of symposia in applied mathematics* (Vol. 41, pp. 49–89). American Mathematical Society.
- Bouquet, C. A., Gaurier, V., Shipley, T., Toussaint, L., & Blandin, Y. (2007). Influence of the perception of biological or non-biological motion on movement execution. *Journal of Sports Sciences*, *25*, 519–530. <https://doi.org/10.1080/02640410600946803>
- Cruse, H. (1986). Constraints for joint angle control of the human arm. *Biological Cybernetics*, *54*, 125–132. <https://doi.org/10.1007/BF00320483>
- Deakin, J. M., & Proteau, L. (2000). The role of scheduling in learning through observation. *Journal of Motor Behavior*, *32*, 268–276. <https://doi.org/10.1080/00222890009601377>
- Dragan, A., & Srinivasa, S. (2014). Familiarization to robot motion [Conference session]. In *Proceedings of the 2014 ACM/IEEE International Conference on Human-Robot interaction* (pp. 366–373). IEEE.
- González-Díaz, I., Benois-Pineau, J., Domenger, J.-P., Cattaert, 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>
- Imaizumi, S., Asai, T., & Koyama, S. (2016). Embodied prosthetic arm stabilizes body posture, while unembodied one perturbs it. *Consciousness and Cognition*, *45*, 75–88. <https://doi.org/10.1016/j.concog.2016.08.019>
- Kalckert, A., & Ehrsson, H. H. (2012). Moving a rubber hand that feels like your own: A dissociation of ownership and agency. *Frontiers in Human Neuroscience*, *6*, 40. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2012.00040>
- 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, 792–802. <https://doi.org/10.1109/TBME.2012.2185494>
- Kilner, J. M., Paulignan, Y., & Blakemore, S. J. (2003). An interference effect of observed biological movement on action. *Current Biology*, 13, 522–525. [https://doi.org/10.1016/S0960-9822\(03\)00165-9](https://doi.org/10.1016/S0960-9822(03)00165-9)
- Longo, M. R., Schüür, F., Kammers, M. P. M., Tsakiris, M., & Haggard, P. (2008). What is embodiment? A psychometric approach. *Cognition*, 107, 978–998. <https://doi.org/10.1016/j.cognition.2007.12.004>
- Manceron, P. (2015). *An inverse kinematics library aiming performance and modularity*. <http://github.com/Phylliade/ikpy>.
- Matarić, M. J., & Pomplun, M. (1998). Fixation behavior in observation and imitation of human movement. *Cognitive Brain Research*, 7, 191–202. [https://doi.org/10.1016/S0926-6410\(98\)00025-1](https://doi.org/10.1016/S0926-6410(98)00025-1)
- Merad, M., de Montalivet, E., Legrand, M., Mastinu, E., Ortiz-Catalan, M., Touillet, A., Martinet, N., Paysant, J., Roby-Brami, A., & Jarrasse, 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*, 2, 38–49. <https://doi.org/10.1109/TMRB.2020.2970065>
- Mick, S., Lapeyre, M., Rouanet, P., Halgand, C., Benois-Pineau, J., Paquet, F., Cattaert, 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 neurorobotics*, 13, 65. <https://doi.org/10.3389/fnbot.2019.00065>
- Ogawa, K., Taura, K., Nishio, S., & Ishiguro, H. (2012). Effect of perspective change in body ownership transfer to teleoperated android robot. In *2012 IEEE RO-MAN: The 21st IEEE International Symposium on robot and human interactive communication* (pp. 1072–1077). IEEE.
- Pérez de San Roman, P., Benois-Pineau, J., Domenger, J. -P., Paquet, F., Cataert, D., & de Rugy, A. (2017). Saliency driven object recognition in egocentric videos with deep CNN: Toward application in assistance to Neuroprostheses. *Computer Vision and Image Understanding*, 164, 82–91. <https://doi.org/10.1016/j.cviu.2017.03.001>
- Press, C., Bird, G., Flach, R., & Heyes, C. (2005). Robotic movement elicits automatic imitation. *Cognitive Brain Research*, 25, 632–640. <https://doi.org/10.1016/j.cogbrainres.2005.08.020>
- Virtanen, P., Gommers, R., Oliphant, T. E., Haberland, M., Reddy, T., Cournapeau, D., Burovski, E., Peterson, P., Weckesser, W., Bright, J., van der Walt, S. J., Brett, M., Wilson, J., Millman, K. J., Mayorov, N., Nelson, A. R. J., Jones, E., Kern, R., Larson, E., & SciPy 1.0 Contributors. (2020). SciPy 1.0: Fundamental algorithms for scientific computing in python. *Nature Methods*, 17, 261–272. <https://doi.org/10.1038/s41592-019-0686-2>
- Sébastien Mick received his MSc degree in engineering science from the Engineering School of Cognitics (Bordeaux Institute of Technology, France) in 2016, majoring in robotics. He is currently pursuing a PhD degree in cognitive science from Univ. Bordeaux (France) after joining the Aquitaine Institute for Cognitive and Integrative Neuroscience in 2017.
- Arnaud Badets received a PhD degree in human movement sciences from Univ. Poitiers (France) in 2001. He is a CNRS researcher at the Aquitaine Institute for Cognitive and Integrative Neuroscience (Bordeaux, France), where he is leading a research team on the role of cognitive factors in motor control and learning.
- Pierre-Yves Oudeyer received a PhD degree in artificial intelligence from Univ. Paris VI (France) in 2003. He is a research director at Inria and head of the Flowers Lab (Inria, Univ. Bordeaux & Ensta ParisTech). He studies lifelong autonomous learning and the self-organization of behavioral, cognitive, and language structures, at the crossroads of artificial intelligence, machine learning, and cognitive sciences.
- Daniel Cattaert received a PhD degree in neuroscience from Univ. Bordeaux (France) in 1984. He is a CNRS researcher at the Aquitaine Institute for Cognitive and Integrative Neuroscience (Bordeaux, France). He specializes in the physiology of sensorimotor control in invertebrates, with interests in modeling neurons and neural networks.
- Aymar de Rugy received a PhD degree in human movement sciences from University of the Mediterranean (Marseille, France) in 2001. He is a CNRS researcher at the Aquitaine Institute for Cognitive and Integrative Neuroscience (Bordeaux, France), where he is leading a research team on sensorimotor control in humans with applications in robotic and prosthesis control.

Date received: March 19, 2020

Date accepted: June 13, 2020

RESEARCH

Shoulder kinematics plus contextual target information enable control of multiple distal joints of a simulated prosthetic arm and hand

Sébastien Mick ^{1*}, Effie Segas ¹, Lucas Dure ¹, Christophe Halgand ¹, Jenny Benois-Pineau ², Gerald E Loeb ³, Daniel Cattaert ¹ and Aymar de Ruyg ^{1,4}

Abstract

Background: Prosthetic restoration of reach and grasp function after a trans-humeral amputation requires control of multiple distal degrees of freedom in elbow, wrist and fingers. However, such a high level of amputation reduces the amount of available myoelectric and kinematic information from the residual limb.

Methods: To overcome these limits, we added contextual information about the location and orientation of the target such as can now be extracted from gaze tracking by computer vision tools. After picking and placing a bottle in various positions and orientations in a 3D virtual scene, we trained artificial neural networks to predict postures of an intact subject's elbow, forearm and wrist (4 degrees of freedom) either solely from shoulder kinematics or with additional knowledge of the movement goal. Subjects then performed the same tasks in the virtual scene with distal joints predicted from the context-aware network.

Results: Average movement times of 1.22s were only slightly longer than the naturally controlled movements (0.82s). When using a kinematic-only network, movement times were much longer (2.31s) and compensatory movements from trunk and shoulder were much larger. Integrating contextual information also gave rise to motor synergies closer to natural joint coordination.

Conclusions: Although notable challenges remain before applying the proposed control scheme to a real-world setup, our study shows that adding contextual information to command signals greatly improves prediction of distal joint angles for prosthetic control.

Keywords: arm prosthesis; movement-based control; joint angle prediction

Background

Myoelectric prostheses in which movements of the prosthetic joints are controlled by the activity of remaining muscles face a fundamental dimensionality problem: the higher the amputation, the more artificial degrees of freedom to control with fewer remaining muscles. Despite progress in myoelectric signal analysis [1, 2] and in muscle reinnervation surgery that aim at recovering original control signals [3, 4], myoelectric signals are inherently noisy and hard to process for natural movement control. This challenge increases as prosthetic hands with more anthropomorphic articulations become available (e.g [5]).

To overcome these limitations, alternative controls based on the kinematics of remaining proximal joints, which are far less subject to artefacts and difficulties of interpretation, have been explored. Several studies have demonstrated that known regularities in joint coordination during reach and grasp movement with the arm [6, 7, 8] could be exploited to reconstruct missing distal joints from that of remaining proximal ones for prosthesis control [9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18]. This approach faces a dimensionality problem similar to that associated with myoelectric control, because higher amputation still requires more distal joints to be controlled by fewer proximal degrees of freedom. In this context, it is revealing that most of those attempts have been restricted to the sole control of an artificial elbow on the bases of actual shoulder movements [9, 10, 15, 16, 17, 18]. This is in principle sufficient to enable people with transhumeral amputation to reach

*Correspondence: sebastien.mick@u-bordeaux.fr

¹ Institut de Neurosciences Cognitives et Intégratives d'Aquitaine, UMR 5287, CNRS & Univ. Bordeaux, 146 rue Léo Saignat, 33076 Bordeaux, France

Full list of author information is available at the end of the article

various positions in space, but it is not good enough for them to correctly orient their prosthetic hand to grasp oriented objects.

The requirement for hand orientation was partly addressed by including additional prediction of forearm pronation-supination to reach to vertically oriented cylinders in a 3D workspace [12]. This was extended to control hand closure to grasp variously oriented objects [13] but accurate performance required 3-5 training sessions of 15-30 minutes each and tasks took about twice the time compared to virtual reaches using complete arm and hand kinematics. Kinematic control of the two degrees of freedom in the wrist (flexion-extension and radial-ulnar deviations) has not been demonstrated and would be necessary to efficiently grasp randomly oriented objects without requiring large compensatory movements by the trunk and shoulder to bring the hand to the desired orientation.

We have investigated a solution for the dimensionality problem by adding contextual information about the movement goal to predict the desired posture of more of the distal joints of a prosthetic limb. Given recent progress in computer vision augmented with gaze information, it is now conceivable to identify objects of interest [19, 20, 21] and to identify the position and orientation of the target object with respect to the subject. This is relatively easy with simplified real-world scenes containing uniformly colored objects of pre-defined geometric shapes [19, 20]. More recently, our research group developed approaches that achieved mean accuracy of $75 \pm 3.3\%$ for every-day objects in very cluttered natural environments such as kitchens [21].

In the experiment reported here, we collected complete postural data from a single practice session of picking and placing a bottle in a wide range of positions and orientations in a 3D virtual environment. These data were used to train neural networks to reconstruct postures of the elbow, forearm and wrist, either solely from shoulder joint angles (context-unaware network), or with additional knowledge of the movement goal (context-aware network). Our results show that subjects using the context-aware network achieved close to natural performance and moderate compensatory movements without training. In contrast, performance deteriorated significantly and required substantial compensatory movements when using the context-unaware network.

In the present experiment, the goal-related additional data were available through the virtual environment's simulation engine, which can directly provide the absolute location of every object involved in the simulation, including the goal itself. Obviously, this

kind of "omniscient" point of view would not be available for a clinical system usable outside the lab. Instead, the computer-vision-based tools previously described would provide data from an egocentric point of view. In this sense, the present experiment should be seen as a proof of concept focused on the benefit of such data for prosthesis control in the first place. The question of how to acquire such goal-related data is discussed along with other technology needed to achieve useful function with a clinical prosthesis.

Methods

Participants

The study was conducted on a set of ten naive right-handed subjects (six male), aged 23-48 (mean 29.6; SD 7.7) with normal or corrected-to-normal vision. All subjects were able-bodied and none of them suffered from any mental or motor disorder that could affect their ability to perform the task. The experiment duration ranged from 45 to 75min, and no subject reported fatigue at the end of the experiment.

Apparatus

Subjects were seated on a chair and wore a virtual reality headset (Vive™ Pro, HTC Corporation) adjusted by the experimenter to fit their head firmly and comfortably. Four motion trackers (Vive™ Tracker, HTC Corporation) were attached to the subject's body using armbands or straps, so that the trunk as well as each arm segment (upper arm, forearm and hand) had a dedicated tracker attached to it (Fig. 1A). Each tracker as well as the headset provided measurements of their 3D position and 3D orientation relative to the virtual environment's reference frame. The two beacons that receive tracking signals from the headset and trackers were placed and calibrated so that the virtual environment's workspace was centered on the chair. Additionally, the virtual environment was scaled to match real-world dimensions and its ground plane was set at the same height as the actual floor.

Using SteamVR (Valve Corporation) as middleware, the headset and trackers' 3D positions and orientations were tracked at 90Hz sampling rate, while the virtual environment was displayed to the subject in synchronicity at 90Hz refresh rate. The virtual scene's contents and interaction with the subject were managed by Unity (Unity Technologies) as the simulation engine.

Virtual Arm Calibration

The scene includes a virtual arm, whose skeleton consists of three rigid segments (upper arm, forearm and hand) linked to each other by spherical joints. After the subject was equipped with the headset and trackers, a

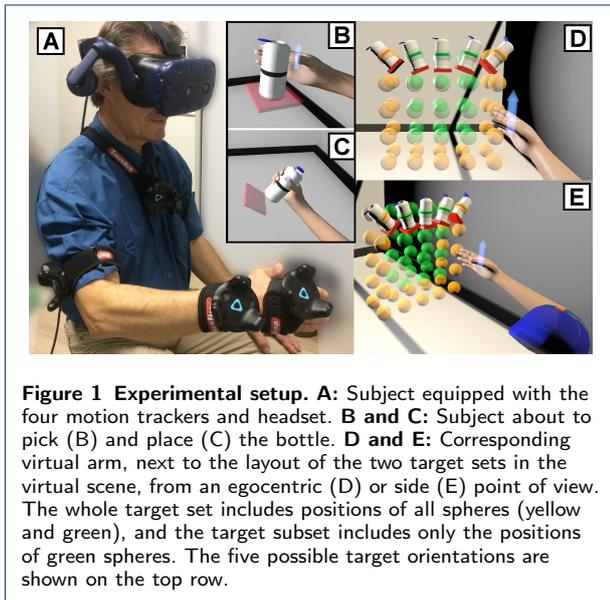


Figure 1 Experimental setup. **A:** Subject equipped with the four motion trackers and headset. **B and C:** Subject about to pick (B) and place (C) the bottle. **D and E:** Corresponding virtual arm, next to the layout of the two target sets in the virtual scene, from an egocentric (D) or side (E) point of view. The whole target set includes positions of all spheres (yellow and green), and the target subset includes only the positions of green spheres. The five possible target orientations are shown on the top row.

calibration procedure was carried out to “link” this virtual arm to the trackers, so that its motion mimicked the subject’s right arm motion from the shoulder to the wrist:

- 1 The method described in [22] was used to estimate each of the subject’s joint centers’ locations relative to its parent tracker: shoulder relative to the trunk tracker, elbow relative to the upper arm tracker, and wrist relative to the forearm tracker.
- 2 Motion data was collected as ten-second recordings during which the subject was asked to perform slow movements using all of their arm’s degrees of freedom: shoulder flexion-extension, abduction-adduction and humeral rotation, elbow flexion, forearm pronation-supination, wrist flexion-extension and radial-ulnar deviation. The estimated joint centers were displayed as red spheres in the virtual scene so that the experimenter could check the accuracy of the method’s output. During this step, the trackers’ silhouettes were also displayed and worked as anatomical landmarks to compare the estimated locations with those of the actual joints. In the event of an insufficiently accurate output, the first step was redone until a satisfying estimation was obtained.
- 3 The virtual arm’s skeleton was locked in a reference posture, scaled to match the dimensions of the subject’s arm and placed so that its shoulder coincided with the subject’s estimated shoulder location.
- 4 The subject was asked to put their arm in the same posture by overlaying the red spheres, which represented estimated joint centers, on the virtual

arm’s joints. When an appropriate overlaying was found, the calibration procedure ended: the red spheres and trackers’ silhouettes disappeared and the virtual arm was unlocked to be able to mimic the subject’s arm motion.

Task

During the experiment, the subject was asked to use the virtual arm to reach and pick a cylindrical bottle at a given location in the virtual scene (Fig. 1B), then place it at another location (Fig. 1C). The goal was to complete a fixed sequence of tasks in the shortest total time. Here, the word “task” will be used to refer to only one part of this process: either the bottle-picking or the bottle-placing. Given that subjects had no control over the virtual fingers, the task did not involve closing or opening the hand to grasp or release the bottle. Instead, the task was achieved by holding the virtual hand inside a target zone for one second. In the six-dimensional space of hand locations (3D position \times 3D orientation), this target zone corresponded to the region containing all hand locations with the same position and orientation as the target, within a margin defined by a spatial tolerance and an angular tolerance. The former defined the maximum distance between the hand’s center and the target’s center, while the latter defined the maximum angle between the hand’s axis and the target’s axis.

During a bottle-picking task, the virtual hand was empty and the target corresponded to the bottle itself. Accordingly, the target’s center was placed at the middle of the bottle’s height and its axis was the bottle’s orientation in the frontal plane. During a bottle-placing task, the hand was holding the bottle and the target corresponded to a small rectangular plate. Accordingly, the target’s axis was normal to the plate’s plane and its center was placed so that a correct hand positioning would bring the bottom of the bottle against the plate. This adjustment was made so that the task’s instruction *i.e.* “place the bottle on the plate” would remain intuitive to the subject. Additionally, a semi-transparent arrow was attached to the virtual hand (see Fig. 1) to indicate the hand’s center (base of the arrow) and axis (direction of the arrow). Besides, whenever the target zone was entered, the bottle turned red to indicate that a correct hand location was reached. Collisions were ignored, so the virtual hand could go through the bottle or plate during a trial without affecting the target’s location.

The subject was allowed a maximum of 15s to complete each task. Failure to complete the task within this allotted time triggered the end of the current trial, indicated by a short audio cue. The target state of the hand *i.e.* either open and empty, or closed and holding the bottle, was automatically set to completion at

the end of each trial regardless of success. The subject's trunk was not restrained, but the subject was instructed to keep it against the backrest of the chair unless trunk motion was required to achieve the task.

Target Sets

Each target *i.e.* each bottle-picking or bottle-placing location used in this experiment was defined by four spatial parameters. The first three parameters were the Cartesian coordinates of the target's center in the virtual scene. The last parameter was the angle by which the corresponding object (either bottle or rectangular plate) was rotated in the frontal plane only, selected from -45° ; -22.5° ; 0° ; 22.5° ; 45° (positive = counterclockwise). Possible positions for target centers were distributed along a 3D orthogonal grid with a regular unit spacing of 8cm along the three dimensions. The grid was five-units high (top to bottom), five-units wide (left to right) and two-units deep (front to back) for a total of fifty positions (Fig. 1D and E). With respect to the subject, the center of the grid was roughly aligned with the shoulder. As a result, the target grid spanned a relatively small portion of the subject's overall peripersonal space corresponding to comfortably unconstrained reaches. After the calibration procedure, an estimation of the subject's arm length allowed to check that all positions in the grid were reachable without putting the arm in an extreme or uncomfortable posture.

The experiment made use of two distinct target sets. One is referred to as the whole target set and included all the combinations of the fifty positions with the five orientations, for a total of 250 targets. The other is referred to as the target subset and included the combinations of only twenty-four positions with the five orientations, for a total of 120 targets. These twenty-four positions were obtained by excluding the leftmost, rightmost and lowest positions in the grid as discussed below (green spheres in Fig. 1D and E).

For each subject, two target orders were generated from these two sets. A target order defines a sequence alternating between picking locations (bottles) and placing locations (rectangular plates). Following a target order, tasks were performed one after another without subjects having to go back to an initial state. In this way, the virtual hand's location at the end of a task was its location at the beginning of the next trial. At the end of a placing task, the bottle and the plate were instantaneously moved to the next target locations, so that the next pick-and-place process could begin immediately afterwards.

The order generation process consisted in randomly drawing targets from a given set in a way that prevented two consecutive targets from being located at

neighboring positions. The process ended when no appropriate target could be drawn to follow the last-picked target. As a consequence, target orders could have different sizes depending on the subjects. However, a rule was implemented so that orders included at least 200 targets if generated from the whole set, and 100 targets if generated from the subset. Performance of various neural networks was compared for the same target order in a given subject in order to facilitate comparison of performance metrics.

Protocol

The experimental protocol was divided into five distinct phases, each comprising several trials of the task. Within a phase, trials were grouped in blocks of fifty tasks consisting of twenty-five repetitions of the pick-and-place process. Short pauses (< 1 min) were allowed between blocks so that subjects could rest and relax their arm if needed. Additionally, the completion time of the last block was shown during a pause, and subjects were encouraged to complete the next block within a shorter time, as long as this was not at the cost of accuracy or task success.

Familiarization

The first phase of the experiment was a familiarization phase during which subjects performed a single block of fifty trials with the virtual arm mimicking their right arm's motion. No data were recorded from these trials. This phase's targets followed the first fifty items of the order generated from the whole target set.

The 15s time limit condition was disabled so that the subject would not be interrupted during a familiarization trial and could therefore explore the apparatus freely. In the case of a subject getting stuck on a given trial, the experimenter could manually skip to the next so that the familiarization could go on.

Initial Data Acquisition

The second phase of the experiment was dedicated to the acquisition of motion tracking data in the framework of the task. This phase's targets followed the order generated from the whole target set, for a total of at least 200 trials. These trials were performed with the virtual arm mimicking the motion of the subject's right arm. The time limit condition was enabled again, and the spatial and angular tolerances were set at 2cm and 5° , respectively, based on preliminary experiments.

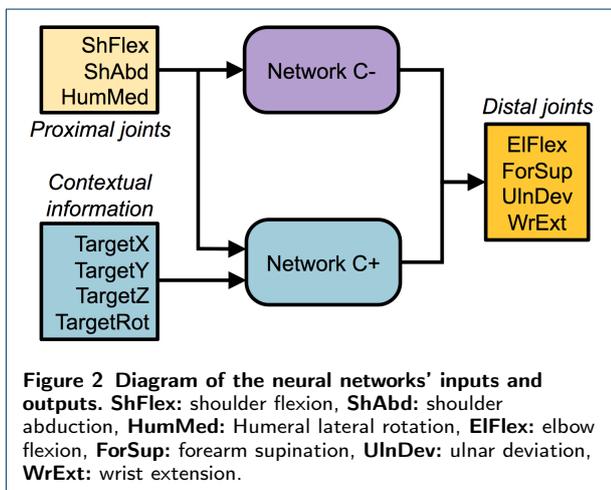
Motion tracking data was recorded throughout this phase, in the form of 3D positions of estimated joint centers and 3D orientations of the virtual arm's segments. Recordings also included target positions and orientations along time, as well as the beginning and end of each trial.

Neural Network Training

The data acquired during the second phase was filtered to include only samples during which the virtual hand's location was inside the target zone. Then, these samples were processed to build a training dataset.

Joint angles were computed based on the recorded segment orientations. The kinematic model of the arm underlying the computation of these angles comprised three segments and seven DoFs: three at shoulder level (flexion-extension, abduction-adduction and humeral rotation), one at elbow level (flexion-extension), one at forearm level (pronation-supination), and two at wrist level (flexion-extension and radial-ulnar deviation).

Additionally, *contextual information* was computed from the position of the shoulder estimated by the earth-based motion tracking and the location and orientation of the target already known to the simulation system. It consisted of the 3-dimensional vector from the estimated shoulder center to the target's center plus the target's rotation angle. For a wearable prosthetic control system, an earth-based reference frame would not be available but similar contextual information could be computed using other technology described in the Discussion.



The dataset of joint angles and contextual information was then fed to two artificial neural networks to train them to predict the four distal joint angles (elbow, forearm and wrist DoFs). These networks shared the same output but worked with different inputs (Fig. 2). The first network only received the three shoulder angles as input whereas the second network received these angles as well as the contextual information (three Cartesian coordinates and one angle). Accordingly, the former is referred to as the context-unaware network (labeled C-) while the latter is referred to as the context-aware network (labeled C+).

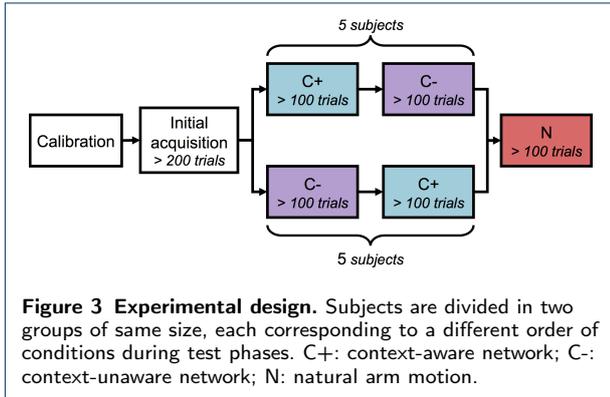
Except for their input layer (size 3 and 7, respectively), both networks shared the same structure: two dense layers of 256 neurons each, a dropout layer with a drop fraction of 0.5, a dense layer of 64 neurons, and an output layer of 4 neurons. We employed Tensorflow [23] as the backend and Keras [24] as the programming interface to implement and train these networks.

Test

During the third and fourth phases of the experiment, the virtual shoulder kept mimicking the subject's shoulder motion but the virtual forearm and hand stopped following the corresponding trackers. Instead, the virtual elbow, forearm and wrist were driven based on online predictions from one of the two networks. This hybrid control strategy was designed to emulate the behavior of a trans-humeral prosthesis, where the wearer's residual limb motion is combined with the prosthesis's actuation to perform a movement with the whole arm. As a consequence, the virtual arm's behavior did not necessarily match the subject's real arm motion, the latter being invisible to the subject inside the virtual environment. Subjects were advised of this condition and instructed to achieve the best performance with whatever strategy they could devise. The criteria for a successful trial were relaxed to 4cm and 10°.

These two phases are referred to as test phases, as they were dedicated to the evaluation of performance in the framework of the task, in order to compare the quality of arm control achieved with each network. Each of the test phases was performed with joint angle predictions from one of the two networks, either C+ or C-. The order was counterbalanced over subjects so that half of them performed their first test phase with network C+ while the other half began with network C- (Fig. 3).

Test phase targets followed the order generated from the target subset, for a total of at least 100 trials (see Target Sets section). In this way, the network's prediction corresponded to targets located on the inside of the portion of space that was covered by the training data collected throughout the first phase. This was designed to avoid the detrimental effects of potentially poorer prediction accuracy for input data on the edge of the whole target set. Indeed, preliminary pilot testing revealed that hybrid control notably deteriorated for some targets located on and beyond the boundaries of the space covered in the second phase used to train the networks. This may be related to the same phenomenon underlying the misclassification errors generated by adversarial examples, as discussed in the literature on neural networks [25].



Baseline

During the fifth phase of the experiment, the virtual arm went back under its original control *i.e.* mimicking the subject’s complete arm motion. This phase is referred to as the baseline phase, as it was dedicated to the evaluation of performance achieved with natural arm control in the framework of the task. For the sake of comparison with test phases, targets also followed the order generated from the target subset and the spatial and angular tolerances were kept to their previous values of 4cm and 10°, respectively. Instructions and recordings remained the same as before.

Data Reduction and Analysis

Offline Assessment of Network Performance

The quality of joint angle prediction achieved by the trained networks was assessed offline in order to evaluate how well each network was able to fulfill its function. As “ground truth”, this assessment made use of motion tracking data from the initial data acquisition and baseline phase, during which the virtual arm followed the real arm’s behavior.

For each subject, the assessment made use of two datasets that were fed to both the context-aware and context-unaware networks. The first dataset was the training dataset built from the recording of the second phase; the second was built from the recording of the fifth phase (baseline) following the same method, including only samples during which the virtual hand’s location was inside the target zone. For a given dataset, the network’s output was the array of four predicted distal joint angles, with as many samples as the dataset. The quality of prediction was evaluated by computing the root mean square error (RMSE) between this array of predicted angles and the corresponding actual angles. In this way, a value of RMSE was computed for each combination of subject, network (C+ or C-) and type of dataset (training or baseline).

In order to compare how well subjects performed the task depending on the virtual arm’s control, the rest of the analysis considered three experimental conditions:

- C+: Hybrid control with predictions from the context-aware network
- C-: Hybrid control with predictions from the context-unaware network
- N: Natural control, mimicking the subject’s arm motion

The corresponding dataset included the recordings from the test and baseline phases, for a total of thirty recorded phases (ten subjects × three conditions), from which 4062 trials were processed. Over all conditions, the success rate was found to be above 90% for twenty-eight out of these thirty recorded phases, with only one phase yielding a success rate below 85%. This result confirms that the task could still be completed when subjects used a hybrid control to drive the virtual arm but also highlights the need for other criteria to assess their performance in the framework of the task. To this end, we designed two quantitative metrics to evaluate the quality of control by addressing various dimensions of motor performance.

Shoulder Position Spread Volume (SV)

Based on the recorded 3D positions of the estimated shoulder’s center, this metric evaluates how scattered the shoulder’s position was in the virtual environment in order to assess the amount of compensatory trunk motion performed by the subject. To generate a single performance metric, we computed the volume of a shape representative of the space covered by all the shoulder positions. This shape was an ellipsoid whose dimensions were proportional to the shoulder position’s variability along each direction of space, and included at least 90% of the recorded positions. In this way, a higher volume indicates more scattered shoulder positions. Therefore, we assume that high values of SV are associated with wide and/or frequent compensatory motion performed with the trunk or scapula to move the shoulder’s center. Conversely, we expect that low values of SV only reflect the scapular motion that is part of the upper-body coordinations naturally involved in reaching. For the sake of clarity, the wording “shoulder motion” will refer here to the motion of the shoulder center regardless of the upper body joints actually involved *e.g.* spine, gleno-scapulo-humeral complex.

This metric assigns one value to each phase by considering the recorded shoulder trajectory in its entirety. For a given recorded phase, we computed the covariance matrix Cov_{sh} of the estimated shoulder’s 3D coordinates over all samples. Being a symmetric matrix, Cov_{sh} is diagonalizable and its eigenvectors

form an orthogonal matrix. The corresponding change of basis is an isometric transformation into a reference frame where shoulder coordinates “co-variate” purely along the Cartesian axes. In this alternative reference frame, we computed the volume of the ellipsoid centered on the mean shoulder position and whose semi-axes have each a length equal to three times the standard deviation along this axis. As a reference, assuming 3D shoulder positions followed a multivariate normal distribution, such an ellipsoid would contain approximately 97% of all positions. Given that the alternative frame is obtained through an isometric transformation, the volume computed in this frame is equal to the volume in the original reference frame.

Approach Speed (AS)

This metric evaluates how fast a subject managed to bring the virtual hand inside the target zone. In the context of the task, a lower approach speed means that the control was less capable of bringing the virtual hand inside the target zone, whereas a higher approach speed indicates that the subject could efficiently use the control to drive the virtual hand. This metric assigns one value to each trial where the target zone was entered at least once, which occurred on 3918 trials out of the 4062 trials (> 96%).

For any such trial, we were able to compute the approach time (AT) *i.e.* time elapsed since the beginning of the trial until the first entry of the virtual hand in the target zone. However, given that trials started and ended at various locations in the virtual scene, this time measurement is not appropriate as a target-independent metric. Instead we used the mean *approach speed*, which is defined, for each trial where the target zone was reached, as the ratio of the distance to the target’s center by the approach time.

Variability of Average Reaching Postures

In order to investigate how the virtual arm behaved while the subject was performing the task, we focused on the variability of its postures when dwelling in the target zone. A lower variability of these postures would mean that the control involved a more homogeneous strategy for bringing the virtual hand at the multiple target locations. Conversely, a higher variability would reveal that the subject had to resort to notably different arm postures to reach the targets, possibly indicating compensatory motion from proximal joints.

Similarly to approach speed, this analysis is only applicable for trials during which the target zone was entered at least once. We focused specifically on the last period during which the virtual hand stayed inside the target zone, often corresponding to the one-second holding period required to complete the task. For each

sample during this period, the virtual arm’s joint angles were computed offline based on the recorded orientations of each segment. Additionally, for trials from conditions C+ and C-, postures that would have been displayed by the virtual arm should it had kept mimicking the subjects’ whole arm motion were computed offline based on the tracker’s orientations. Then, these joint angles were averaged over all samples of the holding period, yielding a single posture per trial.

This processing resulted in five groups of seven-angle arm postures. Three groups correspond to the virtual arm’s actual behavior in conditions N, C+ and C-. The two remaining groups correspond to the virtual arm’s “simulated” behavior if it had kept mimicking the natural arm’s motion during trials in conditions C+ and C-. These groups are labeled respectively MC+ and MC- to indicate that they are based on data from hybrid control conditions but represent a hypothetical mimicking arm. Because the virtual upper arm followed the subject’s shoulder motion in all conditions, shoulder angles are identical for groups C+ and MC+ as well as for groups C- and MC-. For each phase, we computed the standard deviations (SD) of joint angles from the average reaching postures, resulting in a ten-value sample for each combination of DoF and group. Then we sorted these samples to form two sets with one group from each condition:

- Set corresponding to the virtual arm’s actual behavior, that is: {N, C+, C-}
- Set corresponding to the mimicked natural motion, that is: {N, MC+, MC-}

Analysis of Joint Angle Synergies with PCA

In addition to the study of joint angle variability, we investigated the synergies underlying the virtual arm’s joint angles when the target was reached. By comparing these synergies, we assessed how similar each hybrid control strategy was to natural arm motion in terms of joint coordinations. This analysis was achieved by conducting Principal Components Analysis (PCA) on the average reaching postures previously computed. For each set of these postures sorted by subject and group, a PCA was carried out and yielded seven principal components (PC), in the form of vectors in the 7-D space of joint angles. As a first step in the analysis of PCA outputs, we compared the cumulated ratios of explained variance from one to seven PCs, between the five groups (C+, C-, MC+, MC-, N). In this context, the amount of variance explained by a given number of PCs corresponds to the prominence of joint angle synergies in the actual or virtual arm’s motion.

The second step consisted in assessing the similarity between joint angle synergies from different groups.

This was achieved by evaluating the geometric proximity between subspaces generated by PC vectors corresponding to two given PCAs. Indeed, for a given $n < 7$, the first n PCs extracted by a PCA span a subspace within the 7-D joint space. As all PCs are orthogonal with each other by definition, this subspace is n -dimensional. In order to measure a distance between two such subspaces, we employed the method described in [8], which finds the minimal angle that rotates one subspace into the other. A smaller angle means a closer proximity between subspaces: 0° represents identity whereas 90° represents orthogonality. It is worth noting that the use of this method is made possible by the fact that all values involved in posture data are joint angles measured in degrees. As a result, all seven dimensions of the joint space are equivalent in terms of scale, and their magnitude is immediately comparable.

We identified two types of comparison between groups that are relevant for our analysis:

- Between hybrid control and natural control in baseline phase *i.e.* C+ versus N and C- versus N
- Between hybrid control and mimicked real arm motion produced in the same test phase *i.e.* C+ versus MC+ and C- versus MC-

Statistical Testing

We carried out statistical testing on the values of RMSE computed for the offline assessment of network performance. For each type of dataset (training or baseline), we compared the quality of prediction achieved by networks C+ and C- using paired T-tests.

Tests were also conducted on the results from the two quantitative metrics to detect significant differences between conditions. Even though approach time was not considered a dependent variable, this quantity was summarily analyzed to provide reference data. In order for each subject to have a similar weight despite slight variations in the number of valid trials, we sorted values of AS and AT by subject and condition, then averaged them over trials. In this way, we obtained samples of ten values (one per subject) for each combination of metric and condition.

We performed either one-way ANOVAs or Kruskal-Wallis tests depending on whether the parametric hypotheses (*i.e.* normality of distributions and homoscedasticity of samples) were verified. In all the cases where these tests indicated significant differences, *post hoc* tests (either paired T-tests or Wilcoxon tests) were carried out to identify the pairs of conditions presenting such differences, applying the appropriate Bonferroni correction.

Following the same testing method, we analyzed the SDs of joint angles from the average reaching postures. For each DoF, we compared the different groups based on the sets previously defined: {C+, C-, N} and {MC+, MC-, N}. In the case of a shoulder DoF, only one set was analyzed, considering that both sets are identical.

Data processing and statistical testing were carried out with custom software developed in Python using several packages from the SciPy ecosystem [26]. The significance threshold was set at $\alpha = 0.05$. When Bonferroni correction was applied, the threshold was adjusted to $\alpha_{corr} = 0.05 / 3 = 0.0167$

Results

Offline Network Performance

Outputs of statistical tests on offline network performance are reported in Table 1. With both types of dataset (training and baseline), the offline error between actual and predicted joint angles was significantly lower for network C+ than for network C- ($p < 0.00001$). On average, when computed on samples from the training dataset, the RMSE achieved by networks C+ and C- were 4.0° and 9.7° respectively. When computed on samples from the baseline dataset, the average prediction errors were 6.0° and 12.7° for networks C+ and C- respectively. These offline results show that adding contextual information to the input data allowed the context-aware network to reach significantly higher prediction accuracy than the context-unaware network.

Table 1 Output values from tests on RMSE.

	Training dataset	Baseline dataset
T	-10.69	-13.89
p	2.047e-6	2.194e-7

Significant differences are indicated by p values in bold.

Online Performance Metrics

A qualitative analysis of mean approach times reveals that condition C- elicited the longest approaches. Indeed, mean approach times in this condition were over 1.4s for all subjects, whereas it was the case for only two subjects out of ten in condition C+, and none in condition N. This analysis also highlights that some subjects using hybrid control with network C+ managed to reach performance levels similar to those achieved with natural control. Overall, mean approach times were 0.82s, 1.22s and 2.31s for conditions N, C+ and C- respectively. The outputs of statistical tests on the two other online performance metrics are reported in Table 2.

Regarding approach speeds, results were significantly different for each condition ($p < 0.001$) and consistent

with the pattern obtained with approach times (see Fig. 4). In particular, hybrid control with network C- elicited slower approach periods (mean AS 13.6cm/s) than with network C+ (mean AS 20.9cm/s). This suggests that the C- network offered poorer control than the C+ network during the task, resulting in subjects struggling more often to bring the virtual hand into the target zone. As expected, the fastest reaching was achieved with natural control (mean AS 26.7cm/s).

Regarding shoulder position spread volume, the analysis revealed that the scattering of shoulder positions was significantly different for each condition ($p < 0.01$). Natural control (condition N) elicited very little shoulder motion from all subjects (mean SV 47cm³, about a third the volume of a tennis ball), likely to correspond to the amount of scapular motion naturally involved in the reaching of target positions. Conversely, subjects performed much more shoulder motion when driving the virtual arm with network C- (mean SV 1.12dm³, about the volume of seven tennis balls). This condition also displays high inter-subject variability: some subjects managed to achieve the task with only limited shoulder motion (min SV 0.19dm³) whereas others had to resort to wide and/or frequent shoulder motion to complete the task (max SV 2.11dm³). In such cases, shoulder motion exceeding the range of scapular motion implies that compensatory trunk motion was involved. For all subjects, hybrid control with network C+ elicited less shoulder position scattering (mean SV 0.36dm³, about the volume of two tennis balls) than with network C-, sometimes as little as with natural control.

Table 2 Output values from tests on performance metrics.

Metric	ANOVA / Kruskal-Wallis test	Paired tests - $\alpha_{corr} = 0.0167$		
		C+ vs C-	C+ vs N	C- vs N
AS	F = 41.36	T 7.846	-4.834	-11.61
	p = 6.024e-9	p 2.585e-5	9.291e-4	1.022e-6
SV	H = 20.11	W 0	2	0
	p = 4.301e-5	0.005062	0.009344	0.005062

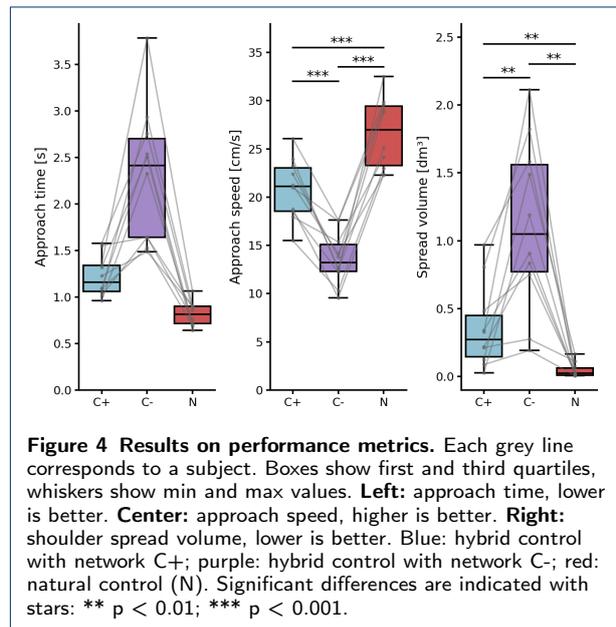
Significant differences are indicated by p values in bold.

Variability of Reaching Postures

The outputs of statistical tests on the variability of reaching postures are reported in Table 3. The distributions of joint angles' standard deviations are illustrated in Fig. 5.

Virtual Arm Actual Behavior

This part of the analysis focuses on the postures of the virtual arm that was driven by the subject and visible in the virtual environment during the experiment. For shoulder flexion, no difference between groups was

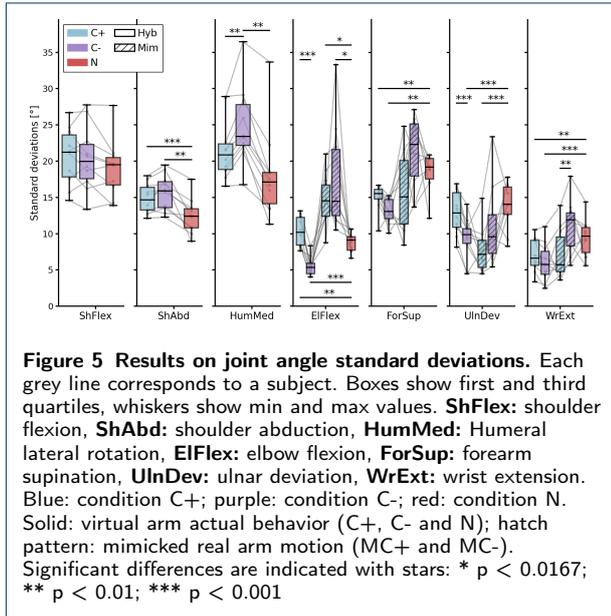


revealed by this analysis (mean SDs around 20°). Regarding shoulder abduction, the variability for group N (mean SD 12.4°) was lower than from both other groups, C+ and C- (mean SDs > 14.8°, $p < 0.002$), which were not different from each other. Humeral rotation angles in group C- (mean SD 24.9°) were significantly more variable than in groups C+ and N (mean SDs < 21.6°, $p < 0.006$) and a slight trend towards difference was found between groups C+ and N (mean SDs 21.6° and 18.1° respectively, $p = 0.047$).

Overall, this pattern of results on two out of three shoulder DoFs suggests that joint angles were more variable for hybrid controls C+ and C- when compared to N. The analysis also revealed a substantially higher variability for condition C- than for C+ on one of these DoFs. This is consistent with higher compensatory movements in condition C- than C+, as well as in both of these conditions when compared to N.

Regarding distal joints, elbow angle variability was significantly different between each pair of the set {N, C+, C-}. In particular, the angles predicted by network C+ were notably more variable than those predicted by network C- (mean SDs 10.3° vs 5.5°, $p < 0.0001$). A similar difference between groups C+ and C- was found for ulnar deviation (mean SDs 12.9° vs 9.4°, $p < 0.0002$) but not for forearm supination or wrist flexion. However, the analysis on these two later DoFs revealed that the angle variability was higher for natural control (mean SDs 18.6° and 9.4° respectively) than for both hybrid control strategies (mean SDs < 15.1° and < 7.1° respectively, $p < 0.007$).

Overall, these results suggest that the distal joint angles predicted by network C- display a certain lack



of variability that may lead to poorer performance, as highlighted by the performance metrics. In particular, the elbow is a key joint whose wide angular range is critical to perform reaching across the whole workspace. In this context, too little variability on this joint angle may restrain the fraction of workspace reachable only with arm motion, therefore eliciting more compensatory trunk motion.

Mimicked Real Arm Motion

This part of the analysis focuses on how well the subject's real distal arm movements continued to follow the virtual arm's movements generated by the neural network. Real elbow movements elicited under conditions C+ and C- were more variable than under condition N (groups MC+ and MC: mean SDs $> 14.6^\circ$, group N: mean SD 8.8° , $p < 0.006$). The analysis revealed no significant difference for forearm supination. Conversely, ulnar deviation variability was higher for group N (mean SD 13.9°) than for group MC+ (mean SD 7.8° , $p < 0.0008$). Additionally, the only significant difference revealed for wrist extension was between MC+ and MC- (mean SDs 7.1° VS 11° , $p < 0.003$).

Joint Angle Synergies

Distribution of Explained Variance

The first step in the analysis of joint angle synergies focused on the explained variance ratios associated with the first PCs, which represent the primary postural synergies. The higher this ratio is, the more prominent are the corresponding synergies in the posture data. We sorted the explained variance ratios by PC

Table 3 Output values from tests on joint angle variability.

DoF	ANOVA / Kruskal-Wallis test	Paired tests - $\alpha_{corr} = 0.0167$		
<i>Virtual arm actual behavior</i>		C+ vs C-	C+ vs N	C- vs N
ShFlex	F = 0.4457 $p = 0.6450$	N/A	N/A	N/A
ShAbd	F = 5.136 $p = \mathbf{0.01287}$	T -2.376 p 0.04153	4.962 7.789e-4	4.328 0.001912
HumMed	H = 9.185 $p = \mathbf{0.01013}$	W 0 p 0.005062	8 0.04685	0 0.005062
ElFlex	F = 23.26 $p = \mathbf{1.342e-6}$	T 7.442 p 3.924e-5	3.390 0.007999	-5.236 5.375e-4
ForSup	H = 16.47 $p = \mathbf{2.656e-4}$	W 6 p 0.02842	0 0.005062	1 0.00691
UlnDev	F = 5.867 $p = \mathbf{0.007657}$	T 6.212 p 1.567e-4	-1.331 0.2158	-8.753 1.071e-5
WrExt	F = 4.772 $p = \mathbf{0.007657}$	T 2.446 p 0.03697	-4.166 0.002428	-6.056 1.890e-4
<i>Mimicked real arm motion</i>		MC+ vs C-	MC+ vs N	MC- vs N
ElFlex	H = 16.97 $p = \mathbf{2.062e-4}$	W 20 p 0.4446	0 0.005062	0 0.005062
ForSup	H = 6.227 $p = \mathbf{0.04444}$	W 9 p 0.05934	17 0.2845	17 0.2845
UlnDev	F = 5.593 $p = \mathbf{0.009284}$	T -2.525 p 0.03252	-4.980 7.595e-4	-1.492 0.1699
WrExt	F = 3.516 $p = \mathbf{0.04394}$	T -4.276 p 0.002063	-2.911 0.01727	1.383 0.2001

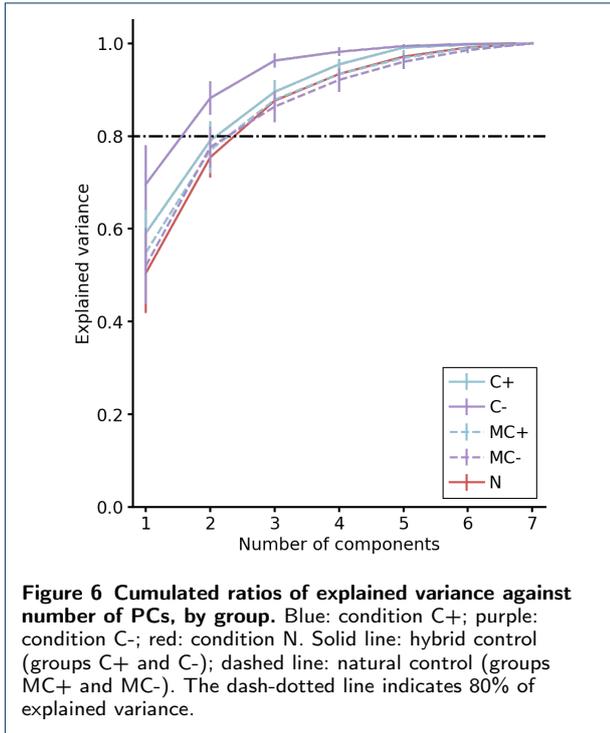
Significant differences are indicated by p values in bold. **ShFlex**: shoulder flexion, **ShAbd**: shoulder abduction, **HumMed**: Humeral lateral rotation, **ElFlex**: elbow flexion, **ForSup**: forearm supination, **UlnDev**: ulnar deviation, **WrExt**: wrist extension.

and group, and averaged over all subjects. The average cumulated ratios of explained variance are shown in Fig. 6.

This revealed that overall, PCs extracted from postures in group C- explained more variance than those in group C+. Indeed, cumulated ratios for two to four PCs were higher in group C- than in group C+ for all subjects. In particular, the amount of explained variance by the first three PCs reached an average of 96% in group C- whereas it remained under 90% in group C+. This is consistent with condition C- eliciting less differentiated control of individual distal arm angles, perhaps related to more reliance on compensatory shoulder motion.

Comparison of PC subspaces

The similarity between motor synergies was assessed using a measurement of geometric proximity between subspaces generated by PC vectors from two given PCAs. As detailed in the section *Analysis of Joint Angle Synergies with PCA*, this proximity is measured using the minimal angle that rotates one subspace into the other. This method requires to choose n the number of PCs spanning these subspaces. To identify values of n for which such a subspace encompasses the



primary joint angle synergies revealed by the PCA, we considered the cumulated ratios of explained variance. On one hand, at least three PCs are required to explain 80% of the variance or more for all groups. On another hand, using six or more PCs notably reduces the benefit offered by the PCA in terms of dimensionality reduction. Therefore, we chose to focus our analysis on values of n between 3 and 5.

This method was applied to perform two types of comparison: on one hand, between hybrid control and natural control in baseline phase (C+ versus N and C- versus N); on another hand, between hybrid control and the mimicked real arm motion produced in the same test phase (C+ versus MC+ and C- versus MC-). Using values of n ranging from 3 to 5, we computed the angular distances corresponding to these four comparisons for each subject, yielding four sets of ten angles for each value of n .

These sets of angular distances were compared two by two based on the type of comparison and number of PCs, using either paired T-tests or Wilcoxon tests depending on the normality of samples. Relevant statistical values from these tests are reported in Table 4 and results are shown in Fig. 7 in the form of boxplots.

Regarding the proximity with natural control in baseline phase, the analysis revealed that the angular distance between subspaces was significantly higher in condition C- when considering the first three or five PCs ($p < 0.015$). This result shows that the primary

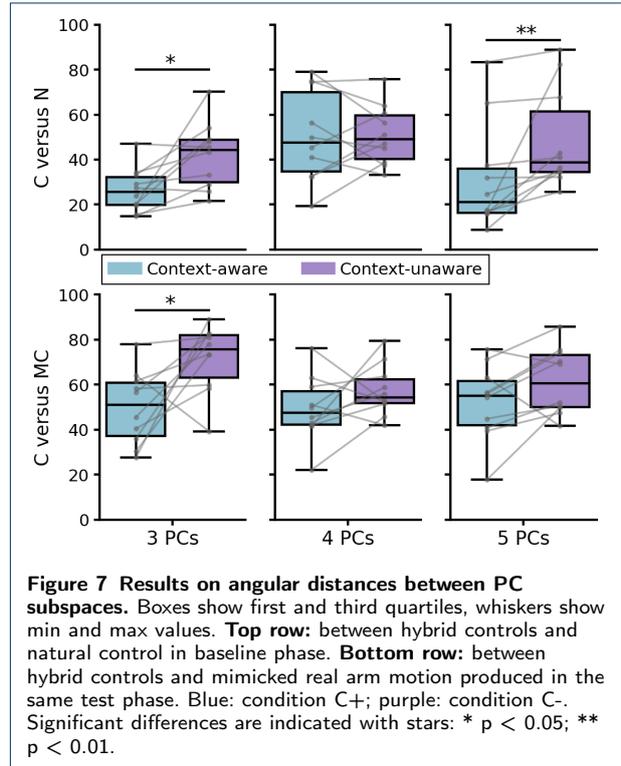


Table 4 Output values from tests on distances between PC subspaces.

	3 PCs	4 PCs	5 PCs
C versus N	T = -3.020 p = 0.01449	T = -0.075 p = 0.9419	W = 0 p = 0.005062
C versus MC	T = -2.727 p = 0.02334	T = -1.390 p = 0.1979	T = -2.058 p = 0.06975

Significant differences are indicated by p values in bold.

motor synergies emerging from hybrid control were closer to natural motor synergies in condition C+ than in condition C-. This is consistent with the differences in joint angle variability previously reported: SDs of angles predicted by network C+ were more often similar to those in natural control.

When comparing synergies between hybrid control and real arm motion in the same test phase, the only significant difference was found for subspaces based on three PCs ($p = 0.023$). Again, synergies in hybrid control were closer to those of the subject's arm in condition C+ than in condition C- (mean distances 49.8° VS 71.7°). The angular distance between subspaces spanned by five PCs seemed to display a similar trend, even though no significant difference was found ($p = 0.070$). Overall, these results suggest that the joint coordinations produced by network C+ are more similar to those underlying the subject's natural arm motion.

Discussion

We have explored the benefits of adding contextual information about the movement goal in the process of distal joint prediction for prosthesis control. We show that a context-aware network reconstructing four distal joints starting from the elbow enables close to natural performance, with moderate compensatory movements from trunk and shoulder, for picking and placing a bottle in various positions and orientations. After discussing these results in relation to the literature, we identify remaining gaps and perspectives for real-world application for prosthetic control.

Approach Time and Speed

Remarkably, average approach times performed using the context-aware network without any further training from the participants were close to natural (1.22s as compared to 0.82s), and much better than using a context-unaware network (2.31s). Yet, approach speeds with control from the context-aware network were significantly lower than when the virtual arm was teleoperated by real arm movements in the natural baseline control conducted at the end of the experiment, which indicates that there is still room for improvements.

Out of the numerous studies having explored proximal-to-distal joint predictions for prosthetic control [9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18], only one included the control of a sufficient number of distal joints to enable hand positioning to grasp objects with various positions and orientations [13]. Average movement times obtained in this study were much higher than here even after 10 days of practice (9.49s and 5.76s on the tenth session for the reconstructed and natural controls, respectively), but the task involved multiple components *i.e.* reach and grasp a bottle, bring it to the mouth, and release it to a given location. Yet, approach times for the first phase only (reach and grasp the bottle) remained between 4 and 6s with the hybrid control, and around 3s with natural movement control. Several reasons might explain the remaining difference with movement times we observed here.

First, we showed that using context-aware network greatly improves predictions as well as subject-in-the-loop performances. However, average approach times obtained with our context-unaware control were 2.31s, which remains lower than the 4-6s range in [13]. Importantly, an active grasp control was involved in [13], whereas in the present study the bottle was automatically grasped upon one second of consecutive holding within a strict tolerance to the goal position and orientation. Although this tolerance was somehow relaxed in the test phase {4cm, 10°} as compared to that employed at initial acquisition {2cm, 5°}, it was still substantially lower than the {6cm, 30°} used in [13]. It remains that active grasp control is likely to have elicited

longer movement times in [13] and will ultimately need to be included for real-world applications.

Additionally, [13] did not always use artificial networks trained on data from the same subject as the one operating the prediction-based control. In fact, subjects alternated sessions with a network trained on their own data versus a network trained on data from the particular control subject that elicited the worst predictions when applied on their own data. That way, subjects experienced controls that were tuned to them in both the best and worst possible manners. Remarkably, subjects performance were comparable for both cases by the end of the training sessions, which indicates that they were able to cope with a control based on other subjects' data, as would necessarily be the case for people with upper-limb disability, from which obtaining baseline natural control data is not an option. Although this is promising for future applications of our context-aware strategy, we only used networks trained on data from the same subjects. Therefore, possible deteriorations when using data from other subjects remain to be evaluated.

Another difference in the present work relates to the restricted volume of the peripersonal space tested. Although our target arrangement spanned a sizeable proportion of space used during comfortable unconstrained reaches in front of the subjects, it is much smaller than the whole peripersonal space exploited in our daily activities. Furthermore, as soon as the object is in the hand comes the question of what to do with it. Although additional control features were included in [13] to bring the bottle to the mouth, efficient control strategies remain to be designed for the wide range of possible actions and peripersonal space, as well as efficient mechanisms to select the relevant context-aware strategy.

Yet another difference was that trunk movements were limited by elastic bands in [13], while discouraged but permitted in our case. This was designed to promote sufficient success rate to enable meaningful comparison on the different dependent variables. Indeed, it was evident from pilot testing that numerous targets would not have been reachable should we have restricted trunk movements. In the end, our choice was justified by the usefulness of subsequent analyses performed on joint coordination and compensatory movements associated with our experimental conditions.

Joint Coordinations and Compensatory Movements

Higher shoulder movements observed here in the context-unaware control, as compared to the context-aware control, were contingent upon lower variability of artificial movements for both the elbow and radial-ulnar deviations at the wrist. This suggests that wider

shoulder motion could have been employed to compensate for shorter ranges of distal motion.

Postural synergies were found simpler with the context-unaware control, as indicated by more variance explained by the first few components when principal component analyses were conducted on joint coordination in the context-unaware condition, as compared to both the context-aware and the natural control conditions. In the absence of additional knowledge of the movement goal, predictions from the context-unaware network result therefore in reduced distal joints motion that naturally required higher compensations from the trunk and shoulder to perform the task.

Postural synergies observed in the controlled joint coordination were also found more similar to those of natural movements with the context-aware than with the context-unaware control, as indicated by lower angular separation between subspaces spanned when considering the first few components that explained a sufficient amount of variance [8]. In addition to the overall higher performance obtained with lower compensatory movements, the closeness to natural movements associated with the context-aware control is potentially important. Indeed, we recently showed that human-likeness impacts robotic arm endpoint control, possibly through embodiment *via* increased sense of agency [27].

Limits and Perspectives for Prosthetic Control

Prosthetic simulations in virtual reality are useful research tools [13, 14, 18, 28, 29] but real prostheses present additional challenges. Comparison with movement times obtained in related works such as [16, 27, 30] is informative, although obtained while reaching unoriented targets with simpler control strategies. In [16], people with upper-limb amputation equipped with a real artificial elbow whose joint velocity was operated on the basis of shoulder velocities, reached various target positions with an average movement time of 2.4s, more than twice that produced by healthy subjects reaching the same targets with their own arm (1.1s). Comparable reaches took on average 2.9s when a robotic arm endpoint was teleoperated by subjects' real arm movements in [27] and movement times increased to 4-5s when a comparable robotic interface was controlled from isometric forces instead of real movements [30]. This large difference in movement times might be related to real-world mechatronic considerations. A simulated arm in a virtual reality setup can "instantaneously" move from one posture to the other, whereas robotic and prosthetic arms are limited by the strength and speed of their motors operating against gravity and inertia. Most prosthetic limbs have

the additional problem of slippage between socket and stump, which will introduce errors and even instability. In this context, osseointegration is increasing the potential applicability of controls based on residual motion [16].

Although our results are promising for potential application to real-case scenarios in prosthesis control, several gaps remain. Among those, we already identified the necessity to include an active grasp control, mechatronic considerations to realize real movements absent in virtual reality testing, and subject-specific tuning of the context-aware strategy to meet individual requirements of people with upper-limb amputation. To these, we can add real testing on people with upper-limb amputation, and finding reliable solutions for automatic detection of contexts as well as their associated control strategies.

Combining kinematics and myoelectric signals [14, 31] could be used to integrate active grasp control to the present context-aware strategy. Most transradial prosthesis users are already familiar with myoelectric controls for hand opening and closing. Poor resolution and delays under visual control make it difficult to grasp fragile objects without crushing them, but this may be overcome by adding tactile sensing and feedback [32, 33]. To avoid the burden of noisy and hard to interpret myoelectric signals, and preserve advantages of kinematic-based control, [13] designed a proportional hand closing mechanism based on sternoclavicular protraction. Despite an attempt at decoupling natural movement from these involved with this additional control feature, this decoupling proved difficult in that particular instance [13] and appears as a general limitation of this strategy. With extended daily practice, real prosthesis users may learn strategies that escaped our normal volunteers and may be able to cope with coadaptation strategies in smart prostheses [18, 34]. The addition of vibrotactile feedback in lieu of proprioception [35] may also improve sensorimotor integration of the proposed control solutions.

In order to facilitate development and testing of prototype prostheses that will support different control schemes, it will be useful to take advantage of multiple robotic platforms that are increasingly accessible to researchers [36, 37, 38]. Among these, we recently proposed one that has the potential to attack most perspectives mentioned here [38]. Indeed, the 3D-printed skeleton and control interface of this platform make it easy to reconfigure both from hardware and software perspectives. Furthermore, this platform is already interfaced with various relevant control signals (kinematics, myoelectric, gaze information) and control principles (inverse kinematics with both analytical and artificial networked-based solving), and now integrates cameras and prepackaged artificial intelligence

solutions for efficient artificial network and computer vision implementations.

Technological simplicity, reliability and cosmesis are important and personal considerations for prosthesis design and use [39, 40, 41]. The proposal here to add shoulder posture sensing plus gaze monitoring and video scene analysis will require substantial additional hardware:

- Complete shoulder and sterno-clavicular joint motion can be extracted from easily worn multi-axis “digital compass” sensors based on micro-electro-mechanical chips (MEMS, *e.g.* Honeywell HMC6343) affixed to the sternum, acromion and transhumeral socket [13]. These can substitute for the reference-frame sensors used in the present experiment and most laboratories.
- Proof of principle for automatic object detection in [20, 21] were obtained with an expensive and somewhat heavy system that integrates camera and gaze tracking on glasses (Tobii Glasses 2), but lighter and more affordable options are starting to become available (*e.g.* Pupil Labs). To enable the proposed control scheme, the 3D position of the object detected in the field of view of the camera on eyeglasses would also need to be established in relation to both the current position and orientation of the head and the shoulder center of rotation. This could be provided by installing another digital compass chip on the eyeglasses.
- Extracting distance of an object is more difficult than its orientation and location in azimuth and elevation, but technology for extraction from binocular images or lidar reflection delay is rapidly improving. It is possible that the user’s visual perception of distance and kinematic control of reach extension would be sufficient without this aspect of machine vision.

Studies such as the one presented here represent demonstrations of technological feasibility. Clinical acceptance by patients will require benefits in activities of daily living that outweigh the inevitable increases in financial cost and donning/doffing time and system designs that achieve acceptable reliability and appearance. Fortunately, the required technology is likely to continue to improve in cost, size, simplicity and reliability. Effective industrial design will require selecting the most useful components and integrating them into attractive and cost-effective systems.

Conclusion

The experiment reported in this paper shows that adding target-related contextual information can be beneficial to the control of an upper-limb prosthesis based on natural joint coordinations. Better reaching

performance was achieved by a control strategy combining command signals from shoulder kinematics with information about target location and orientation such as can be obtained from gaze and scene analysis. Subjects using this combination achieved higher mean approach speeds as well as reduced compensatory motion compared to kinematics alone. Overall, the context-aware control strategy allowed subjects to achieve close to natural performance without training. Regarding applications in the field of prosthetics, these results are promising especially for the control of a multi-DoF prosthesis. However, notable challenges have yet to be overcome before such a control strategy can be implemented on a wearable, clinically relevant device.

Declarations

Ethics approval and consent to participate

This study was carried out in accordance with the recommendations of the local ethics committee (CPP Sud-Ouest et Outre Mer III, Ref DC2014/16). All subjects gave written informed consent in accordance with the Declaration of Helsinki.

Consent for publication

The individuals present in the pictures used as figures here gave their consent for publication.

Availability of data and materials

The datasets used and analysed during this study are available from the corresponding author on reasonable request.

Competing interests

All authors declare to have no competing interest regarding this work.

Funding

This work was funded by two PEPS CNRS/IdEx Bordeaux grants (2014 and 2015), and a CNRS “Osez l’interdisciplinarité” grant (2017–2019).

Author’s contributions

SM conducted the experiment and analyzed the results under the supervision of ADR and with inputs from DC and JBP. ES contributed to the design of the experimental setup and analysis of results. LD and CH designed the experimental setup. SM, ADR and GEL wrote the paper with inputs from all other authors.

Acknowledgements

The authors thank Antoine Bouquet for contributing to the design of Fig. 1.

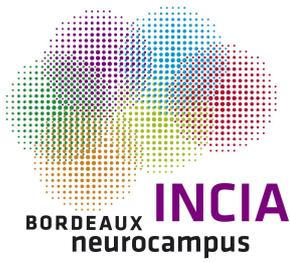
Author details

¹ Institut de Neurosciences Cognitives et Intégratives d’Aquitaine, UMR 5287, CNRS & Univ. Bordeaux, 146 rue Léo Saignat, 33076 Bordeaux, France. ² Laboratoire Bordelais de Recherche en Informatique, UMR 5800, CNRS, Univ. Bordeaux & Bordeaux INP, 351 cours de la Libération, 33405 Talence, France. ³ Department of Biomedical Engineering, Univ. Southern California, 1042 Downey Way, 90089 Los Angeles, CA, USA. ⁴ Centre for Sensorimotor Performance, School of Human Movement and Nutrition Sciences, Univ. Queensland, Blair Drive, 4059 Brisbane, QLD, Australia.

References

1. Celadon N, Došen S, Binder I, Ariano P, Farina D. Proportional estimation of finger movements from high-density surface electromyography. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. 2016;13(1):73.
2. Ison M, Vujaklija I, Whitsell B, Farina D, Artemiadis PK. High-density electromyography and motor skill learning for robust long-term control of a 7-DoF robot arm. *Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*. 2015;24(4):424–433.

3. Kuiken TA, Miller LA, Lipschutz RD, Lock BA, Stubblefield K, Marasco PD, et al. Targeted reinnervation for enhanced prosthetic arm function in a woman with a proximal amputation: a case study. *The Lancet*. 2007;369(9559):371–380.
4. Kuiken TA, Li G, Lock BA, Lipschutz RD, Miller LA, Stubblefield KA, et al. Targeted muscle reinnervation for real-time myoelectric control of multifunction artificial arms. *Journal of the American Medical Association*. 2009;301(6):619–628.
5. Johannes MS, Faulring EL, Katyal KD, Para MP, Helder JB, Makhlin A, et al. The Modular Prosthetic Limb. In: *Wearable Robotics*. Elsevier; 2020. p. 393–444.
6. Soechting J, Lacquaniti F. Invariant characteristics of a pointing movement in man. *Journal of Neuroscience*. 1981;1(7):710–720.
7. Desmurget M, Prablanc C, Rossetti Y, Arzi M, Paulignan Y, Urquizar C, et al. Postural and synergic control for three-dimensional movements of reaching and grasping. *Journal of Neurophysiology*. 1995;74(2):905–910.
8. Bockemühl T, Troje NF, Dürr V. Inter-joint coupling and joint angle synergies of human catching movements. *Human Movement Science*. 2010;29(1):73–93.
9. Popovic D, Popovic M. Tuning of a nonanalytical hierarchical control system for reaching with FES. *Transactions on biomedical engineering*. 1998;45(2):203–212.
10. Popovic M, Popovic D. Cloning biological synergies improves control of elbow neuroprostheses. *Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2001;20(1):74–81.
11. Popovic D, Popovic M, Sinkjær T. Life-like control for neural prostheses: "proximal controls distal". In: 2005 Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. IEEE; 2006. p. 7648–7651.
12. Kaliki RR, Davoodi R, Loeb GE. Prediction of distal arm posture in 3-D space from shoulder movements for control of upper limb prostheses. *Proceedings of the IEEE*. 2008;96(7):1217–1225.
13. Kaliki RR, Davoodi R, Loeb GE. Evaluation of a noninvasive command scheme for upper-limb prostheses in a virtual reality reach and grasp task. *Transactions on Biomedical Engineering*. 2013;60(3):792–802.
14. Blana D, Kyriacou T, Lambrecht JM, Chadwick EK. Feasibility of using combined EMG and kinematic signals for prosthesis control: a simulation study using a virtual reality environment. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2016;29:21–27.
15. Merad M, de Montalivet É, Touillet A, Martinet N, Roby-Brami A, Jarrassé N. Can we achieve intuitive prosthetic elbow control based on healthy upper limb motor strategies? *Frontiers in neurorobotics*. 2018;12(1).
16. Merad M, de Montalivet É, Legrand M, Mastinu E, Ortiz-Catalan M, Touillet A, et al. Assessment of an automatic prosthetic elbow control strategy using residual limb motion for transhumeral amputated individuals with socket or osseointegrated prostheses. *Transactions on medical robotics and bionics*. 2020;2(1):38–49.
17. Alshammary NA, Bennett DA, Goldfarb M. Synergistic elbow control for a myoelectric transhumeral prosthesis. *Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2017;26(2):468–476.
18. García-Rosas R, Tan Y, Oetomo D, Manzie C, Choong P. Personalized online adaptation of kinematic synergies for human-prosthesis interfaces. *Transactions on cybernetics*. 2019;p. 1–15.
19. Markovic M, Dosen S, Cipriani C, Popovic D, Farina D. Stereovision and augmented reality for closed-loop control of grasping in hand prostheses. *Journal of neural engineering*. 2014;11(4):046001.
20. Pérez de San Roman P, Benois-Pineau J, Domenger JP, Pacllet F, Cattaert D, de Rugy A. Saliency Driven Object recognition in egocentric videos with deep CNN: toward application in assistance to Neuroprostheses. *Computer Vision and Image Understanding*. 2017;164:82–91.
21. González-Díaz I, Benois-Pineau J, Domenger JP, Cattaert D, de Rugy A. Perceptually-guided deep neural networks for ego-action prediction: object grasping. *Pattern Recognition*. 2019;88:223–235.
22. O'Brien JF, Bodenheimer Jr RE, Brostow GJ, Hodgins JK. Automatic joint parameter estimation from magnetic motion capture data. Georgia Institute of Technology; 1999.
23. Abadi M, Agarwal A, Barham P, Brevdo E, Chen Z, Citro C, et al. TensorFlow: Large-scale machine learning on heterogeneous systems; 2015. Available from: <http://www.tensorflow.org/>.
24. Chollet F, et al. Keras; 2015. Available from: <http://keras.io>.
25. Szegedy C, Zaremba W, Sutskever I, Estrach JB, Erhan D, Goodfellow I, et al. Intriguing properties of neural networks. In: *International Conference on Learning Representations (ICLR)*; 2014. .
26. Virtanen P, Gommers R, Oliphant TE, Haberland M, Reddy T, Cournapeau D, et al. SciPy 1.0: fundamental algorithms for scientific computing in Python. *Nature methods*. 2020;17(3):261–272.
27. Mick S, Badets A, Oudeyer PY, Cattaert D, de Rugy A. Biological plausibility of arm postures influences the controllability of robotic arm teleoperation. *Human Factors*. 2020;In press.
28. Hauschild M, Davoodi R, Loeb GE. A virtual reality environment for designing and fitting neural prosthetic limbs. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2007;15(1):9–15.
29. Woodward RB, Hargrove LJ. Adapting myoelectric control in real-time using a virtual environment. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2019;16(1):11.
30. Mick S, Cattaert D, Pacllet F, Oudeyer PY, de Rugy A. Performance and Usability of Various robotic arm control Modes from human Force signals. *Frontiers in neurorobotics*. 2017;11:55.
31. Akhtar A, Aghasadeghi N, Hargrove L, Bretl T. Estimation of distal arm joint angles from EMG and shoulder orientation for transhumeral prostheses. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2017;35:86–94.
32. Matulevich B, Loeb GE, Fishel JA. Utility of contact detection reflexes in prosthetic hand control. In: *International Conference on Intelligent Robots and Systems*. IEEE; 2013. p. 4741–4746.
33. Matulevich B, Pandit V, Lin CH, Loeb G, Fishel JA. Low-cost, compliant contact sensor for fragile grasping with reduced cognitive load. In: *Myoelectric Controls Symposium*; 2014. p. 1–4.
34. Couraud M, Cattaert D, Pacllet F, Oudeyer PY, De Rugy A. Model and experiments to optimize co-adaptation in a simplified myoelectric control system. *Journal of neural engineering*. 2018;15(2).
35. Guémann M, Bouvier S, Halgand C, Pacllet F, Borrini L, Ricard D, et al. Effect of vibration characteristics and vibror arrangement on the tactile perception of the upper arm in healthy subjects and upper limb amputees. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2019;16(1):138.
36. Dawson MR, Sherstan C, Carey JP, Hebert JS, Pilarski PM. Development of the Bento Arm: An improved robotic arm for myoelectric training and research. *Proc MEC*. 2014;14:60–64.
37. Stoelen MF, Bonsignorio F, Cangelosi A. Co-exploring actuator antagonism and bio-inspired control in a printable robot arm. In: *International Conference on Simulation of Adaptive Behavior*. Springer; 2016. p. 244–255.
38. Mick S, Lapeyre M, Rouanet P, Halgand C, Benois-Pineau J, Pacllet F, et al. Reachy, a 3D-Printed Human-Like Robotic Arm as a Testbed for Human-Robot Control Strategies. *Frontiers in neurorobotics*. 2019;13:65.
39. Biddiss EA, Chau TT. Upper limb prosthesis use and abandonment: a survey of the last 25 years. *Prosthetics and orthotics international*. 2007;31(3):236–257.
40. Raichle KA, Hanley MA, Molton I, Kadel NJ, Campbell K, Phelps E, et al. Prosthesis use in persons with lower-and upper-limb amputation. *Journal of rehabilitation research and development*. 2008;45(7):961.
41. Ritchie S, Wiggins S, Sanford A. Perceptions of cosmesis and function in adults with upper limb prostheses: a systematic literature review. *Prosthetics and orthotics international*. 2011;35(4):332–341.



Hybrid sensorimotor control to increase fundamental knowledge and improve human-robot interactions

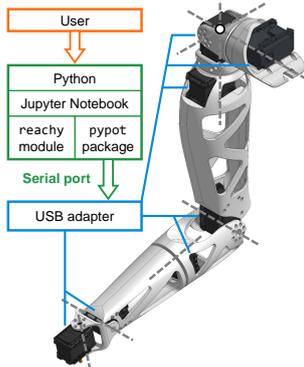
Sébastien Mick¹, Daniel Cattaert¹, Jenny Benois-Pineau², Iván González-Díaz³, Pierre-Yves Oudeyer⁴ & Aymar de Rugy¹
 1 INCIA – UMR5287 CNRS & Univ. Bordeaux; 2 LaBRI – UMR5800 CNRS & Bordeaux INP; 3 Dept. of Signal Theory and Communications, Univ. Carlos III de Madrid, 4 Inria – Centre Bordeaux Sud-Ouest

INTRODUCTION

Although computational models and simulations enable proofs of principle on neural control of movement, real interaction with the physical world, as allowed by robotic devices linked to humans, provides opportunities for **testing putative biological principles and improve robotic and prosthesis control strategies**. In order to increase our knowledge on fundamentals of sensorimotor control and improve human-robot interactions, we developed **Reachy, a 3D-printed human-like robotic arm** that can be interfaced with various control signals such as EMG, gaze information and motion capture. We also made use of **virtual reality technology to explore hybrid arm control strategies** in a simplified context before implementation on a robotic device.

THE ROBOTIC ARM REACHY

Reachy [1] was created with the aim of **providing researchers with a robotic platform on which to test control interfaces and strategies** employed to drive a robotic arm. Its design based on a 3D-printed skeleton fosters versatility and connectivity by allowing extensive customization. It comprises **7 degrees of freedom (DoF)** and its size and proportions are similar to those of a human adult's arm. Although Reachy does not include an articulated hand and is therefore more suitable for reaching than manipulation, a third-party robotic hand could be integrated to it.



The robot is controlled through Pypot, an **open-source software interface written in Python**, managing motor commands and data retrieval from the actuators' sensors. Reachy is compatible with most desktop operating systems and only needs a USB port to be plugged to a computer. The choice of the Python language also allows Reachy users to **take advantage of existing libraries dedicated to scientific computing**, with applications such as signal processing or machine learning.

Figure 1 - Reachy in its standard version. The diagram describes the software stack from the high-level interface to the motors. Dashed lines indicate motors' rotation axes.

EXP. 1 – 3D ENDPOINT CONTROL

We used Reachy in a first experiment (n=22) to reveal how **joint coordinations impact endpoint position control**, in the framework of a target-reaching task. The robot was combined with an inverse kinematics (IK) solver to allow subjects to **drive its endpoint by moving their own hand in space**, through an isomorphic control scheme. Using the IK solving parameters, we designed two different posture generation strategies with similar endpoint accuracy but whose outputs are biased towards two distinct ranges of joint coordinations. The first strategy ("bio") **produced biologically plausible movements whereas the second ("non bio") produced biologically implausible ones**. Each subject performed a phase of thirty trials with each strategy, half of them starting with the "bio" strategy and the other half starting with the "non bio" one.

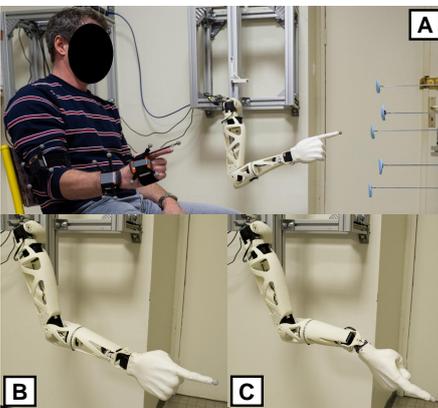
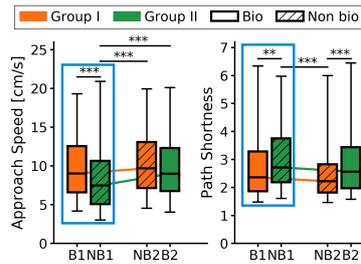


Figure 2 – Experimental setup for endpoint control. A: The robot is located to the left of the subject and facing a pole holding the set of five targets. Reflective markers are worn by the subject to record arm postures. B, C: Mean postures to reach target 3, respectively in "bio" and "non bio" conditions. Credit © Gautier Dufau

PARTNERS



Performance was assessed using two quantitative metrics: **approach speed**, which evaluates how fast the subjects managed to drive the robot to the target; and **path shortness**, which evaluates the distance travelled by the robot's endpoint during the task. The former focuses on accuracy while the latter addresses trajectory control and stability. A **four-class statistical analysis** was carried out by combining two modalities: strategy ("bio" or "non bio") and phase position (first or second).



This analysis showed that during the first phase, the "bio" strategy elicited **higher approach speeds and shorter endpoint paths** than the "non bio" one (highlighted in blue frames). Besides, performance in the second phase was influenced by the strategy used in the first phase, such that **starting with "bio" benefited the second phase** even if this one was performed with "non bio" strategy

Figure 3 – Boxplots of performance results. Left: approach speed (higher is better). Right: path shortness (lower is better).

EXP. 2 – DISTAL JOINT PREDICTION

Drawing inspiration from works on upper limb prosthesis control based on residual shoulder motion [2], we designed a **virtual reality setup** where subjects reach bottles in various positions and orientations with a virtual arm copying their own arm's motion. Then, we elaborated a **hybrid control scheme emulating that of a trans-humeral prosthesis wearer** by combining both natural and artificial joint motion, using a neural network (label O) originally trained on this dataset to predict elbow and wrist angles (4 DoF) based on shoulder angles (3 DoF).



Figure 4 – Virtual reality setup. A: The subject wears a display headset and wireless motion trackers on the chest, upper arm, forearm and hand. B, C: Snapshots of the virtual scene during the grasping and placing phases. Credit © Gautier Dufau

Besides, our works in computer vision show that a deep convolutional neural network inspired by the human visual system can be **guided by gaze information to improve object recognition and localization in egocentric videos** [3,4]. Following these results, we integrated an emulation of such features in the hybrid control by training a network (label A) additionally **fed with information about target position and orientation**. We compared both networks (O vs A) in the framework of the bottle-reaching task and assessed performance using **approach speed** as previously defined, and **shoulder location spread volume**, which evaluates how scattered the shoulder's 3D position was during the task. Preliminary results (n=11) suggest that the network fed with additional information enabled better performance by eliciting **faster endpoint motion and less compensatory trunk movements**.

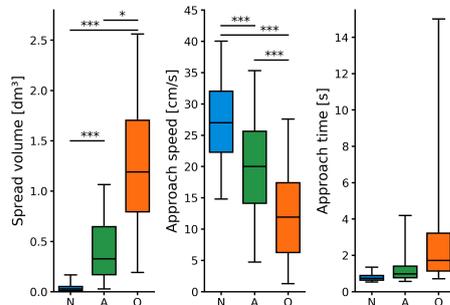


Figure 5 – Boxplots of performance results. Left: shoulder spread volume (lower is better). Center: approach speed (higher is better). Right: approach time (lower is better). Blue: natural arm control (N); green: network with additional information (A); orange: original network (O).

BIBLIOGRAPHY

- [1] Mick, S. et al. (2019). Reachy, a 3D-printed human-like robotic arm as a testbed for human-robot control strategies. *Frontiers in neurobotics* 13, 65
- [2] Kaliki, R. R. et al. (2013). Evaluation of a noninvasive command scheme for upper-limb prostheses in a virtual reality reach and grasp task. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 60, 792-802
- [3] González-Díaz, I. et al. (2019). Perceptually-guided deep neural networks for ego-action prediction: object grasping. *Pattern Recogn.* 88, 223-235
- [4] de San Roman, P. P. et al. (2017). Saliency-driven object recognition in egocentric videos with deep CNN: toward application in assistance to neuroprostheses. *Comput. Vis. Image Understand.* 164, 82-91

Motricité bio-inspirée d'un bras artificiel : vers l'intégration de coordinations motrices naturelles dans le contrôle d'une prothèse de membre supérieur

Chez l'humain, la perte de fonctions motrices causée par l'absence d'une partie du bras affecte l'autonomie et la capacité à réaliser des tâches du quotidien. Pour rétablir certaines des fonctions perdues, la personne handicapée peut utiliser une prothèse qui remplace la partie absente du bras. Aujourd'hui, les prothèses les plus avancées mesurent l'activité des muscles du moignon pour commander leurs articulations. Cependant, plus le handicap est important, plus nombreuses sont les fonctions motrices à restaurer mais moins nombreux sont les muscles à partir desquels recueillir ces mesures. En vue de surmonter cet obstacle, cette thèse explore comment l'emploi de coordinations motrices, c'est-à-dire de régularités dans les rotations des différentes articulations, peut contribuer au pilotage d'une prothèse de bras. À cette fin, deux plateformes expérimentales intervenant comme substituts à une véritable prothèse sont élaborées : un bras robotique anthropomorphe à taille humaine, et un bras simulé dans un dispositif de réalité virtuelle. Une première expérience met des participants valides aux commandes de ce bras robotique, piloté de façon à ce que son extrémité reproduise les déplacements de la main du participant. Dans une tâche d'atteinte de cible, elle compare la qualité du pilotage selon que le robot adopte des postures plutôt bio-mimétiques ou biologiquement invraisemblables, pour atteindre avec son extrémité le but défini par le participant. Cette expérience montre que la familiarisation au pilotage du robot est meilleure lorsque ses coordinations articulaires sont proches de celles d'un bras humain. Dans une seconde expérience, des participants valides pilotent un bras virtuel dont l'épaule imite les mouvements de leur propre bras, tandis que ses articulations distales (coude et au-delà) sont commandées artificiellement. Dans une tâche de prise et pose d'objet, elle compare la qualité du pilotage selon que ces articulations distales sont commandées uniquement à partir des rotations de l'épaule réelle, ou en intégrant également des informations contextuelles relatives à la cible à atteindre. Cette expérience révèle que l'inclusion d'informations contextuelles améliore notablement la qualité du pilotage. Dans leur ensemble, ces résultats montrent que les coordinations motrices naturelles sont une source d'informations pertinentes pour le pilotage d'une prothèse de bras et peuvent être employées en combinaison avec d'autres signaux de commande pour enrichir ses capacités motrices. En termes d'applications, ils fournissent des pistes pour la conception de techniques de pilotage exploitant les coordinations motrices naturelles pour piloter plusieurs articulations simultanément.

Bio-inspired motion of an artificial arm: towards the integration of natural joint coordination in upper-limb prosthesis control

In humans, the loss of motor functions associated with the absence of part of the arm disrupts autonomy and reduces the ability to carry out tasks of daily life. To restore some of the lost functions, a person with the aforementioned upper limb disability can use a prosthesis, which replaces the missing part of the arm. To this day, the most advanced prostheses measure the activity of muscles located in the stump to control their joints. However, a higher level of disability implies that the prosthesis must restore more motor functions with fewer available muscles from which command signals can be measured. In order to overcome this obstacle, this thesis explores how motor coordinations *i.e.* regularities in the way the different joints are put in motion, can be used to drive an arm prosthesis. With this aim, two experimental platforms were developed to act as substitutes for an actual prosthesis: a human-like robotic arm, and a simulated arm in a virtual reality setup. In a first experiment, this robotic arm is driven by able-bodied participants so that its endpoint reproduces the motion of their own hand. Based on a target-reaching task, this experiment compares how well participants perform with this control scheme in two distinct conditions. These conditions correspond to two different strategies to choose the robot's postures when placing its endpoint on the goal defined by the participant: rather human-like or biologically implausible. The results show that employing joint coordinations close to those of a human arm elicits better familiarization to the robot's control scheme. In a second experiment, able-bodied participants drive a virtual arm whose shoulder mimics the participant's actual shoulder motion while its distal joints (elbow and lower) are artificially controlled. Based on a pick-and-place task, this experiment compares how efficiently participants manage to drive the virtual arm with two distinct control schemes. One controls these distal joints' rotations solely from the actual shoulder's motion whereas the other uses additional information in the form of contextual, target-related data. The results reveal that including this contextual information notably improves the performance achieved during the task. Overall, these results show that natural joint coordinations provide a relevant source of information for the control of an arm prosthesis and can be combined with other types of command signals to further expand its motor functions. Regarding application to real-life prosthesis use, they provide insight for the design of control schemes employing natural motor coordinations to drive multiple joints simultaneously.